

Pedro Pérez Soriano
Salvador Llana Belloch

BIOMECÁNICA

BÁSICA

Aplicada
a la actividad
física y el deporte



BIOMECÁNICA BÁSICA APLICADA A LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE

DR. PEDRO PÉREZ-SORIANO Y
DR. SALVADOR LLANA BELLOCH
(COORDINADORES)

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL
DEPORTE
(UNIVERSIDAD DE VALENCIA)



Diseño cubierta: David Carretero

© 2015, Pedro Pérez-Soriano
Salvador Llana Belloch

Editorial Paidotribo
Les Guixeres
C/de la Energía, 19-21 08915 Badalona (España)
Tel.: 93 323 33 11 – Fax: 93 453 50 33
<http://www.paidotribo.com>
E-mail: paidotribo@paidotribo.com

Primera edición:
ISBN: 978-84-9910-180-4
ISBN EPUB: 978-84-9910-994-7
BIC: WSD

Fotocomposición: Editor Service, S.L.
Diagonal, 299 – 08013 Barcelona

Índice

Introducción

Prólogo

PARTE I. BIOMECÁNICA

1. Contextualización y evolución histórica de la biomecánica

Dr. Pérez-Soriano, P. y Dr. Llana, S.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. (Universidad de Valencia)

2. Biomecánica de la actividad físico-deportiva

Dr. Pérez-Soriano, P. y Dr. Llana, S.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. (Universidad de Valencia)

3. Unidades de medida

Dr. Aguado, X. (Universidad de Castilla-La Mancha)

PARTE II. BASES MECÁNICAS

4. Cinemática

Dr. Aguado, X. (Universidad de Castilla-La Mancha)

5. Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano

Dr. García-López, J. y Dr. Rodríguez-Marroyo, J.A.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad de León

6. Dinámica

Dr. Morey¹, G. y Dra. Mademli², L.

1. INESCOP - Laboratorio de análisis funcional del calzado.

2. Department of Physical Education and Sport Science at Serres Aristotle (University of Thessaloniki).

7. Trabajo, potencia y energía

Dr. Rodríguez-Marroyo, J.A. y Dr. García-López, J.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad de León

8. La mecánica de fluidos y su importancia en el deporte

Terrés, J.M.¹, y Dr. Arellano, R.²

1. ETS. de ingenieros de caminos, Universidad de Granada. Colaborador Tecnológico Desafío Español Copa América

2. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, Universidad de Granada

9. Problemas resueltos de biomecánica

Dra. Ponce de león, A. y Dra. Sanz, E.

Universidad de la Rioja

PARTE III. BIOMECÁNICA ESTRUCTURAL Y DE MATERIALES

10. Bases anatómicas y fisiológicas del movimiento humano

Dr. Lisón, J.F.¹ Dr. Sánchez-Zuriaga, D.² y Dr. Vera, F.J.³

1. Dpto. de Fisioterapia (Universidad CEU-Cardenal Herrera)

2. Dpto. de Anatomía y Embriología Humana (Universitat de València)

3. Dpto. de Psicología de la Salud, Área de Educación Física y Deportiva
(Universidad Miguel Hernández de Elche)

11. Biomecánica de los tejidos biológicos de carácter estructural

Dr. Llana, S.¹ y Dr. Pérez-Soriano, P.¹

1. Dpto. Educación Física y Deportiva (Universitat de València)

12. Fuerza y potencia muscular: influencia de las propiedades biomecánicas del músculo

Dr. Izquierdo, M.¹ y Dr. Badillo, J.J.²

1. Departamento de Ciencias de la Salud. Universidad Pública de Navarra

2. Departamento de Informática y Deporte. Universidad Pablo de Olavide

13. Biomecánica del raquis

Dr. Vera, F.J.¹, Dr. Sánchez-Zuriaga, D.² y Dr. Lisón, J.F.³

1. Centro de investigación del Deporte (Universidad Miguel Hernández de Elche)

2. Dpto. de Anatomía y Embriología Humana (Universitat de València)

3. Dpto. de Fisioterapia (Universidad CEU-Cardenal Herrera)

14. Introducción a los pavimentos deportivos

Sanchis, M., Rosa, D., Pérez, V., Lahuerta, R. y Alcántara, E.
Instituto de Biomecánica de Valencia

15. Vestimenta deportiva: características y propiedades de los textiles

Dr. Cambra, V., Dra. Sanchis, R., Dr. Lázaro, D., D. Gisbert, J., Dña. Blanes, M., y Dña.

Gisbert, M^a.J. AITEX. Instituto tecnológico del textil, Alcoy, España

16. El calzado deportivo

Dr. Morey, G.¹ y Dra. Mademli, L.²

1. INESCOP. Laboratorio de análisis funcional del calzado

2. Department of physical education and sport science at Serres (Aristotle University of Thessaloniki)

PARTE IV. INVESTIGACIÓN EN BIOMECÁNICA

17. Metodología de investigación en biomecánica

Dr. Guzmán, J.F.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València)

18. Herramientas y técnicas de instrumentación en biomecánica deportiva

Dr. Pérez-Soriano, P. y Dr. Llana, S.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València)

PARTE V. APLICACIONES ESPECÍFICAS

19. La marcha humana y la carrera

Dra. Mademli, L.¹ y Dr. Morey, G.²

1. Department of Physical Education and Sport Science at Serres (Aristotle University of Thessaloniki).
2. INESCOP. Laboratorio de análisis funcional del calzado.

20. Los saltos y las recepciones

Dr. Cámara, J. y Dr. Llana, S.

Dpto. de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universidad del País Vasco)

21. Biomecánica de los lanzamientos y golpes

Dra. Ferro, A.¹, y Dr. Floría, P.²

1. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad Politécnica de Madrid Gestora de Proyectos de Investigación de Ciencias del Deporte del VI Plan Nacional I + D + i (2008-2011 Ministerio de Ciencia e Innovación).
2. Facultad del Deporte. Universidad Pablo de Olavide de Sevilla

22. La biomecánica en el ciclismo

Zarzoso, M.¹, Dr. Pérez-Soriano, P.² y Dr. Llana, S.²

1. Departamento de Fisiología (Universitat de València)
2. Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias

de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València)

23. Biomecánica de las actividades acuáticas

Dr. Llana, S. y Dr. Pérez-Soriano, P.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València)

24. Judo: fundamentos mecánicos básicos

Dr. Carratalá, V., Pablos, C., Blasco-Lafarga, C. y Antón, P.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València)

25. Fundamentos biomecánicos de los dispositivos (medios) para el entrenamiento de la fuerza muscular

Dr. Llana, S., Dr. Chulvi, I., y Dr. Pérez-Soriano, P.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València)

26. La biomecánica desde el punto de vista del análisis notacional

Dr. Turpín, J.A. Dr. Cortell, J.M. Dr. Chinchila, J., y Dr. Cejuela R.

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universidad de Alicante)

27. Biomecánica y podología deportiva

Dra. Escamilla, E., Gómez, B., Dra. Sánchez, R. y Dr. Martínez, A.

Departamento de Enfermería. Podología (Universidad de Extremadura)

28. Ergonomía aplicada a las ciencias de la actividad física y el deporte

Dr. Pérez-Soriano, P.¹, Dr. Llana, S.¹ y D. Lledó, E.²

1. Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el deporte (Universitat de València)

2. Departamento de Ciencias Sociales y Jurídicas (Universitat Internacional Valenciana)

29. Biomecánica aplicada al alto rendimiento: el método de trabajo del CAR

Balius, X., Roig, A., Ferrer, V. y Borràs, X.

CAR Sant Cugat

30. Los juegos de pelota a mano

Dr. Montaner, C.¹, Dr. Pérez-Soriano, P.² y Dr. Llana, S.²

1. Instituto de Biomecánica de Valencia.

2. Departamento de Educación Física y deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el deporte (Universitat de València)

31. La biomecánica en la Medicina del Deporte

Dr. González, J.A.

Rehabilitación y Deporte (Pamplona, Universidad de Navarra)

32. Biomecánica del tenis

Dr. Llana, S., Dr. Pérez-Soriano, P., y Ramón-Llín, J.

Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Cie

Introducción

El libro “Biomecánica básica” ha sido realizado con el propósito de acercar la biomecánica deportiva a todos aquellos profesionales y técnicos en actividad física y el deporte de una forma clara, sencilla y comprensible. Respondiendo a la necesidad de acercar la biomecánica deportiva y promover su utilización práctica, la estructura del libro permite conocer el origen de la biomecánica deportiva como ciencia, las bases teóricas de la biomecánica y su aplicación a las estructuras biológicas y materiales deportivos, finalizando la obra con una introducción a la investigación en biomecánica y sus aplicaciones reales las principales actividades físico-deportivas.

La obra ha contado con una amplia colaboración de profesionales de los ámbitos docente, investigador y divulgativo, procedentes de diversas universidades e instituciones, respondiendo a las premisas de calidad profesional y de ser expertos en la temática abordada por sus capítulos.

Sin duda, este libro es un excelente punto de partida para todo aquel profesional en activo que desee ampliar sus conocimientos sobre biomecánica deportiva, y muy especialmente recomendado para estudiantes y profesionales relacionados con la actividad física y el deporte (Licenciatura/Grado en CAFD, TAFAD, entrenadores y técnicos/monitores deportivos, fisioterapeutas, podólogos, médicos deportivos, etc.).

Prólogo

Desde que en la década de 1970 se empezó a aplicar la investigación sobre biomecánica a la actividad física y al deporte, numerosos han sido los avances y las aportaciones que desde este campo se han hecho en pos de la mejora del rendimiento deportivo y de la prevención de lesiones. También han sido numerosas las publicaciones, tanto en revistas como en libros y más recientemente en webs, en el ámbito de la biomecánica. En el caso de los libros, hay publicados muchos en lengua inglesa, pero pocos en la lengua de Cervantes y, menos aún escritos en un lenguaje divulgativo pero con el máximo rigor científico.

Con el objeto de paliar este vacío, un tiempo atrás nos propusimos elaborar una obra cuyos contenidos abarcaran todo lo que un estudiante (principalmente de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, pero también de fisioterapia, traumatología, ...) necesita conocer acerca de la biomecánica aplicada a la actividad física y el deporte. Por ello, la obra se estructura de la siguiente manera:

- Una primera parte que contextualiza la biomecánica, tanto a lo largo de la historia como en la actualidad.
- Una segunda parte donde se presentan todos los fundamentos mecánicos, necesarios para poder aplicarlos a situaciones más concretas de la actividad física y del deporte.
- Una tercera parte presenta los aspectos más relevantes relacionados con el aparato locomotor.
- Una cuarta parte se centra en aspectos relacionados con la investigación.

- Y finalmente, una quinta parte donde se presentan los aspectos biomecánicos más relevantes de las actividades físicas más comunes.

Para conseguir que todos estos contenidos estuvieran escritos por expertos, se ha invitado a todos los profesionales del mundo de la biomecánica aplicada a la actividad física y el deporte en España. Lamentablemente, no todos ellos aparecen en la obra, pues por motivos personales o profesionales algunos declinaron el ofrecimiento.

Como coordinadores de toda la obra, nos sentimos responsables de la calidad de la misma. Bien saben los autores que hemos revisado todos los capítulos y les hemos hecho sugerencias de mejora y/o eliminación de partes que se repitieran en otros capítulos. No obstante, los responsables de los contenidos de cada capítulo son los autores firmantes.

No quisiéramos finalizar sin dar las gracias a todos los que han hecho posible que el libro salga adelante:

- En primer lugar, al apoyo y profesionalidad de la editorial Paidotribo, que ha hecho posible que el libro vea la luz,
- En segundo lugar, a los autores de los capítulos, que tan paciente y abnegadamente han participado en el proyecto,
- Y, finalmente, a nuestras esposas e hijos, que como siempre que nos metemos en proyectos son los grandes “sufridores” por el tiempo y esfuerzo que nos supone.

A todos ellos, muchas gracias.

D. Pedro Pérez Soriano y D. Salvador Llana Belloch
Coordinadores de la edición

PARTE I

BIOMECÁNICA

1

CONTEXTUALIZACIÓN Y EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA BIOMECÁNICA

Dr. Pérez, P y Dr. Llana, S.
Dpto. Educación Física y Deportiva
(Universidad de Valencia)

RESUMEN

A lo largo del presente capítulo se analizan aspectos conceptuales de la biomecánica, aunque fundamentalmente se describen las principales contribuciones que sus precursores han aportado a lo largo de la historia, hasta quedar configurada como una nueva ciencia. Se analizan las diferentes perspectivas de la biomecánica, sintetizadas en tres campos de aplicación: biomecánica médica, biomecánica ergonómica y, finalmente, la biomecánica deportiva, la cual es analizada en mayor profundidad en el siguiente capítulo, y de forma específica a lo largo de esta obra.

1. INTRODUCCIÓN AL CONCEPTO DE BIOMECÁNICA

El gran avance en el conocimiento del cuerpo humano en el s. XX y principios del s. XXI se ha producido en parte gracias a la colaboración de cuatro grandes áreas dentro de la ciencia, como son: la medicina, la biología, la física y la ingeniería. Sin embargo, cada vez más “nuevas” disciplinas de conocimiento como la biomecánica y la biofísica aportan conocimiento nuevo a la comprensión del ser humano y su interacción con los diferentes medios: terrestre, acuático y aéreo.

La palabra biomecánica fue probablemente utilizada por primera vez por el profesor universitario alemán Dr. Moritz Benedikt en 1887, en un seminario científico en Wiesbaden (Alemania), del que posteriormente se

realizó la publicación “*Fundamentos de la Biomecánica*” (1910) (figura 1).

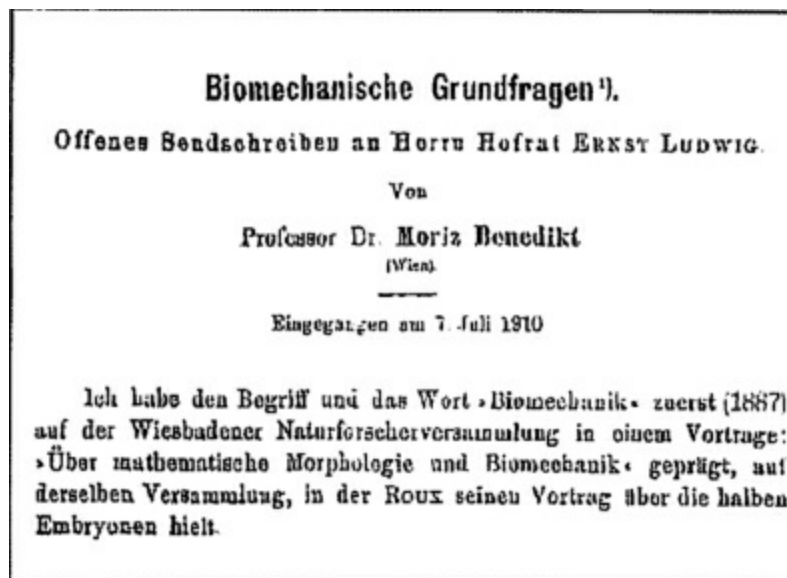


Figura 1. Primera publicación con el término biomecánica (extraída de Aguado, X. En Campos, 2001).

Aunque la evolución de la biomecánica se centra fundamentalmente en la segunda mitad del siglo XX, como se podrá observar durante el desarrollo de este capítulo, grandes personalidades históricas que no han empleado la terminología “*biomecánica*” en sus legados han aplicado de forma intuitiva los principios biomecánicos. De esta forma, no es de extrañar que Nigg y Herzog (1999) señalaran que “*los problemas que estudia la biomecánica son tan antiguos como la vida misma. Además, en la evolución del hombre, éstos empiezan desde los mismos inicios del niño que aprende a caminar*”, y que “*la biomecánica como ciencia tiene el camino trazado ya desde el s. XV con Leonardo Da Vinci y en s. XVII con Giovanni Alfosno Borrelli*”.

En cuanto a la definición del término biomecánica, resultaría muy sintético y analítico la definición aportada por la Real Academia Española de la Lengua (RAE), ya que la consideración de las leyes de la mecánica y la biología dentro del concepto de biomecánica es algo fundamental y básico; sin embargo, esta definición no muestra una de las características fundamentales de la biomecánica: su carácter pluridisciplinario.

“BIOMECÁNICA (RAE) (Del fr. biomécanique, de bio y mécanique, mecánica). F. Ciencia que estudia la aplicación de las leyes de la mecánica a las estructuras y los órganos de los seres vivos.”

Se citan a continuación algunas de las definiciones aportadas por diferentes autores y sociedades científico-técnicas que podrían aproximarse a la propia concepción de biomecánica.

“BIOMECAÁNICA (UNESCO) (International Council for Sports and Physical Education, 1971). Es la mecánica de los sistemas vivos. Comprende el conocimiento del papel que desempeñan las fuerzas mecánicas que producen los movimientos, su soporte anatómico, iniciación neuronal, control integrado, percepción, así como su diseño central.”

“BIOMECAÁNICA (ANSI) (Asociación Americana de Ingeniería Mecánica, 1972). Estudio del cuerpo humano como un sistema bajo dos conjuntos de leyes: las leyes de la mecánica newtoniana y las leyes biológicas.”

“Biomecánica (Hochmuth) (1973). La biomecánica investiga los movimientos del hombre y de los animales desde la perspectiva de las leyes de la mecánica.”

“Biomecánica (Hay) (1978). Es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo humano y los efectos que producen.”

“Biomecánica (Donskoi) (Donskoi y Zatsiorski, 1988). Es la ciencia de las leyes del movimiento mecánico en los sistemas vivos.”

Como se puede observar en la mayoría de estas definiciones, coexisten dos elementos: el mecánico y el biológico. Dado que la biomecánica utiliza los principios y métodos de la mecánica para el estudio de los seres vivos, teniendo en cuenta sus peculiaridades, se ha subdividido tradicionalmente la biomecánica de la misma forma que se ha hecho la mecánica ([figura 2](#)) (etimológicamente, del griego “*mekhaniké*”, y que significa inventar o ingenio). En este sentido, la mecánica es la parte de la física que estudia el movimiento de los cuerpos en sí mismo, describiéndolos y, por otro lado, refiriéndolo a sus causas: las fuerzas (Aguado, X. En Campos, 2001).

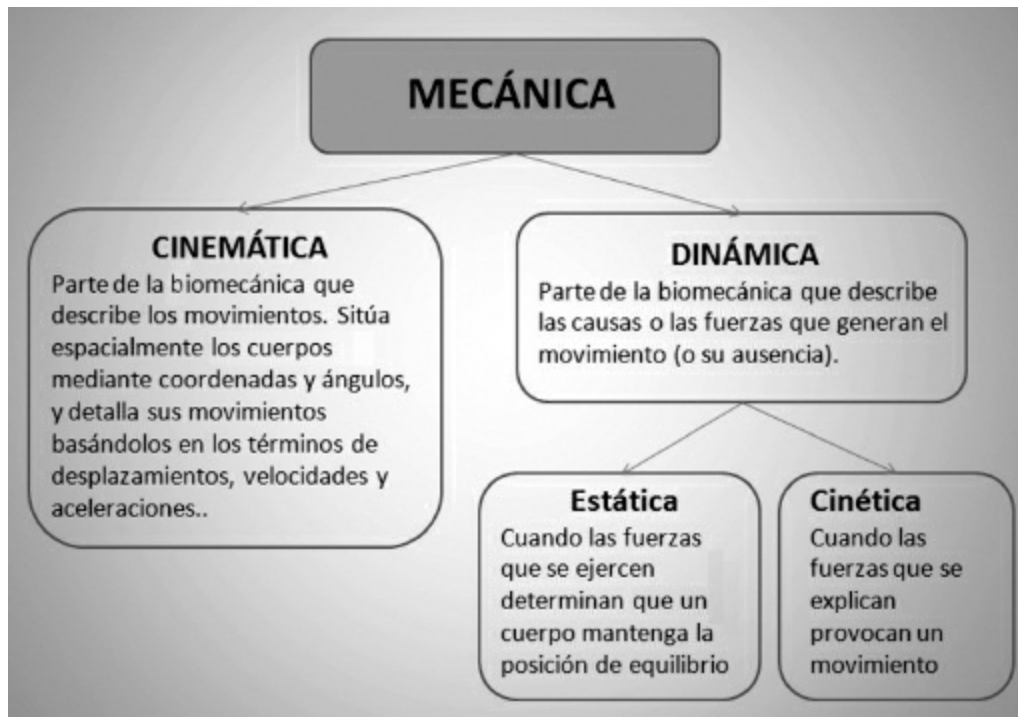


Figura 2. Divisiones de la mecánica.

En este sentido, implica una gran complejidad la búsqueda de una conceptualización de biomecánica “robusta o definitiva” donde no sólo se considere lo mecánico y lo biológico, ya que su objeto de estudio (el movimiento humano y su interacción con otros elementos) implica la participación de varias áreas de conocimiento con sistemas de análisis y metodologías diferenciadas.

Sánchez (1999) define la biomecánica con una visión general, sin dejar a un lado aspectos relevantes. Destaca la competencia de la biomecánica en el estudio de todos los fenómenos biológicos, aunque se interesa especialmente por el hombre, y que la mecánica con un amplio apoyo tecnológico y sus propios métodos puede aplicarse al estudio de los seres vivos.

“Biomecánica (Sánchez) (1999). Conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados a partir de utilizar, con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías en primer lugar en el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y, en particular, del cuerpo humano, y, segundo, en resolver los problemas que provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido.”

En esta definición deliberadamente se evita presentar la biomecánica como una ciencia, presentándola como un conjunto de conocimientos

técnico-científicos.

PUNTO CLAVE

A raíz de esta exposición de definiciones sobre la biomecánica, Gutiérrez (1998) expresa que, en lugar de limitarse a aportar definiciones confusas, es preferible conceptualizar la biomecánica etimológicamente y comprenderla en función de su desarrollo e importancia social, conceptualizándola como una *CIENCIA* interdisciplinaria situada a mitad de camino entre las ciencias básicas y las tecnológicas aplicadas.

En este sentido, tal y como señalan Izquierdo y Arteaga (en Izquierdo, 2008), resulta más sencilla la comprensión de los diversos términos que se han acuñado para definir una cierta área de la biomecánica, como la biocinemática, biodinámica, bioestadística, biometariales o biofluidos, –que determinan el nombre genérico de biomecánica, se abarquen problemas de reología de la sangre, operación de alveolos pulmonares, prótesis, mobiliario, movimientos deportivos, etc–, que ciertamente podrían tener una denominación más concreta.

2. EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA BIOMECÁNICA

La biomecánica del movimiento humano ha tenido un notable desarrollo desde finales del s. XIX, y muy especialmente la biomecánica deportiva desde mediados de los setenta (s. XX). Sin embargo, y retomando las palabras de Nigg y Herzog (1999), quienes señalan que “*los problemas de los que se ocupa la biomecánica son tan antiguos como la vida misma*”, y que es necesario presentar cada una de las figuras más relevantes que a lo largo de la historia han contribuido a la biomecánica en general, y de forma particular a la biomecánica deportiva.

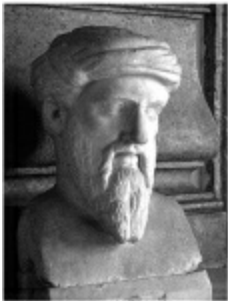
Según Izquierdo y Arteaga (en Izquierdo, 2008), los períodos relevantes dentro de la biomecánica podrían dividirse en:

- *Antigüedad: 650-200 a.C.*
- *Edad Media: 200-1450.*
- *Renacimiento italiano: 1450-1600.*

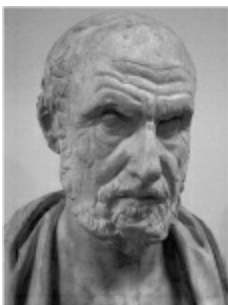
- *Revolución científica: 1600-1730.*
- *Ilustración: 1730-1800.*
- *Siglo de la marcha: 1800-1900.*
- *Siglo XX: 1900-1950.*

2.1 Antigüedad: 650-200 a.C.

La historia de la ciencia podría iniciarse en el mundo de los griegos, quienes fueron capaces de desarrollar elementos básicos de las Matemáticas, Astronomía, Mecánica, Física, Geografía y Medicina. En este sentido, se aprecian durante este período contribuciones a diversos ámbitos de las ciencias, y en especial a la biomecánica, donde se separa el mito y el conocimiento, se desarrollan paradigmas matemáticos, anatómicos y mecánicos, así como el desarrollo de los primeros análisis biomecánicos del ser humano. Entre las figuras reconocidas por sus grandes contribuciones en este período, destacan:

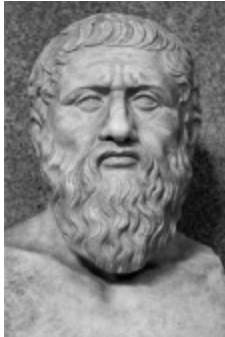


Pitágoras (582 a.C.). Entre sus contribuciones más relevantes destaca el Teorema de Pitágoras ($c_1^2 + c_2^2 = h^2$). Formó una hermandad basada en sus ideas filosóficas y matemáticas, donde hombres y mujeres participaban por igual, distribuyéndose en una jerarquía de “científicos” y “oyentes”.



Hipócrates (460-370 a.C.). Fue un famoso médico y profesor de medicina. Dado que no existen verdaderas fuentes bibliográficas de su vida, sólo se cuenta con relatos de tradición oral, que no son muy fiables.

Estudió el cuerpo desde el raciocinio, fuera del misticismo y la espiritualidad. Así, su creencia en el principio de causalidad: *“el azar no existe, cada cosa que ocurre es por una razón”* confirma su compromiso con una ciencia racional.



Platón (427-347 a.C.). Filósofo griego, alumno de Sócrates y maestro de Aristóteles, de familia noble y de la más alta aristocracia. Creía que el mundo de los sentidos era una sombra ilusoria de la realidad, estando sujeto su universo a los poderes del divino creador: *“Las ideas eran la única realidad, y el conocimiento de la verdad no podía conocerse a través del estudio de la naturaleza.”*



Aristóteles (384-322 a. C). Su padre sirvió como físico al abuelo de Alejandro Magno y fue discípulo de Platón, aunque su curiosidad intelectual pronto le llevó a cuestionarse la filosofía platónica. Realizó importantes estudios sobre el movimiento de los animales describiendo por primera vez la acción de los músculos.

En uno de sus tratados *“Incessu Animalium”* (La marcha de los animales) (figura 3), Aristóteles registró observaciones que parecen hechas desde la

perspectiva actual de la biomecánica deportiva: ...” *El animal que se mueve realiza su cambio de posición presionando lo que está debajo de él. De ahí que los atletas salten a mayor distancia si tienen pesos en sus manos que si no los tienen, y los corredores corren a mayor velocidad si balancean los brazos, porque en la extensión de los brazos existe una especie de apoyo sobre las manos y las muñecas”...*



Figura 3. Análisis cinemático actual de la marcha de los animales.

Aristóteles fue el primero, al menos de los que quedan registros escritos, en analizar el proceso de la marcha, describiendo cómo un movimiento de rotación se transforma en uno de traslación, y mostró un notable conocimiento sobre las nociones de centro de gravedad, de las leyes del movimiento y las leyes de la palanca. Su exposición de los problemas de la propulsión de una nave en distintas condiciones fue, en esencia, precursora de las tres leyes del movimiento de Newton. Aristóteles creía que el propósito de la ciencia era explicar la naturaleza, y que las matemáticas proporcionaban un buen modelo para una ciencia bien organizada. Uno de los discípulos de Aristóteles fue Alejandro Magno, lo que influyó en que posteriormente Alejandría fuera un centro de especialización científica (con observatorios y laboratorios de fisiología y anatomía).



Herófilos (~300 a. C.). Médico griego de la Escuela de Alejandría, fue uno de los primeros, junto a Erasítrato de Ceos, en hacer disecciones anatómicas en público, lo que le permitió identificar el funcionamiento de diversos órganos. También practicó vivisecciones en criminales y esclavos condenados a muerte. Sus estudios le permitieron identificar/diferenciar el tendón del nervio, la arteria de la vena, así como identificar que la inteligencia residía en el cerebro y no en el corazón.



Arquímedes (287-212 a.C.). Matemático griego, físico, ingeniero, inventor y astrónomo. Algunas de las aportaciones realizadas por Arquímedes pueden considerarse como el fundamento de la mecánica teórica. Entre otras, pueden citarse las leyes de la palanca y la solución a los problemas relacionados con la determinación del centro de gravedad (de aplicación actual en la determinación de la composición de los cuerpos). Es también reconocido por haber diseñado innovadoras máquinas, incluyendo armas de asedio y el tornillo de Arquímedes que lleva su nombre.

Entre sus contribuciones relevantes destaca lo establecido en su tratado sobre “*Cuerpos flotando*”, donde describe los principios hidrostáticos que gobiernan el comportamiento de los cuerpos en el agua, y que hoy en día se siguen aplicando, por ejemplo, en el estudio biomecánico de la natación (figura 4).

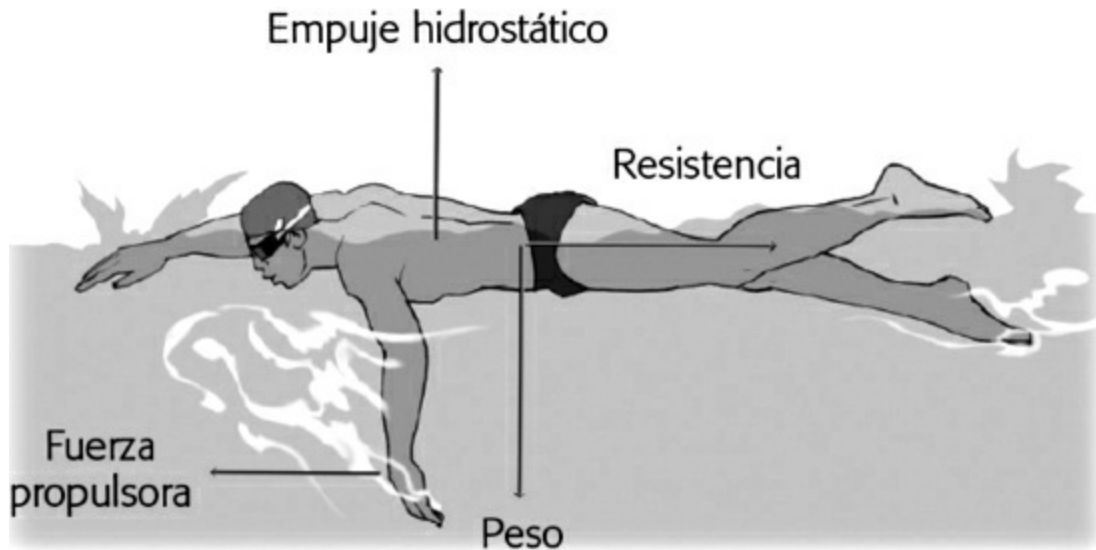


Figura 4. Fuerzas analizadas en el estudio biomecánico durante el nado (extraído de Llana y Pérez. En Izquierdo, 2008).



Galeno (129-201). Su principal contribución estuvo orientada hacia el estudio del músculo. Fue nombrado físico por el colegio de gladiadores a los 28 años, llegando probablemente a ser considerado como el primer médico de equipo, por su trabajo con los gladiadores del monarca de Pérgamo. Durante este período practicó cirugía y dietética con los gladiadores, lo que le permitió obtener un sustancial conocimiento sobre el movimiento humano.

En su obra “*De Motu Musculorum*” estableció la diferencia entre nervios motores y sensitivos, así como también entre músculos agonistas y antagonistas. También destaca su obra “*Methodo medendi*” (Sobre el arte de la curación), la cual ejerció una enorme importancia en la medicina durante quince siglos.

2.2. Edad Media: 200-1450

Durante este período las contribuciones a la biomecánica, al igual que en

otras áreas de conocimiento, fueron prácticamente nulas. Fue un período donde el desarrollo espiritual y el de la religión anulaban el desarrollo científico. Prácticamente, hasta Santo Tomás de Aquino (1225-1274) no se integró la filosofía aristotélica en las creencias cristianas.

2.3. Renacimiento Italiano: 1450-1600

Tras un período de oscuridad a nivel científico, el renacimiento italiano se caracterizó por la libertad de pensamiento, que posibilitó el resurgimiento de la filosofía, la literatura y el arte de la antigua Grecia. El caos político del s. XV en Italia proporcionó el retroceso para la erupción de las libertades intelectuales y morales, donde la autoridad de los ancianos sustituyó a la autoridad de la iglesia. En esta época, representaciones y dibujos del movimiento florecieron rápidamente en el arte griego y romano, destacando en esta época artistas como Da Vinci, Miguel Ángel y Maquiavelo.

Las principales contribuciones a la biomecánica durante esta época fueron: el retorno al trabajo científico, el desarrollo de las bases de la anatomía moderna y la fisiología, y el estudio conjunto del movimiento y la actividad muscular. Entre sus principales figuras destacan:



Leonardo Da Vinci (1452-1519). Calificado habitualmente como artista, ingeniero y científico ([figura 5](#)), se interesó especialmente por la estructura del cuerpo humano, en su relación con el movimiento, en el estudio del centro de gravedad y el equilibrio, y en la acción e interacción de los músculos.

Entre sus principales contribuciones a la mecánica destaca:

La descripción del “paralelogramo” de fuerzas

Estudió la fricción o rozamiento y cuestionó la relación de Aristóteles entre la fuerza, peso y velocidad en la caída libre.

Preparó la tercera ley de Newton en su análisis del vuelo de los pájaros

(aunque la mecánica de Da Vinci no describió o conceptualizó la aceleración, inercia o masa en comparación con el peso).

Además, planteó la importancia y utilidad de la mecánica, describiendo la mecánica de la bipedestación, de la marcha, del ascenso y descenso, del salto y de la posición sentada, con datos científicos y representaciones de los músculos individuales (con inserciones y sus interacciones). A diferencia de la aportación de Galeno, comentada anteriormente, los estudios de Da Vinci se caracterizaron por la verificación y la experimentación.

Leonardo también fue un escritor muy prolífico y la mayoría de sus apuntes resultaban prácticamente ilegibles, por lo que la mayoría de ellos no se publicaron hasta dos o tres siglos después de su muerte, limitándose su influencia en vida a un pequeño círculo de amistades.



Copérnico (1473-1543). Fue matemático, astrónomo, jurista, físico, clérigo católico, gobernador, administrador, líder militar, diplomático y economista. Como astrónomo formuló la primera teoría heliocéntrica del sistema solar en su libro *“De revolutionibus orbium coelestium”* (de las revoluciones de las esferas celestes), siendo el punto inicial o fundador de la astronomía moderna y pieza clave en lo que se llamó la Revolución Científica en la época del Renacimiento. Copérnico pasó cerca de 25 años trabajando en el desarrollo de su modelo heliocéntrico del universo, siendo difícil que en aquella época los científicos lo aceptaran, ya que suponía una auténtica revolución.



Vesalio (1514-1564). Basó sus estudios anatómicos en la observación directa y en la práctica quirúrgica, rechazando algunos errores anatómicos presentes en obras anteriores, y aportando nuevos descubrimientos, revolucionó los círculos de la época llegando a ser considerado el fundador de la anatomía moderna. Declaró que la anatomía humana podía ser aprendida únicamente con la disección y observación del cuerpo humano. En este sentido, cambió la filosofía Galena que había dominado durante 1300 años, aunque adoptó la teoría del “*Spiritus Animalis*” como causa de la contracción muscular y aportó la idea de la función motor/espiritual del cerebro. Su obra más representativa fue “*De humani corporis fabrica libris septem*” (figura 6), y entre sus aportaciones más importantes en la contracción muscular destaca la descripción de la longitud y grosor del músculo, la estructura (fibras y ligamentos) y las propiedades de la contracción muscular.

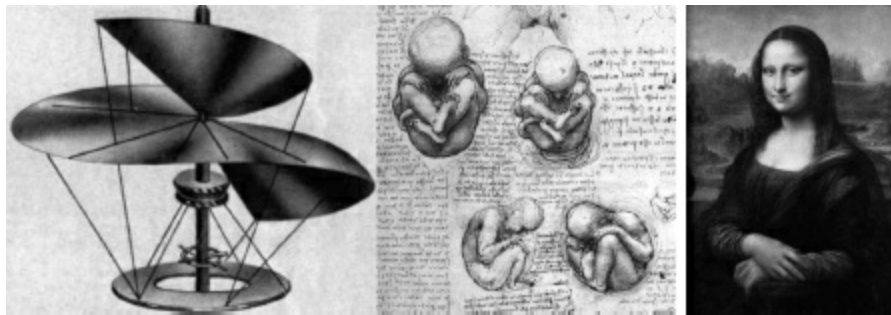


Figura 5. Contribuciones de Da Vinci a la ingeniería, anatomía y pintura.



Figura 6. Ilustración de Andreas Vesalius (1543). “De humani corporis fabrica libri septi.”

2.4. La revolución científica: 1600-1730

La revolución científica se desarrolló en un ambiente similar al que tuvo lugar en el Renacimiento Italiano, desarrollándose la ciencia gracias a las inversiones públicas y privadas de reyes, nobles, familias acomodadas, universidades, e incluso el Vaticano de Roma. Fue una época con una alta movilidad e intercambio de ideas entre científicos de diferentes países europeos, que produjeron un cambio en el conocimiento de la naturaleza y la manera de hacer el análisis científico. La experimentación llegó a ser la piedra angular del nuevo método científico. En este período, científicos ilustres como Galilei, Kepler, Descartes y Newton aportaron a la biomecánica la unión entre teoría y experimentación durante el desarrollo de la investigación científica (haciendo mención destacada a la contribución de Newton, el cual sentó las bases de la mecánica).



Galileo Galilei (1564-1643). Galileo Galilei comenzó su carrera como estudiante de medicina en la Facultad de Arts (Universidad de Pisa), aunque la finalizó dedicándose con toda su atención y energía a las Matemáticas y la Física. Posteriormente fue profesor de la Universidad de Pisa y de la de Padua.

Durante toda su carrera científica intentó persuadir a las autoridades religiosas de que las verdades transcendentales no pueden estar en desacuerdo con las verdades de la ciencia y que, por el contrario, deberían adaptarse a éstas. El mayor problema lo tuvo cuando decidió publicar uno de los mayores logros de la literatura científica, el “*Diálogo sobre los Sistemas Principales*”, en el que criticaba duramente las teorías de Copérnico y de Ptolomeo. La Inquisición lo condenó y persiguió obligándole a refugiarse, finalmente, cerca de Florencia.

Pese a sus problemas con la Iglesia, Galileo decidió preparar un nuevo libro recogiendo toda su labor realizada durante sus períodos de Pisa y Padua, tarea que no fue fácil por la dificultad de encontrar una editorial que publicara un libro de un hombre condenado por la Inquisición. Tras numerosos intentos fallidos, logró publicar su libro titulado “*Dialogues and Mathematical demonstrations concerning two new sciences pertaining to mechanics and local motions*” en Elsevier, una editorial holandesa. Galileo mencionaba en esta obra lo que él mismo consideró su trabajo más importante (teniendo esta obra diversas observaciones sobre lo que hoy se considera biomecánica humana e incluso biomecánica deportiva). Según cita de Ascenzi (1993), Galileo expresa su convicción de que “*La Matemática es el lenguaje de la Naturaleza*” en su obra “*Dialogues concerning two new sciences*” (Galilei, 1914).

Entre otras observaciones, Galileo rebatió la asunción infundada de que estructuras similares poseen resistencia similar, independientemente de sus dimensiones, y fue el primero en plantear con claridad los problemas de escalado de la resistencia ósea, demostrando la imposibilidad en la existencia

de gigantes de aspecto humano normal. Realizó estudios sobre los grandes mamíferos, en especial sobre las ballenas, centrandó la atención sobre su flotación, y sobre la función de los huesos y los músculos de estos animales. Desarrolló su visión sobre la biomecánica del esqueleto, en la cual discutió la resistencia de los sólidos huecos, como es el caso de los huesos de los pájaros.

Con relación a la biomecánica del movimiento, Galileo comenzó a escribir un libro titulado “*De animalum motibus*” (El movimiento de los animales), el cual, de acuerdo a su prefacio y a las notas (apuntes conservados) (Favaro, 1890-1909, en Ascenzi, 1993), le daban una buena oportunidad para criticar y rectificar numerosos errores que había encontrado en el citado trabajo de Aristóteles “*De Incessu Animalium*”.

Lamentablemente, Galileo murió en 1642 sin poder terminar su trabajo, aunque de sus notas previas se deduce que abordaría tópicos de la biomecánica moderna como el salto del hombre, estudiando los sistemas de palancas óseas implicados, la ventaja de utilizar una pértiga para ayudarse a mantener el equilibrio sobre la cuerda floja y la marcha del caballo. Un dato interesante es que, valiéndose de nuevos instrumentos para su época, como lo era su microscopio, estudió incluso la marcha de los insectos, alcanzando conclusiones extraordinarias. Fue capaz de demostrar que los insectos podían moverse en situaciones de antigravidez valiéndose de la adherencia de sus apoyos. También estudió algunos aspectos de la natación, en particular los problemas respiratorios ocasionados por la presión del agua sobre el tórax y los problemas de la flotación.

Según Antonio Ascenzi (1993), Galileo Galilei, debido a su labor, y habiendo aplicado las leyes de la mecánica a la solución de algunos problemas biológicos, puede considerarse realmente el fundador de la biomecánica.



Santorio Santorio (1561-1636). Fuertemente influido por Galileo, fue uno de los primeros científicos en aplicar la mecánica y sus métodos a la medicina. A través de sus experiencias y experimentos fue creando las bases del metabolismo y la energética del movimiento. Destacan entre sus experimentos la medición de su peso durante 30 años, para analizar los “líquidos y sólidos que entraban y salían de su cuerpo”, la cantidad de respiración que entraba y salía de sus pulmones y la piel.



William Harvey (1578-1657). Médico a quien se le acredita ser la primera persona que describió correctamente las propiedades de la sangre al ser distribuida por todo el cuerpo a través del bombeo del corazón. A través de la vivisección de perros, permitió analizar el movimiento del corazón y la relación entre arterias/venas, siendo notable su contribución a la mecánica del sistema vascular. Debe apuntarse que el español Miguel Servet describió la circulación pulmonar un cuarto de siglo antes que Harvey naciera, pero lo escribió en un libro de Teología “*Christianismi Restitutio*” (1553), el cual fue considerado como herejía. En consecuencia, casi todas las copias del mismo fueron quemadas, excepto tres copias que fueron descubiertas décadas más tarde.



René Descartes (1596-1650). Filósofo, matemático y científico francés.

Entre sus contribuciones más importantes a la biomecánica destaca el desarrollo del sistema de coordenadas cartesiano y la posibilidad de representar el movimiento mediante coordenadas. Llegó a ser el creador de la filosofía mecánica que representaba el análisis matemático de la mecánica, influyendo notablemente en la mecánica del s. XVIII.



Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679). Alumno de un discípulo de Galileo Galilei, se propuso aplicar las fórmulas matemáticas a los problemas del movimiento de los animales.

Con su tratado “*De Motu Animalium*” (Borelli, 1685 y 1689), intenta demostrar que los animales son máquinas, y establece relaciones entre la fuerza producida por los distintos músculos, su acción mecánica y la influencia de agentes externos como la resistencia del aire o del agua. Sostenía la teoría de que los huesos son palancas y que los músculos funcionan según principios matemáticos (figura 7). Además impulsó la Iatrofísica y/o Iatromecánica, que viene a ser la mecánica aplicada a la medicina, y cuya filosofía consistía en que todo podía explicarse mecánicamente.

Borelli realizó numerosos estudios sobre el músculo, estableciendo las diferencias entre contracciones tónicas y voluntarias, y también de la acción nerviosa entre músculos agonistas y antagonistas.

De acuerdo a esto, algunos autores (Rasch y Burke, 1986; Nigg y Herzog, 1994) consideran a Borelli como el padre de la biomecánica del sistema locomotor, aunque algunas de sus teorías, lejos de la exactitud matemática, son extremadamente fantasiosas. Sin embargo, a raíz de las palabras de Borelli, para Viladot (1992) es el más sólido precursor de la biomecánica: “*Mi objetivo es describir la difícil fisiología del movimiento de los animales; es cierto que se ha hecho en muchas ocasiones por los antiguos y por los modernos, pero ninguno que yo sepa ha estudiado los numerosos problemas*

importantes e interesantes de conocer que se puedan discutir, ni ha sabido o querido confirmar sus estudios con demostraciones mecánicas.”



Isaac Newton (1642-1727). El mismo año en que murió Galileo, nació en Inglaterra Isaac Newton (físico, filósofo, inventor, alquimista y matemático). A pesar de no poder ser considerado estrictamente un biomecánico, realizó importantes aportaciones a la ciencia en general, y a la biomecánica en particular. Según Cavanagh (1990), estas contribuciones no son comparables con las de ningún otro científico de forma individual. Así, Nigg y Herzog (1994) indican que la obra de Newton “*Philosophiae naturalis principia mathematica*” (figura 8) sea “probablemente la pieza de razonamiento científico más poderosa y original jamás publicada”, estableciendo los cimientos de la mecánica moderna.

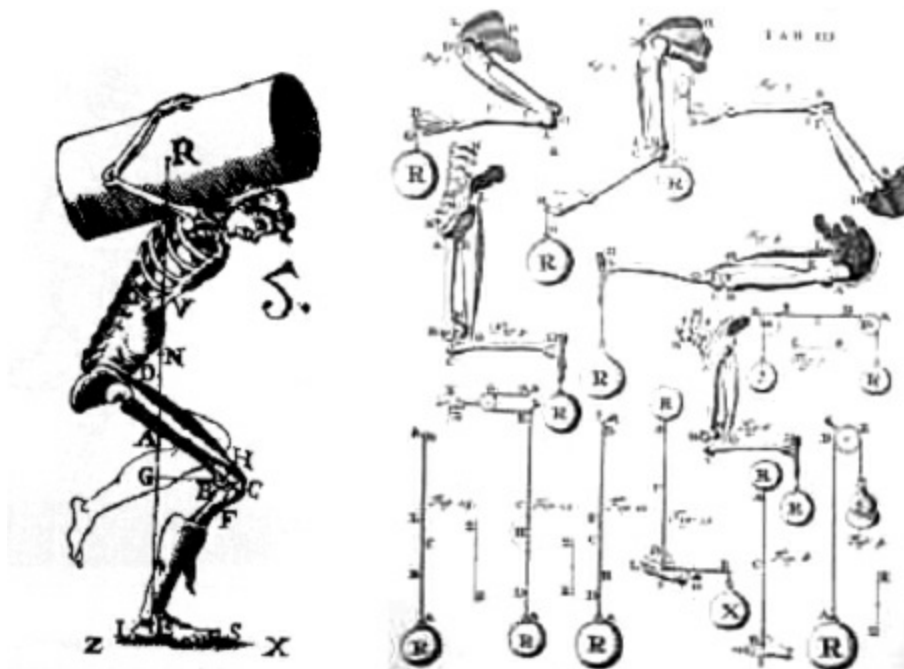


Figura 7. Ilustraciones de Giovanni Borelli (1685). "De Motu Animalium".

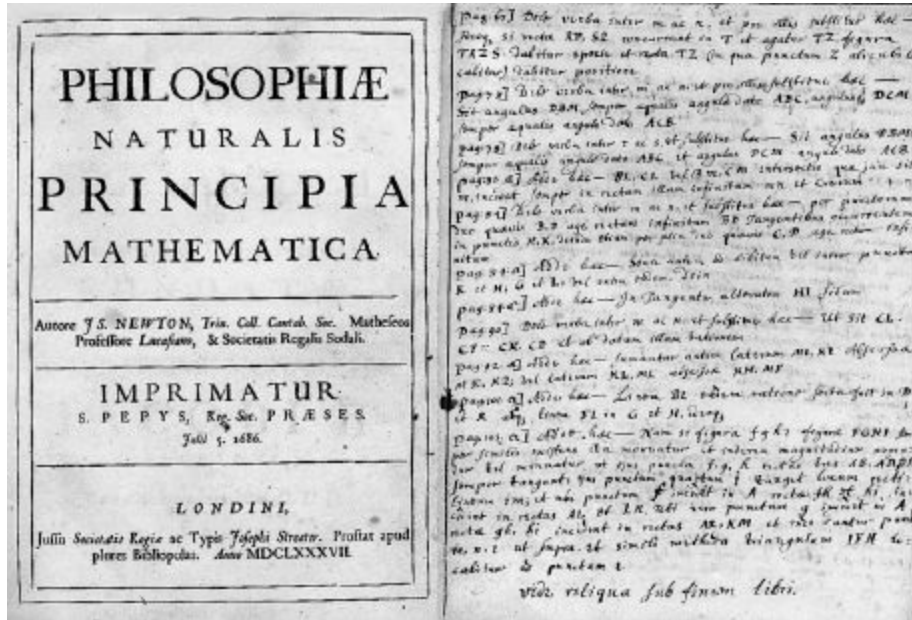


Figura 8. Obra de I. Newton, "Philosophiæ naturalis principia mathematica" (1687).

El trabajo de Newton consistió en concluir el puzzle de la mecánica (Nigg y Herzog, 1994), uniendo las diferentes piezas que habían generado científicos como Kepler, con sus leyes sobre el movimiento de los cuerpos pesados, Galileo, con su ley de caída de los cuerpos y los proyectiles, o Descartes, con sus leyes sobre la inercia de los cuerpos en movimiento. La principal contribución de Newton para la mecánica fue la "Ley de la gravitación", y la formulación de las tres leyes generales del movimiento, las cuales, denominadas desde entonces "Las leyes de Newton" (Ley de inercia, Ley de la aceleración debida a una fuerza resultante, y la Ley de acciónreacción), son empleadas de forma universal por los biomecánicos de todo el mundo para el cálculo de numerosos problemas que se plantean durante el análisis cinético de los movimientos, como el caso del estudio de los momentos articulares o de las fuerzas actuantes durante el desplazamiento.

Fue durante el siglo XVII, gracias a las aportaciones de Galileo y de Newton, cuando se consolidó la mecánica, quizá de la mano de la ciencia Matemática, para posteriormente separarse en campos independientes del conocimiento. La aplicación de esta y otras ciencias dentro de la biomecánica se amplía cada vez más aportando no sólo metodología de estudio estadístico, sino también métodos de modelización como la modelización matemática.

2.5. La Ilustración: 1730-1800

La antigua “*filosofía natural*” queda atrás en esta época, para dar paso a la nueva “*mecánica general*”, desarrollada por un nuevo grupo de científicos, los filósofos mecánicos. Sin embargo, no será hasta el s. XVIII cuando algunos de los conceptos necesiten del soporte matemático para obtener resultados experimentales y queden completamente comprendidos. En este sentido, Sánchez del Río (1986) señala que el concepto de fuerza no estaba claro en este período. Los “*filósofos mecánicos*” no se ponían de acuerdo sobre si la materia se movía por fuerzas externas, internas o por ninguna fuerza: *a)* “no había ninguna fuerza en la materia” (Descartes); *b)* “la materia se componía de partículas inerciales, y las fuerzas actuaban entre cada par de partículas” (Nexton), y *c)* “las fuerzas eran internas a las partículas” (Leibniz).

Durante la ilustración se esclarece el concepto de fuerza, ya que las leyes de Newton describían el movimiento de masas puntuales, y podían aplicarse aproximadamente a cuerpos celestes, pero no podría describir el movimiento de cuerpos rígidos, el movimiento de fluidos o las vibraciones de una cuerda. Para ello fue necesaria la aparición de matemáticos que dieran soporte a estas cuestiones. En este sentido, las principales contribuciones a la biomecánica durante esta época fueron:

- Una mejor comprensión del concepto de fuerza.
- Desarrollo de conceptos significativos en el análisis biomecánico al relacionar fuerza y movimiento, como conservación del momento y de la energía.
- Consolidación matemática de las diferentes leyes de la mecánica.
- Se explicó la contracción muscular como un hecho influido por fuerzas eléctricas, bioquímicas y mecánicas.
- La facilitación del estudio de la dinámica de los movimientos humanos, gracias al análisis matemático y los métodos de Lagrange y D’Alembert (basados en la mecánica de Newton).
- Inicio de los estudios con biomateriales para crear estructuras.



Leonhard Euler (1707-1783). Matemático y físico, es considerado como el principal matemático del siglo XVIII. Desarrolló teorías para describir el movimiento de cuerpos vibrantes, aplicar las leyes de Newton a cuerpos rígidos y fluidos (ángulos de Euler) (figura 9), y estableció las bases matemáticas para introducir el concepto de conservación de la energía.

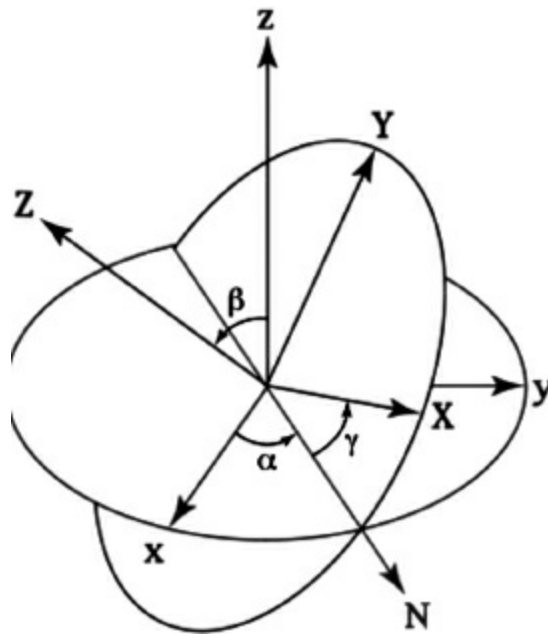
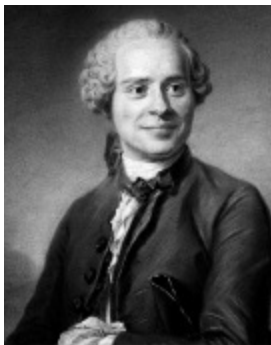
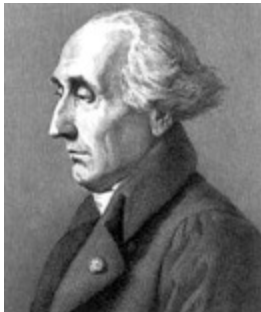


Figura 9. Dos sistemas ortogonales en el que se muestran los ángulos de Euler.



Jean le Rond D'Alembert (1717-1783). Matemático y filósofo francés, concibió las Ciencias como un todo integrado y herramienta para el progreso de la Humanidad. Su obra maestra fue el tratado de dinámica, donde enunció el teorema que lleva su nombre (principio de d'Alembert), el cual establecía que “la tercera Ley de Newton del movimiento no sólo se cumple para cuerpos fijos, sino para aquellos que se mueven libremente”. Entre sus principales contribuciones a la biomecánica, destaca la aplicación de sus principios a la cinética.



Joseph-Louis Lagrange (1736-1815). Matemático, físico y astrónomo italiano, empezó su trabajo en mecánica clásica a la edad de 19 años, y lo terminó a los 52 años. Lagrange trataba los problemas mecánicos usando el cálculo diferencial, y sus ecuaciones expresaban la segunda Ley de Newton en términos de energía cinética y potencial.

La filosofía mecánica también fue adoptada por los fisiólogos del s. XVIII para explicar las estructuras y funciones del cuerpo humano, potenciando además el descubrimiento de la electricidad y el conocimiento de la naturaleza de los músculos. En este sentido, tal y como citan Izquierdo y Arteaga (2008), destaca Albrecht Von Haller, quien sugirió que la contractibilidad era una propiedad innata del músculo, incluso después de muerto, y que la contracción muscular podía ser provocada por estímulos eléctricos, químicos, térmicos y mecánicos. Sin embargo, mostró cautela en interpretar que la electricidad era el misterioso “*spiritus animalis*” que controlaba el movimiento, siendo consciente de que la técnica experimental del s. XVIII no era capaz de revelar los secretos de los impulsos nerviosos electroquímicos.

2.6. El siglo de la Marcha: 1800-1900

Aguado (En Campos, 2001) señala que la base de los conocimientos de la mecánica queda estructurada hasta las aportaciones realizadas por Newton, pero sigue existiendo durante muchos años una falta de técnicas instrumentales y metodologías que permitan ser aplicadas al estudio de los seres vivos. En el mismo sentido, Dal Monte (1983) explica que la revolución en la biomecánica estuvo ligada a la posibilidad de registrar el movimiento del hombre a partir del descubrimiento de la fotografía. En este sentido, el S. XIX supone la aparición de la fotografía, así como de otros instrumentos que permitieron cuantificar el movimiento humano y animal.

La marcha humana fue la primera actividad o acción que despertó gran interés entre los fisiólogos, ingenieros, matemáticos,... de la época (Nigg y Herzog, 1994), iniciándose este análisis de manera observacional, y posteriormente con la fotografía de forma cuantitativa (figura 10). Los primeros experimentos objetivos sobre la marcha humana los realizaron los hermanos Weber en Alemania a mediados del siglo XIX (1836); así, en su obra: “*Mechanik der Menschlichen Gehwerkzeuge Gottingen*”, describen las fases de la marcha humana, movimientos del centro de gravedad y alteraciones de la marcha (Paul, 1998).

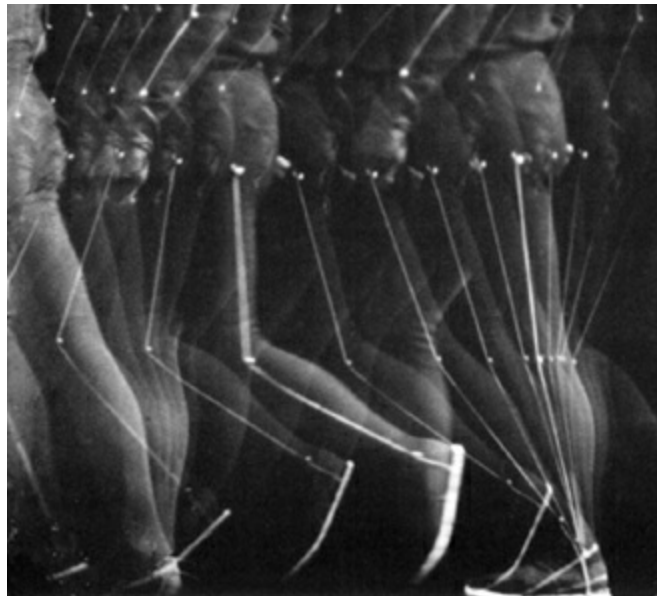


Figura 10. Análisis de la marcha (Marey, 1884).

Durante el período de 1800-1900, las principales aportaciones a la biomecánica fueron:

- Desarrollo de nuevas técnicas instrumentales y métodos para cuantificar la cinemática y cinética del movimiento (fundamentalmente aplicado al análisis de la marcha).
- Aplicación de métodos de la ingeniería en el análisis biomecánico y biológico.
- El paso de una biomecánica intuitiva a una biomecánica basada en la cuantificación y el análisis matemático.
- La aparición de las técnicas de electromiografía en el análisis de la acción muscular.
- El estudio de los biomateriales para la generación de diferentes estructuras.



Étienne Jules Marey (1839-1904). Médico, fisiólogo e inventor francés aplicó técnicas de fotografía cronocíclica, ciclofotografía o cronofotografía para analizar la marcha humana y la marcha animal. Según Cavanagh (1990), fue uno de los científicos más prolíficos que la biomecánica haya visto jamás. Marey utilizó instrumentos de medición extremadamente ingeniosos para su época como un complejo sistema neumático de grabación portátil que permitía al corredor realizar su actividad libremente, fuera del laboratorio, mediante zapatillas con cámaras de aire, primitivos acelerómetros colocados en cabeza o sistemas telegráficos para la medición de la frecuencia de zancada y la velocidad de los corredores (figura 11). Fue el creador de la primera plataforma dinamométrica, e incluso fue el primero en emplear técnicas de análisis cinético y cinemático sincronizadas.

Marey fue responsable del diseño de la mayor instalación construida hasta entonces, destinada al análisis de la locomoción. La famosa “*Estación fisiológica*” (figura 12), fue una pista perfectamente horizontal de quinientos metros de circunferencia, instrumentada para medir eventos parciales, como

el tiempo de paso cada cincuenta metros.



Figura 11. Tecnología empleada por Marey, pionera en la instrumentación biomecánica.

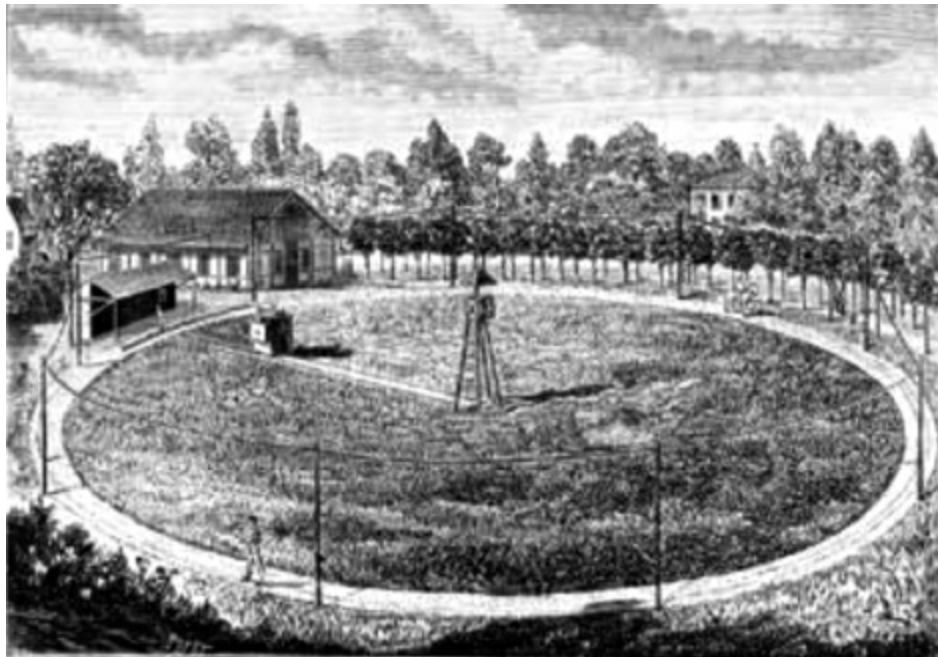
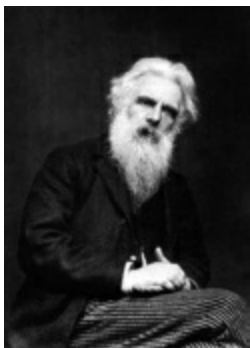


Figura 12. Estación fisiológica (Jules Marey, 1839-1904).



Eadweard Muybridge (1830-1894). Contemporáneo de Marey, es otro personaje destacable de la biomecánica de finales del siglo pasado. Nació en Inglaterra aunque emigró a los Estados Unidos de América, con el objetivo de hacer fortuna, cambió su nombre y finalmente se dedicó a la fotografía. En 1872, Muybridge comenzó a hacerse famoso cuando demostró, a través de sus fotografías, que el caballo despega las cuatro patas a la vez durante su trote (figura 13).

Fue entonces cuando, bajo el patrocinio de Stanford y de la Universidad de Pennsylvania, se embarcó en un ambicioso proyecto para obtener una serie de secuencias fotográficas de animales y seres humanos en movimiento. El resultado fue un impresionante documento visual de once volúmenes llamado “*Animal Locomotion*” (MuyBridge, 1887), y reproducido en tres volúmenes en 1979 (Muybridge, 1979), el cual contiene 781 láminas originales, con un total de más de 20.000 fotografías individuales. Las láminas están hechas con seriaciones del movimiento obtenidas con cámaras fotográficas orientadas casi siempre perpendicularmente, que permiten analizar el movimiento desde dos o tres planos ortogonales.

Un gran número de láminas de Muybridge se dedican al análisis de movimientos habituales de la vida diaria del hombre/mujer y de los niños, además de otras muchas actividades consideradas hoy en día como deportivas, como la carrera de fondo, de velocidad o con obstáculos, el salto de longitud, el salto de altura y los lanzamientos (figura 14).

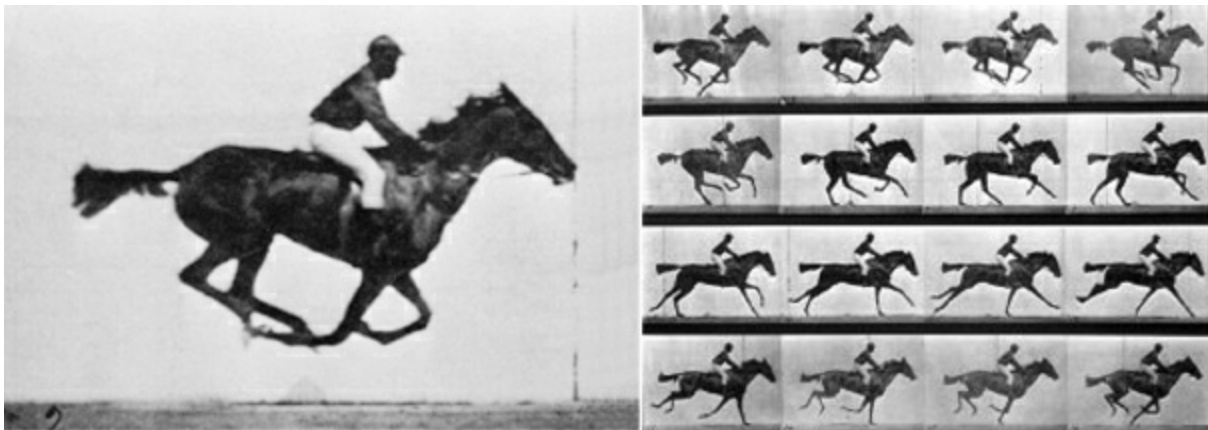


Figura 13. Secuenciación de la carrera del caballo de Muybridge (1872).

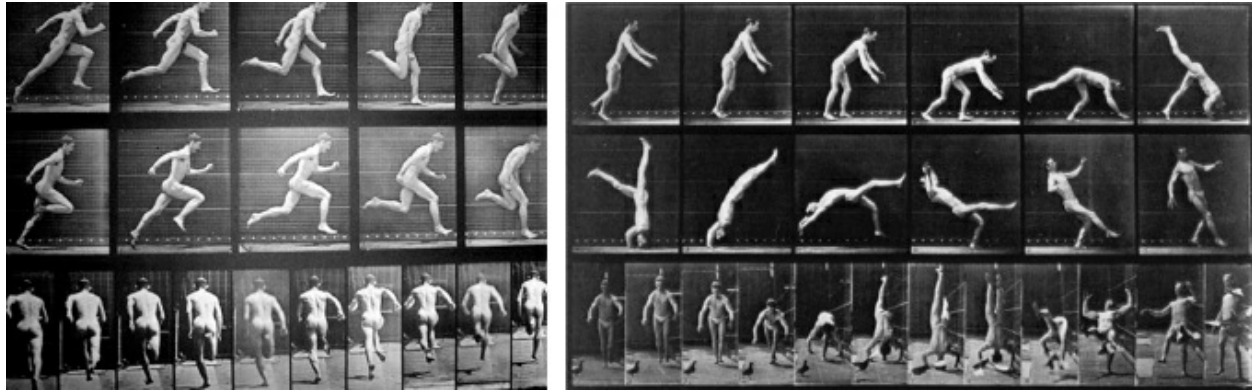


Figura 14. *Secuencias de imágenes analizadas por Muybridge (1887).*

Finalmente, durante este período también hay que citar a figuras importantes como Friedrich Trendelenburg (1844-1924), por sus aportaciones al análisis de la marcha, fundamentalmente patológica; Dubois-Reymond (1818-1896) y Duchenne (1802-1875) por su contribución al estudio electromiográfico; Richard von Volkmann (1830-1899) y Julius Wolf (1836-1902), por sus contribuciones sobre el efecto de la presión en el desarrollo del hueso; Wilhelm Braune (1831-1892) y Otto Fischer (1840-1927), por sus precisos cálculos matemáticos en el análisis de la marcha humana, en el que posiblemente fue el primer análisis cinemático 3D empleando 4 cámaras fotográficas.

2.7. Siglo XX: 1900-1950

Se podría comentar que prácticamente hasta finales del s. XVIII y principios del s. XIX las mayores contribuciones a la biomecánica fueron a través de conceptualizaciones teóricas de sus precursores, con escasas aplicaciones en el terreno práctico. Sin embargo, a partir de este período, y gracias a la utilización y desarrollo de tecnologías adecuadas para poder aplicar el método científico, es cuando la biomecánica de la actividad física y el deporte empieza a aportar un notable conocimiento en el análisis del movimiento humano. Entre las principales aportaciones que este período y el posterior han realizado a la biomecánica destacan:

- El desarrollo tecnológico y mecánico derivado lamentablemente de las dos guerras mundiales.
- El reconocimiento social y económico al deporte, lo cual revierte en un

incremento de la financiación para la investigación (tanto pública como privada), y esto a su vez en el desarrollo de nuevos investigadores (biomecánicos), y de centros de investigación con departamentos o unidades específicas de biomecánica.

- El enfoque multidisciplinario de la biomecánica, ha permitido generar mayor conocimiento sobre el movimiento del sistema musculoesquelético, así como el desarrollo de herramientas y técnicas de instrumentación específicas.
- Finalmente, destacar la inclusión de la biomecánica como asignatura en las universidades, así como las agrupaciones o sociedades nacionales e internacionales de biomecánica, congresos/simposios, y revistas específicas y especializadas en biomecánica deportiva.

Las primeras contribuciones a la biomecánica en este período vinieron de manos de la cinesiología. De esta forma son publicaciones relevantes por su orientación hacia la actividad física; *“the special kinesiology of educational gymnastics”* (Posee, 1890), *“Gymnastic Kinesiology”* (Skartrom, 1909), y *“Biomechanische Grundfragen”* (Benedickt, 1910). También hay que señalar por su interés en el ámbito de la investigación en actividad física la obra *“The Action of muscles in body movement and posture”* (Bowen, 1912), revisada y modificado el título *“Applied Anatomy and Kinesiology”* (McKenzie, 1917), y nuevamente revisada con el título *“Kinesiology and applied anatomy: The science od human movement”* (Rasch y Burke, 1959). Fue traducida al castellano en 1961, con el título *“Kinesiología y Anatomía aplicada”*.

En 1949 se publicó *“Research methods applied to health, physical education and recreation”*, donde se incluían diversos capítulos relacionados con el área de la cinesiología experimental, fotografía y cinematografía para el análisis del movimiento en la actividad físico/deportiva. También hay que mencionar las obras *“Kinesiology”* de Morehouse y Cooper (1950), así como de Wells (1950), donde se presta especial atención al análisis de las estructuras, movimientos y acciones musculares del cuerpo humano.

En este período, *Jules Amar* destaca por su desarrollo en un amplio tratado dedicado a la mecánica corporal, fundamentalmente en su relación con el mundo laboral (que posteriormente se denominará ergonomía). Se interesó por los problemas de la fatiga, los efectos del medio ambiente, temperatura, ruido e iluminación. Jules Amar, a principios de siglo en Francia, crea el primer laboratorio de investigación sobre el trabajo

profesional “Conservatorio Nacional de Artes y Medidas”, y sus obras “*Physiology Of Industrial Organization And The Re-employment Of The Disabled*” (1919) y “*The human motor*” (1920) podrían ser consideradas como los primeros tratados de ergonomía. Posteriormente, según Contini y Drillis (1954), esta ergonomía estará aún más presente tras la investigación desarrollada después de la Primera Guerra Mundial, y especialmente en Francia y Alemania el estudio estuvo orientado al desarrollo de prótesis y su implantación en el hombre (estudios que serán evidencias para la futura biomecánica médica).

Contribuciones en otras áreas, pero con una elevada aplicación en la biomecánica, fueron:

- Las contribuciones en el campo de la organización estructural y el funcionamiento del modelo mecánico del músculo (vigente hoy en día); destaca el premio Nobel en Fisiología y Medicina A.V. Hill (1886-1977). En 1931 publica su libro “*Adventures in biophysics*”, en el que conjugó elementos de la biología y la física.
- Las aportaciones en el campo de la Neurología, con especial atención a la inervación de los músculos antagonistas y el papel fundamental de los reflejos de inhibición, del premio Nobel de Medicina Sir Charles Scott Sherrington (1852-1952).

PUNTO CLAVE

Los períodos relevantes dentro de la biomecánica podrían dividirse en: a) *Antigüedad*: 650-200 a.C.; b) *Edad Media*: 200-1450; c) *Renacimiento Italiano*: 1450-1600; d) *Revolución científica*: 1600-1730; e) *Ilustración*: 1730-1800; f) *Siglo de la marcha*: 1800-1900, y g) *Siglo XX*: 1900-1950.

3. PERSPECTIVAS DE LA BIOMECÁNICA

La aplicación de la biomecánica en diversos ámbitos, fundamentalmente a partir de la mitad del s. XX, ha diversificado las líneas de investigación y estudio donde se aplica. Donskoi y Zatsiorski (1988) establecen tres enfoques desde los que se estudia la biomecánica humana ([figura 15](#)).

Sin embargo, podría hacerse una clasificación de las perspectivas de la

biomecánica en función de sus campos de aplicación, aunque éstos no estén nítidamente definidos y en muchas ocasiones estén interrelacionados. En este sentido, Izquierdo y Arteaga (En Izquierdo, 2008) distinguen tres áreas o campos de aplicación de la biomecánica:

Biomecánica médica. Analiza las patologías que aquejan al cuerpo humano para generar soluciones capaces de evaluarlas, repararlas o paliarlas. Se puede dividir en varias disciplinas como:

- **Biomecánica aplicada a la traumatología.** Aplica los principios de la mecánica para el estudio de las causas de las lesiones.
- **Biomecánica aplicada a la rehabilitación.** Está basada en el desarrollo de patrones normales de movilidad, estudiando aquellos ejercicios que tienen un carácter rehabilitador, teniendo en cuenta la dirección de las fuerzas y momentos generados en torno a las articulaciones.
- **Biomecánica aplicada a la fisiología.** Analiza la mecánica de los fluidos, así como la relación de la inervación muscular en cuanto a la coordinación de movimientos y las implicaciones de los procesos fisiológicos del cuerpo sobre las habilidades motoras.
- **Biomecánica ortopédica.** Basada en el estudio mecánico de huesos, cartílagos, tendones y articulaciones con la finalidad de implantar y adaptar prótesis.

Biomecánica ocupacional (ergonomía). Analiza la relación mecánica que el cuerpo humano sostiene con los elementos con los que interactúa en distintos ambientes, el laboral, docente, doméstico o de ocio, para adaptarlos a sus necesidades.

Biomecánica deportiva. Estudia la práctica deportiva para mejorar su rendimiento, desarrollar técnicas de entrenamiento y diseñar equipamientos deportivos de altas prestaciones. En este sentido, el conocimiento de aspectos mecánicos proporciona una base científica y en determinadas ocasiones demuestra cómo pueden obtenerse ventajas en el análisis de técnicas deportivas, en los implementos utilizados y/o los objetos con el que el deportista interactúa (balón, stick, disco,...).

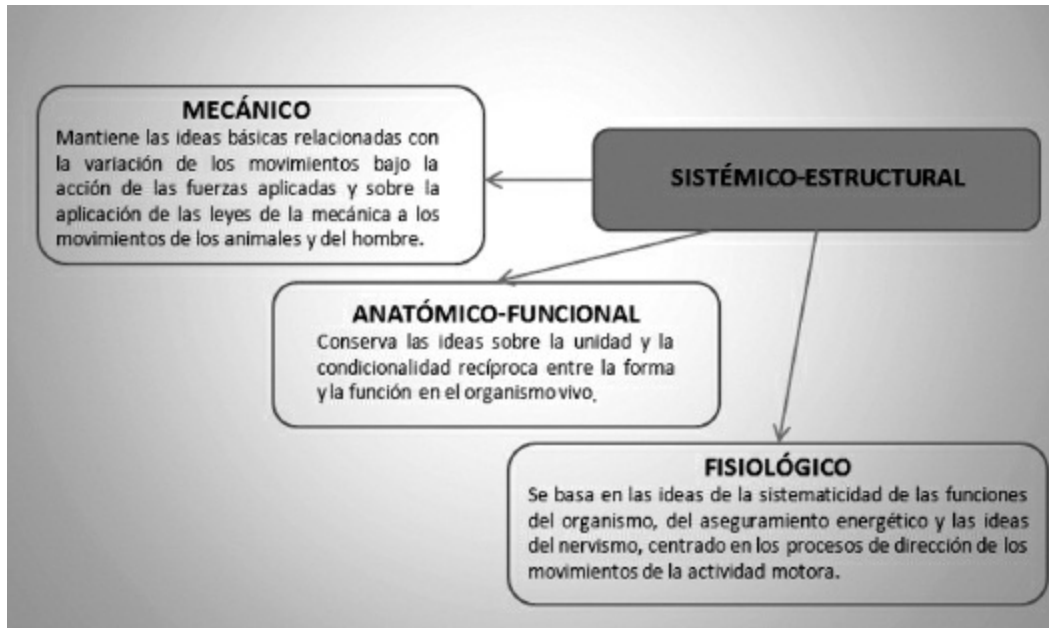


Figura 15. Perspectivas de estudio de la biomecánica (adaptado de Donskoi y Zatsiorski, 1988).

Tanto el campo médico como el campo ocupacional de la biomecánica se aplican, fundamentalmente, desde una perspectiva de la mejora o el mantenimiento de la salud. Podría decirse que en el campo ocupacional se observan algunas posibles líneas de investigación en lo relacionado con la eficiencia del trabajo, pudiéndose plantear una perspectiva de mejora del rendimiento. En el campo de aplicación deportiva, ocurre lo contrario que en los otros dos campos.

La biomecánica deportiva comenzó aplicándose al estudio del deporte, desde la única perspectiva de la mejora del rendimiento de los deportistas, aunque hoy en día, el trabajo de la biomecánica deportiva se orienta desde dos perspectivas diferentes y complementarias:

- Mejora del rendimiento. Su objetivo es claramente contribuir a mejorar marcas, bajar tiempos, mejorar distancias, etc.
- Mantenimiento de la salud. Su objetivo es evitar la aparición de lesiones (epidemiología).

Estas dos perspectivas de estudio son los extremos de un continuo que va desde la observación exclusiva del rendimiento, sin tener en cuenta los aspectos de la salud, hasta la observación exclusiva de la salud, sin tener en cuenta el rendimiento. La realidad de la investigación en biomecánica

deportiva es que son escasas las líneas de trabajo en las que no se tengan en cuenta ambas perspectivas, aunque evidentemente se le otorgue diferente peso a cada una de acuerdo a los objetivos de la investigación. Por otra parte, debe destacarse que estas perspectivas de estudio de la biomecánica deportiva son de aplicación a cualquiera de sus ámbitos. Desde el estudio de la técnica deportiva, pasando por el desarrollo de sistemas de entrenamiento hasta el diseño de equipamiento, pueden estudiarse desde un punto de vista que combine, en diferente o igual grado, ambas perspectivas.

Finalmente, y a modo de reflexión en estas tres perspectivas de la biomecánica, cabe retomar las palabras de Gutiérrez (1998) en la definición de biomecánica: “(...) se conceptualiza como una ciencia interdisciplinaria situada a mitad de camino entre las ciencias básicas y las tecnológicas aplicadas”, donde se incide en el carácter interdisciplinario y aplicado de la biomecánica. En este sentido, resulta sintético y a la vez complejo acotar las perspectivas de la biomecánica a tres áreas o campos (dado su carácter interdisciplinario y aplicado), pues si se consideran las áreas de interés ([tabla 1](#)) en el XXII Congreso de la Sociedad Internacional de Biomecánica (5-9 julio, 2009; ISB, Ciudad del Cabo, Sudáfrica), no resulta sencillo enmarcarlas únicamente en tres perspectivas o campos de aplicación.

Tabla 1. Áreas de interés en el XXII Congreso de la Sociedad Internacional de Biomecánica (2009).

<i>Animation</i>	<i>Cell Mechanics</i>	<i>Hearing Mechanics</i>	<i>Molecular Biomechanics</i>	<i>Soft Tissue Mechanics</i>
<i>Anthropometry</i>	<i>Clinical Biomechanics</i>	<i>Human Movement</i>	<i>Motor Control</i>	<i>Spine Biomechanics</i>
<i>Biofluid Dynamics</i>	<i>Computational Mechanics</i>	<i>Impact Biomechanics</i>	<i>Muscle Mechanics</i>	<i>Sport Biomechanics</i>
<i>Bioheat/Mass Transfer</i>	<i>Crash Trauma</i>	<i>Implants</i>	<i>Neuromuscular Mechanics</i>	
<i>Biomaterials & Medical Devices</i>	<i>Dental Biomechanics</i>	<i>Injury Biomechanics</i>	<i>Neural Prosthesis</i>	
<i>Biorheology</i>	<i>Ergonomics</i>	<i>Microcirculation</i>	<i>Occupational Biomechanics</i>	
<i>Bio-robotics</i>	<i>Forensic Biomechanics</i>	<i>Microelectromechanical Systems (MEMS)</i>	<i>Orthopaedics and Joint Mechanics</i>	
<i>Cardiovascular Biomechanics</i>	<i>Gait and Locomotion</i>	<i>Modelling Techniques</i>	<i>Respiratory Biomechanics</i>	

PUNTO CLAVE

Una clasificación de las perspectivas de la biomecánica en función de sus campos de aplicación sería confusa, ya que en la mayoría de las ocasiones sus campos de aplicación están interrelacionados. No obstante, y de forma sintética, podría clasificarse en: a) biomecánica médica, b) biomecánica ocupacional y c) biomecánica deportiva.

BIBLIOGRAFÍA

- Aguado, X. (1993) *Eficacia y técnica deportiva*. Barcelona, INDE.
- Ascenzi, A. (1993) Biomechanics and Galileo Galilei. *Journal of Biomechanics* 26, 2: 95-100.
- Campos, J. (2001) *Biomecánica y deporte*. FDM, Valencia.
- Cavanagh, P.R. (1990) *Biomechanics of Distance Running*. Champaign, Illinois, Human Kinetics.
- Donskoi, D., Zatsiorki, V (1988). *Biomecánica de los ejercicios físicos: Manual*. La Habana, Pueblo y educación.
- Gutiérrez, M. (1998) *Biomecánica deportiva: bases para el análisis*. Síntesis, Madrid.
- Izquierdo, M. (2008) *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Editorial Médica Panamericana.
- Nigg, B.M., Herzog, W. (1994) *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. Chichester, London, John Wiley & Sons.
- Paul, J. P. (1988) History and fundamentals of gait analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 8: 123-1235.
- Sánchez del Río, C. (1986) *Los principios de la física en su evolución histórica*. Madrid, Universidad Complutense de Madrid.
- Sánchez, J. (1999) *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV).

PARA SABER MÁS

<http://www.isbweb.org/>, portal oficial de la International Society of Biomechanics.

<http://www.isek-online.org/>, portal oficial de la International Society of Electrophysiology and Kinesiology.

<http://www.esbiomech.org/>, portal oficial de la European Society of Biomechanics.

<http://www.prevencionintegral.com/sibb/>, portal oficial de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales.

2

BIOMECÁNICA DE LA ACTIVIDAD FÍSICO- DEPORTIVA

Dr. Pérez, P y Dr. Llana, S.
Dpto. de Educación Física y Deportiva
(Universidad de Valencia)

RESUMEN

El siguiente capítulo completa al anterior tratando de forma específica el origen, concepto y evolución de la biomecánica deportiva. En él se presenta la biomecánica deportiva como una ciencia básica y aplicada dentro las ciencias de la actividad física y el deporte, realizándose un breve repaso por las disciplinas más próximas a la biomecánica deportiva, como la biónica y la cinesiología, así como su origen académico. Finalmente, se presenta los principales canales de difusión científica en materia de biomecánica deportiva: manuales, revistas, congresos y jornadas..., así como las instituciones o centros más representativos en España y con una amplia producción científica en materia de biomecánica deportiva.

1. CONCEPTUALIZACIÓN DE LAS CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE

Tal y como cita el Libro Blanco del Título de Grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, debemos remontarnos a la Grecia clásica para encontrar como término cercano al de actividad física el de gimnasia, que proviene de “*gymnos*”, con el significado desnudo (por la forma de realizar los ejercicios físicos en aquella época y cultura). O bien de “*Gymnazein*” que significa hacer ejercicio. El término gimnasia, hoy en desuso y con connotaciones negativas, ha sido muy utilizado hasta fechas relativamente recientes. Así, Cagigal (1996) la considera como un componente de la

Educación Física.

Hasta la década de los noventa, el término más usado ha sido el de Educación Física. Pero este término encerraba un sesgo claro hacia el ámbito educativo, pedagógico, herederos de la propia historia de la materia unida a la enseñanza. En el análisis que realiza del término, Cagigal lo divide en sus dos componentes “educación” y “física”. El término físico procede del griego “*fysis*”, que significa naturaleza, y para Cagigal (1996) lo físico significa lo perteneciente a la constitución y naturaleza corpórea o material, que aplicado al ser humano se entiende por aquello que forma su constitución o naturaleza. En estas definiciones de lo físico se encuentran conceptos de gran utilidad actual. En primer lugar, el valor de lo corporal y del cuerpo, y en segundo lugar, el movimiento como elemento clave. En este sentido, es precisamente el componente físico, lo corporal, el movimiento, el que se va mantener hasta nuestros días, y no el de educación.

PUNTO CLAVE

Aunque el término educación física se sigue manteniendo, sobre todo en el ámbito educativo, hoy en día se prefiere un término más amplio que no se restrinja a la enseñanza y pueda recoger desde la investigación básica sobre el movimiento o la actividad física general humana, hasta campos aplicados que no sean únicamente educativos, como el entrenamiento, la rehabilitación, la recreación, o la gestión deportiva. A este término genérico, ya sea actividad física, motricidad humana, o movimiento humano, se incorpora la palabra “ciencia o ciencias”, para significar la orientación científica del ámbito de estudio.

2. LAS CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTIVA

El término Ciencias de la Actividad Física, por tanto, se puede considerar sinónimo del de Ciencias del Movimiento Humano, Ciencias de la Motricidad, Ciencias del Deporte, o como actualmente se denominan en España, Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Todas estas denominaciones enfatizan el valor de las ciencias o la ciencia en este ámbito de estudio, y remiten a un problema básico y no aplicado, como lo es el movimiento humano o la actividad física. Por tanto, el objeto de estudio no es la educación física o el deporte, sino algo más general, el movimiento del

hombre, sea cual sea las condiciones en que se realice, desde los movimientos más esenciales como la marcha o las posturas básicas (sentarse, caminar,...), hasta los más específicos como los de conducir un automóvil o los necesarios para practicar un deporte (Oña *et al.*, 1999).

La configuración actual, científica y básica, de este ámbito de estudio es bastante reciente, como lo demuestra el hecho de que sólo hasta los años noventa no se sustituye en España el término Educación Física por el de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, sustitución que ha constituido una tendencia general en todo el mundo. Ha sido una sustitución necesaria para superar las carencias en cuanto a solidez y rigor del mundo tradicional de la Educación Física, aunque aún hoy este debate se mantiene en algunos círculos. La exigencia de delimitación, de especialización, hace que la ciencia se estructure a distintos niveles y áreas según la especificidad de los problemas a estudiar, aunque interrelacionados y compartiendo los atributos del conocimiento y del método; por ello, se puede hablar de ciencias en plural al referirse a las diferentes concepciones, modelos, objetos de estudio y métodos de investigación. La Física y la Psicología son ciencias distintas, ramas científicas, pero comparten con la ciencia como conocimiento los principios y el método general hipotético-deductivo.

Partiendo de la estructura general de la ciencia, ya en 1972 José María Cagigal (Cagigal, 1996) ([figura 1](#)) propone una organización o estructura de las Ciencias de la Actividad Física, donde la Educación Física es abordada multidisciplinariamente desde los conceptos y métodos de otras ciencias relacionadas. Por lo tanto, la Educación Física está compuesta por diversas ciencias que profundizan en el conocimiento del hombre en movimiento, y cada una lo hace desde su perspectiva. Todas estas disciplinas son áreas aplicadas de la Educación Física que comparten un método similar, el método científico, y un objeto común de estudio, el de la actividad física o el movimiento humano, dividido en cuatro campos principales de acción: la educación física institucionalizada, el alto rendimiento deportivo, la actividad física y la salud, y la promoción social del deporte para todos.



Figura 1. D. Jose María Cagigal Gutiérrez.

3. BIOMECÁNICA DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE

Definida la biomecánica y sus perspectivas ([capítulo 1](#)), resulta algo más sencillo definir la biomecánica deportiva, puesto que difiere, básicamente, en el objeto de estudio. Bäumlér y Schneider (1989) la definen sencillamente como *“la aplicación de la mecánica en la investigación de los movimientos del deportista”*, y la reconocen como una rama de la biomecánica, para lo cual existe un consenso generalizado.

Sin embargo, la biomecánica deportiva no sólo aplica la mecánica a la hora de analizar una actividad física y/o gesto deportivo. En este sentido, una definición más completa de la biomecánica deportiva debería considerar aspectos como:

- La biomecánica deportiva, por tratarse de una especialización, se deberá definir como una rama de la biomecánica de carácter multidisciplinario y aplicado.
- Un espíritu eminentemente antropocentrista de la biomecánica deportiva, ya que se ocupa del ser humano durante la práctica físico-

deportiva.

- El hecho de restringir el objeto de estudio al ser humano se basa en que solamente el hombre practica deporte. Aunque utilice determinados equipamientos, implementos o elementos que también se estudian desde la biomecánica deportiva, la atención siempre se dirige a la mejora del rendimiento y/o seguridad (lesiones) en la práctica físico-deportiva.

PUNTO CLAVE

En consonancia con la conceptualización de biomecánica y de sus perspectivas, la biomecánica de la actividad físico-deportiva podría definirse como:

Biomecánica físico-deportiva. Rama interdisciplinaria y eminentemente aplicada de la biomecánica, con base fundamental o punto de partida en las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, cuyo objeto de estudio a través de diferentes herramientas y técnicas instrumentales se centra en el ser humano durante la práctica físico-deportiva (especialmente en la cinética y cinemática del movimiento), así como el resultado de su interacción con otras personas, fluidos, pavimentos y/u objetos inanimados.

3.1. Objetivos de la biomecánica físicodeportiva

Los objetivos que se plantean desde la biomecánica deportiva han ido evolucionando desde sus inicios. De este modo, los primeros planteamientos de objetivos atendían a lo siguiente (Brizuela, 1996):

Objetivos generales:

- Tarea general (Donskoi y Zatsiorski, 1988). “...Consiste en evaluar la efectividad de la aplicación de las fuerzas para el logro más perfecto del objetivo planteado.”

Objetivos específicos:

- Tareas parciales (Donskoi y Zatsiorski, 1988). “...Consisten en el estudio de las cuestiones fundamentales siguientes: *a*) estructura, propiedades y funciones motoras del cuerpo del deportista; *b*) técnica deportiva racional, y *c*) perfeccionamiento técnico del deportista.”

- Tareas específicas (Hochmuth, 1973). Investigar las técnicas deportivas más eficaces. Reducir el conocimiento adquirido sobre las técnicas individuales a principios de aplicación general dirigidos a generar la máxima eficiencia. Desarrollar los métodos de investigación biológica. Desarrollar métodos de investigación de obtención rápida de resultados para su aplicación al entrenamiento técnico. Adquisición de principios biomecánicos para la práctica del entrenamiento, desarrollando los requisitos físicos y psicológicos necesarios.

Actualmente, debido a la evolución que ha sufrido la biomecánica deportiva, se puede plantear unos objetivos que abarcan un espectro más amplio que el exclusivamente deportivo, incluyendo la actividad física y la Educación Física escolar, no sólo en términos de mejora del rendimiento deportivo, sino también de eficiencia desde una perspectiva de desarrollo psicomotor natural y desde la salud. En ese sentido, Aguado (1997) establece un espectro más amplio en cuanto a los objetivos de la biomecánica deportiva fundamentado en tres bloques ([tabla 1](#)): el deportista, el medio con el que interactúa y el material deportivo empleado.

Tabla 1. *Objetivos de la biomecánica deportiva (Aguado, 1997).*

1. EN RELACIÓN DIRECTA CON EL DEPORTISTA:

- Describir las técnicas deportivas.
- Ofrecer nuevos aparatos y metodologías de registro.
- Corregir defectos en las técnicas y ayudar en el entrenamiento.
- Evitar lesiones, aconsejando sobre cómo ejecutar las técnicas deportivas de forma segura.
- Proponer técnicas más eficaces.

2. EN RELACIÓN CON EL MEDIO:

- Minimizar las fuerzas de resistencia.
- Optimizar la propulsión en diferentes medios.
- Estudiar las fuerzas de acción-reacción, sustentación y flotación para optimizar el rendimiento deportivo.
- Definir la eficacia en diferentes técnicas deportivas en función de las fuerzas de reacción del suelo.
- Estudiar las fuerzas de reacción del suelo en relación con las lesiones deportivas.

3. EN RELACIÓN CON EL MATERIAL DEPORTIVO:

- Reducir el peso del material deportivo sin detrimento de otras características.
- Aumentar en algunos casos la rigidez, en otros la flexibilidad, o la elasticidad del material.
- Aumentar la durabilidad del material.
- Conseguir materiales más seguros.
- Conseguir materiales que permitan lograr mejores marcas.

3.2. Disciplinas próximas a la biomecánica de la biomecánica

Durante la evolución y desarrollo de determinadas disciplinas, éstas se encuentran a mitad de camino entre lo biológico y otras ciencias/tecnologías. En este sentido, se encuentran dos conceptos empleados de forma similares, pero cuyo significado es diferentes: biociencia y biotecnología. Las biociencias tienen en común el estudio de las manifestaciones físico-químicas de los sistemas biológicos. Para ello, aplican los recursos y las metodologías idóneas, de acuerdo al tipo de manifestación que se pretende analizar. En este sentido, la biomecánica es una de estas disciplinas o biociencias responsable de estudiar las manifestaciones mecánicas de la actividad biológica de los seres vivos. Del mismo modo, otras biociencias se ocupan de otras manifestaciones, como la bioelectricidad (resistencia de la piel, electromiografía, etc.), la bioquímica, la biotermodinámica (distribución de la temperatura, generación de calor,...), etc., cada una de las cuales estudia un tipo de manifestación y recurre a su propio método.

Por otra parte, se habla de biotecnologías haciendo referencia a herramientas o tecnologías no específicas, que no se ocupan exclusivamente de un tipo de manifestación, sino que como la electrónica, los métodos estadísticos, los métodos de organización o los métodos de control, pueden ser útiles a las diferentes biociencias. Entre estas biotecnologías pueden citarse, a modo de ejemplo, la bioelectrónica, la bioestadística, la bioinformática o la biocibernética.

3.2.1. La biónica

Dentro de las biociencias, y con una marcada relación con la biomecánica se encuentra la BIÓNICA. Etimológicamente, la palabra viene del griego “*bios*”; que significa “vida” y el sufijo “*ico*” que significa “relativo a”. El

origen de la biónica fue el estudio del hombre y de los animales, interesándose por la forma en que realizan sus tareas y resuelven sus problemas, para aplicarlo a la técnica de los sistemas de arquitectura, ingeniería y tecnología moderna. La biónica se plantea de modo inverso que las biotecnologías, de modo que inspirándose en la concepción, diseño y comportamiento de los sistemas biológicos, genera nueva tecnología.

Biónica (de bio y electrónica). f. Aplicación del estudio de los fenómenos biológicos a la técnica de los sistemas electrónicos (RAE).

El primer investigador biónico y estrechamente relacionado con la biomecánica seguramente sea Leonardo Da Vinci, que aplicó sus estudios de la naturaleza a prácticamente todos sus diseños, empezando por el Ornitóptero ([figura 2](#)), un artilugio volador con alas batientes realizado a partir de un estudio anatómico de los pájaros. Destaca también en arquitectura la cubierta del *Crystal Palace* en Hide Park (Londres), del arquitecto inglés del siglo XIX Sir Joseph Paxton (1851), que para diseñarla se basó en un nenúfar sudamericano, cuyas delicadas hojas de hasta 2 metros de diámetro podían soportar 90 kg de peso gracias a un sistema de nervaduras en el reverso de las hoja (Gerardin, L., 1968). Estudios más recientes, como el traje de natación Speedo Fastskin® basado en el diseño de la piel de tiburón, han causado grandes impactos mediáticos en las Olimpiadas de Sydney (2000) y Pekín (2008).



Figura 2. Diseños biónicos: Ornitóptero de Da Vinci (MS-Encarta), Crystal Palace (wikipedia) y traje de natación (Speedo Fastskin®).

3.2.2. La cinesiología

El estudio del movimiento humano se puede abarcar desde diferentes puntos de vista: psicológico, filosófico, psicológico, sociológico, biológico, físico y anatómico. Tradicionalmente, se ha conocido con el nombre de “*cinesiología*” al estudio concerniente a las bases biológicas y mecánicas del movimiento humano.

Cinesiología (del gr. κίνησις,, movimiento, y logía).

1. f. Conjunto de los procedimientos terapéuticos encaminados a restablecer la normalidad de los movimientos del cuerpo humano.
2. f. Conocimiento científico de aquellos procedimientos (RAE).

En este sentido, Gutiérrez (1998) señala la dificultad de encontrar argumentos sólidos que verifiquen las diferencias etimológicas y conceptuales entre la cinesiología y la biomecánica, llegándose incluso en la década de 1970 a sustituir el término de cinesiología por el de biomecánica en la mayor parte de las publicaciones que trataban de hacer una descripción del estudio del movimiento, particularmente cuando era aplicado al movimiento humano. Numerosos investigadores se han cuestionado la utilización de ambos términos, llegando a la conclusión de que sólo existen pequeñas diferencias en sus fundamentos básicos.

Entre los investigadores pro-cinesiología (Burke, 1977) frente a pro-biomecánica (Hay, 1978), se plantea en sus argumentos si la biomecánica puede sustituir y garantizar el contexto de una subdisciplina especializada en cinesiología mecánica dedicada al estudio del movimiento humano mediante los conceptos de la física clásica, o si por el contrario, el término cinesiología ha podido perder su utilidad para definir la parte de la ciencia que estudia el sistema musculoesquelético relacionado con los principios mecánicos aplicados al movimiento humano. En este sentido, y sin considerar las apreciaciones de investigadores reconocidos en la cinesiología y la biomecánica, lo que parece estar claro es que ambas disciplinas poseen un origen común que se remonta a las épocas de Aristóteles, de Leonardo da Vinci, de Galileo Galilei, de Alfonso Borelli, y de otros muchos que contribuyeron a desarrollar sus métodos y sus conocimientos. Tanto biomecánicos como cinesiólogos consideran a Galileo Galilei como la figura responsable de su desarrollo y establecimiento como ciencia.

En cuanto al aspecto terminológico, y posiblemente aplicado, existe consenso en que la Cinesiología tiene mayor antigüedad que la biomecánica,

sin embargo el uso terminológico en la literatura de ambos términos está muy próximo. En 1890 se publicó un libro titulado “*The Special Kinesiology of Educational Gymnastics*”, de Baron Nils Posse, el cual describe una serie de ejercicios gimnásticos y establece cuales son los músculos implicados en tales ejercicios. Es a partir de la finalización de la Segunda Guerra Mundial cuando se observa un primer distanciamiento entre las actividades de la cinesiología y las de la biomecánica, aproximándose el trabajo de Kinesiólogos más a la anatomía funcional y a la anatomía fisiológica que a la mecánica o a la física aplicadas. A través de herramientas como la electromiografía, la cinesiología se va centrando en estudiar la función muscular, sus patologías, sus tratamientos, y, progresivamente, se va aproximando más a la medicina que a otras ciencias.

Rasch y Burke (1986) citan a la “*Society for Behavioral Kinesiology*”, y definen la cinesiología como: “ (...) *La ciencia de las estructuras y procesos del movimiento humano y su modificación por factores inherentes, por sucesos ambientales y por intervención terapéutica (...).*” Estos autores establecen cinco perspectivas de estudio dentro de la Kinesiología:

- *Cinesiología morfológica y funcional.* Interrelación entre la forma y la función del cuerpo.
- *Cinesiología del desarrollo.* Relación de la cinesiología con el crecimiento, desarrollo físico, nutrición, envejecimiento, etc.
- *Cinesiología psicológica.* Estudio de las reciprocidades del movimiento y su significado.
- *Fisiología del ejercicio.* Correlación entre la cinesiología y las ciencias básicas como la fisiología y la bioquímica.
- *Biomecánica.* Investigación del movimiento humano por medio de los conceptos de la física clásica y de las disciplinas afines a la ingeniería.

Estos autores establecían en 1961 (en la primera edición del libro), que la biomecánica era una parte de la cinesiología debido a la amplitud que le asignaban a su disciplina, sin poder tener en consideración el espectacular crecimiento que la biomecánica presentaría en las siguientes décadas. Así, Hamill y Knutzen (1995) establecen posteriormente cómo la cinesiología ha ido centrándose progresivamente en las características funcionales del aparato locomotor, y en particular en los métodos y técnicas de rehabilitación de la función muscular normal. En cambio, la biomecánica profundiza en el

estudio del movimiento aplicado a las leyes de la mecánica, describiendo y explicando las causas que lo producen.

En las últimas décadas, la biomecánica, como disciplina científica y lo que el término significa, han tenido una gran acogida en todo el mundo. Tanto es así que incluso aquellos aspectos relacionados con la anatomía funcional son denominados aspectos biomecánicos. A modo de ejemplo, casi cualquier libro de traumatología, al comenzar el estudio de un miembro corporal, lo hace comenzando por lo que denominan su “biomecánica”. Por ejemplo, el estudio del pie comienza por el estudio de la “biomecánica del pie”, apartado en el que se estudia especialmente su morfología y su función mecánica.

Posiblemente las áreas de la biomecánica más próximas o casi solapadas con la cinesiología sean las de la biomecánica médica y las de la biomecánica ocupacional (ergonomía). Y en lo referente a la actividad físico/deportiva, y concretamente con la titulación de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, con los contenidos de asignaturas como Anatomía, Sistemática del ejercicio y Fisiología de la Educación Física y el Deporte, además de su estrecha vinculación con la fisioterapia (rehabilitación de las funciones normales del cuerpo y prevención de lesiones).

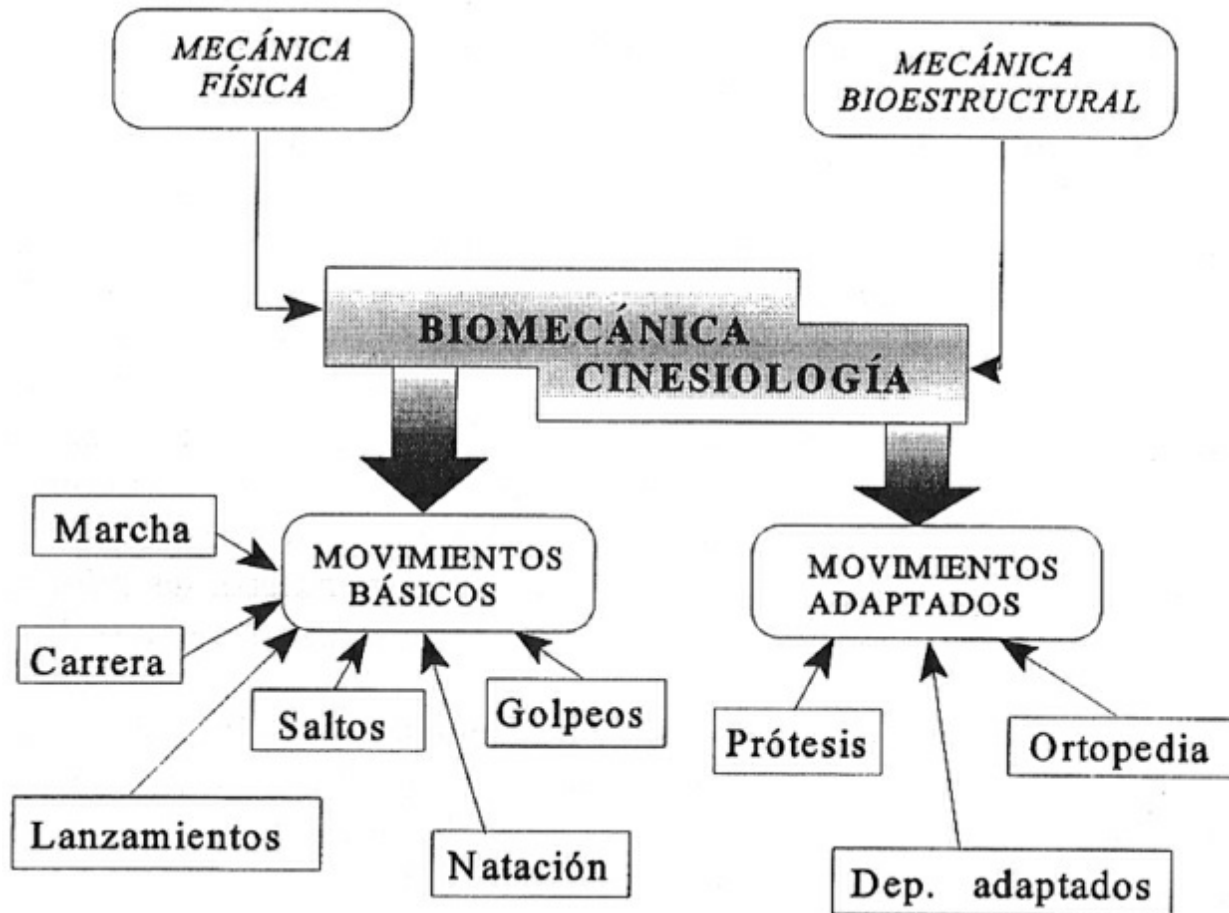


Figura 3. Resumen de las posibles diferencias entre biomecánica y cinesiología (extraído de Gutiérrez, 1998).

En conclusión, tanto la definición, como el origen y el desarrollo de los términos de cinesiología y biomecánica son similares y paralelos, y aunque según muestra la [figura 3](#) existan posibles diferencias entre ambos términos, lo cierto es que el término biomecánica está teniendo una utilización claramente superior en la literatura científica (o ha englobado al término cinesiología), con 61.991 “entradas” en la base de datos pubmed, julio 2009 (empleando el término “*Biomechanics*”), frente a las 7.888 “entradas” (empleando el término “*Kinesiology*”).

PUNTO CLAVE

La biomecánica es biociencia, responsable de estudiar las manifestaciones mecánicas de la actividad biológica de los seres vivos. Dentro de estas biociencias, y con una marcada relación con la biomecánica se encuentra la biónica, la cual se plan-

tea de modo inverso a las biotecnologías, ya que inspirándose en la concepción, diseño y comportamiento de los sistemas biológicos genera nueva tecnología. Referente a otra área próxima a la biomecánica, la “cinesiología”, existen dificultades para encontrar argumentos sólidos que verifiquen las diferencias etimológicas y conceptuales entre cinesiología y biomecánica (aunque parece estar claro que ambas poseen un origen común, siendo la biomecánica médica y la biomecánica ocupacional (ergonomía) las áreas más próximas a la cinesiología.

4. DIFUSIÓN DE LA BIOMECÁNICA DEPORTIVA

Según Izquierdo y Arteaga (en Izquierdo, 2008), el interés social del deporte, la proliferación de publicaciones sobre el análisis del movimiento y la biomecánica aplicada a la actividad física y el deporte durante la década de los cincuenta hizo que las investigaciones se extendieran a otros aspectos relacionados con la actividad física, como el equipamiento y el rendimiento deportivo. Durante esta década se incrementaron los conocimientos sobre técnicas electromiográficas aplicadas a las técnicas deportivas (Basmajian, 1962). Destaca en 1955 la obra de J.W. Bunn “*Scientific principles of coaching*”, considerado como el primer libro de mecánica aplicado al deporte, con una estructura adecuada para la enseñanza de la biomecánica deportiva, ya que emplea una estructura muy similar a la que poseen textos de Hay o Kreighbaum y Barthels, reconocidos actualmente en la biomecánica (figura 4).

Gutiérrez (1998) señala que durante la época de los setenta las publicaciones estuvieron orientadas hacia la actividad muscular y articular, especialmente dirigidas hacia movimientos balísticos y habilidades deportivas concretas. También creció considerablemente el número de investigadores que orientaron sus trabajos hacia la mecánica del movimiento humano y de las técnicas deportivas.

En la actualidad, las publicaciones relacionadas con la biomecánica deportiva no sólo tratan de aspectos relacionados con el rendimiento deportivo, sino que también se abarca de forma amplia los temas relacionados con la salud y su relación con la práctica físico-deportiva (con un marcado carácter propio de “biomecánica deportiva” en las investigaciones, claramente diferenciado de las demás áreas de la biomecánica: médica u ocupacional).

De una forma sintética, se podría comentar que la difusión de la biomecánica deportiva estuvo representada por las contribuciones de las

revistas, libros, seminarios/congresos, sociedades nacionales e internacionales, y foros especializados. Aguado (Campos, 2001) cita que la primera *revista internacional* y especializada en biomecánica, “*Journal of Biomechanics*” (1968, EE.UU.), poseía una clara orientación médica. Esta revista contó en su primer número con dos artículos relacionados con el análisis biomecánico de la técnica deportiva. Posteriormente, la revista con orientación biomecánica y deportiva fue “*Journal of Sports Biomechanics*”, que posteriormente pasó a llamarse “*Journal of applied Biomechanics*” (1985, EE.UU.) (figura 5).

En cuanto a los primeros autores reconocidos internacionalmente en el área de la biomecánica deportiva por sus obras y libros de texto, destacan los rusos D. Donskoi con la publicación “*Biomechanik der Korperübungen*” (1961), junto con V. Zatsiorski “*Grundlagen der Biomechanik*” (1975). Zatsiorski también publicó en 1966 “*Die Körperlichen Eigenschaften des Sportlers*”. El alemán G. Hochmuth publicó en Leipzig el libro “*Biomechanik*” (1962) y “*Biomechanik Sportlicher Bewegungen*” (1967), donde presenta los principios biomecánicos que rigen la técnica deportiva, tratando con notable éxito la aplicación de las leyes de la física en el deporte, que fueron sintetizados en cinco principios mecánicos de gran importancia para el análisis. Donskoi, Hochmuth y Zatsiorski podrían ser considerados como los padres de la biomecánica deportiva moderna.

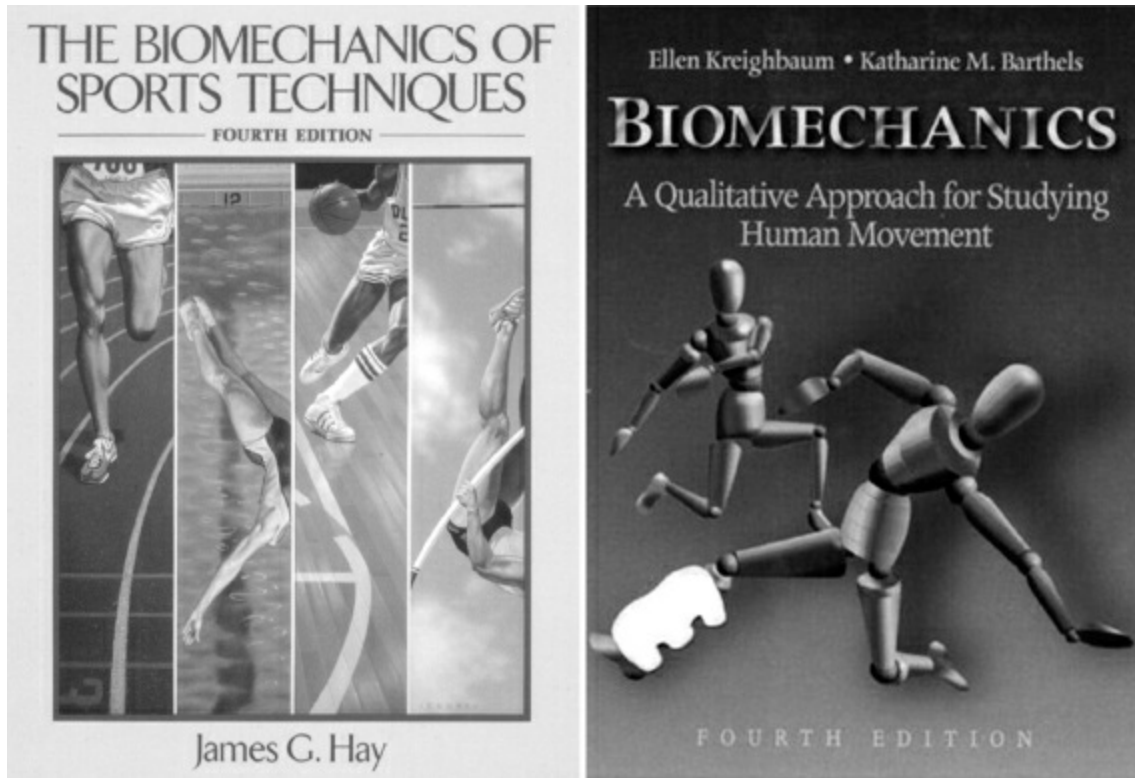


Figura 4. “The biomechanics of sports techniques” (Hay, 1978) y “Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement” (Kreighbaum y Barthels, 1981).



Figura 5. Portadas de las primeras revistas especializadas en biomecánica.

El primer *Seminario Internacional de Biomecánica* (“*First International Seminar on Biomechanics*”) (1967) se realizó en Zurich (Suiza), auspiciado por el “*International Council on Sport and Physical Education*” de la UNESCO. Los temas tratados en este seminario estuvieron relacionados con técnicas de movimiento humano: telemetría, principios del estudio del movimiento humano, biomecánica aplicada al trabajo, biomecánica aplicada al deporte y biomecánica clínica. Seis años más tarde, en la Universidad de Penn State (EE.UU.) se constituyó la “*International Society of Biomechanics*” (ISB) (figura 24), la cual celebra desde entonces y de forma bianual el “*Congress of the International Society of Biomechanics*”. El último congreso, “*XXII Congress of the International Society of Biomechanics*” se celebró en julio de 2009 en Ciudad del Cabo (Sudáfrica).

El notable crecimiento en las temáticas donde se aplica la biomecánica hace que en el ISB no sólo se presentes contenidos aplicados a las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. En este sentido, en 1983 se crean la “*International Society of Biomechanics in Sports*” (ISBS), donde se focalizó el objeto de estudio en el ámbito deportivo, y cuyo Simposio se celebra de forma anual y de forma rotativa entre continentes. En España únicamente se ha realizado una única vez, en Cáceres, el “*XX Simposium ISBS*” (2002), siendo la última edición de este Simposio la celebrada en agosto de 2009 en Limerik (Irlanda).

En 1976 se creó en Bruselas la “*European Society of Biomechanics*” (ESB) en una reunión de 20 científicos pertenecientes a 11 países europeos. Esta sociedad realiza un congreso bianual, habiéndose celebrado el último en 2008 en Lucerne (Suiza), y el próximo “*XVII Congress of the ESB*” se celebrará en Edimburgo (Escocia) en 2010. Finalmente, en España se creó la “*Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*” (SIBB) en 1977 con el objetivo de agrupar a cirujanos, médicos, ingenieros, físicos, químicos y especialistas en educación física, en un foro para el intercambio de ideas y al mismo tiempo como estímulo para la investigación. La SIBB organiza un simposio anual, siendo el último el celebrado en Palma de Mallorca (2009) (“*XXXII Simposio de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*”), y la próxima XXXIII edición (2010) se celebrará en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia.

Cabe mencionar también entre estas asociaciones y sus actividades la constitución en 1989 del primer “*World Congress on Biomechanics*”,

celebrado en San Diego (EEUU), y que cada cuatro años se celebra en un continente distinto. En agosto de 2010 se celebrará en Singapur el “6th World Congress on Biomechanics”, sin ninguna especificidad en la biomecánica deportiva, pero abarcando la mayor parte de las áreas de aplicación de la biomecánica. En España, “*La Asociación Española de Ciencias del Deporte*” nació en 1998, y celebra su congreso de forma bianual. Esta Asociación ha desarrollado un gran esfuerzo para mejorar la biomecánica en España, incluyendo en su congreso un área de biomecánica, así como en la revista *Motricidad. European Journal of Human Movement*. Asimismo, en la web de la asociación (<http://www.unex.es/eweb/cienciadeporte/>), los asociados tienen acceso a un grupo de trabajo en biomecánica deportiva.



Figura 6. Asociaciones de biomecánica: *International Society of Bimechanics (ISB)*, *International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)*, *European Society of Biomechanics (ESB)* y la *Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales (SIBB)*.

Finalmente, las nuevas tecnologías, y concretamente los recursos derivados del uso de Internet, ha originado la creación del mayor foro de intercambio de comunicación en materia de biomecánica: la lista de correo electrónico *Biomch-L “Biomechanics and Movement Science Listserver”*. Esta lista de correo fue fundada en 1988 por Herman Woltring y Ton van den Bogert. Actualmente es administrada por un equipo de moderadores: Ton van den Bogert, Krystyna Gielo-Perczak y Andreas Boehm, y cuenta con más de 6.000 personas o instituciones inscritas de todos los continentes (2009, <http://www.biomchl.org/index.html>). En este foro es posible anunciar congreso, ofertas de empleo, preguntas/consejos relacionados con la investigación en biomecánica, o difundir información de interés general.

PUNTO CLAVE

En la actualidad, las publicaciones relacionadas con la biomecánica deportiva no sólo tratan de aspectos relacionados con el rendimiento deportivo, sino que también se abarcan temas de salud y su relación con la práctica físico-deportiva. La primera revista especializada en biomecánica fue “Journal of Biomechanics” (1968, EE.UU.), seguida por “Journal of Sports Biomechanics”. Cabe señalar a los primeros autores reconocidos internacionalmente en el área de la biomecánica deportiva: D. Donskoi y V. Zatsiorski. El notable crecimiento de las temáticas en que se aplica la biomecánica en las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte permite la creación en 1983 de la “International Society of Biomechanics in Sports” (ISBS), así como posteriores asociaciones y congresos: “European Society of Biomechanic” (ESB), “World Congress on Biomechanics”,...

5. SOBRE EL FUTURO DE LA BIOMECÁNICA DEPORTIVA

Aguado (en Campos, 2001) cita que algunos autores como Vera (1994) y Nikol (2000) critican el hecho de que quizá la biomecánica no pueda aún considerarse como una ciencia propiamente dicha. Vera argumenta que tras muchos años persiguiendo la obtención de metodologías adecuadas, la biomecánica hoy en día dedica sus esfuerzos a la obtención de mediciones y datos, pero que para poder catalogarla como ciencia debería poder predecir resultados en situaciones concretas a partir del seguimiento de variables de modelos previamente establecidos. Nikol apunta que aún son escasas las leyes que ha logrado formular la biomecánica, dedicándose la mayoría de biomecánicos a la tarea de realizar simples análisis descriptivos. Nikol apunta además, que algunos biomecánicos deportivos están más preocupados por realizar estudios a toda costa, aunque sea sin financiación, autofinanciados o infrafinanciados, antes que “hacerse valer” y perder tiempo en conseguir que, por ejemplo, empresas o federaciones deportivas avalen investigaciones sobre biomecánica.

Como reflexión a esta crítica de Vera/Nikol (no carente inicialmente de razón, pero de ello hace ya casi una década), esta situación o enfoque de la investigación sobre biomecánica está cambiando (o ha cambiado a día de hoy). Este cambio fue encabezado por los institutos tecnológicos, donde se han desarrollado contratos con empresas, instituciones o incluso con gobiernos autonómicos/estatales. Y cada vez más laboratorios y/o unidades de investigación de las Facultades de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte consiguen financiación de proyectos en los Planes Nacionales I+D+I, establecen contratos y convenios de colaboración con empresas,

federaciones, instituciones sanitarias, con la finalidad de financiar proyectos multidisciplinarios, aunque éstos no alcancen la financiación o el interés social que puedan tener otras áreas de la biomecánica como la médica o la ergonomía.

Vladimir Zatsiorski (1993) cita que el futuro de la biomecánica deportiva no puede ser visto simplemente como la biomecánica de las técnicas deportivas. La investigación aplicada será igual de común e importante, y entre sus direcciones principales se contará con las bases biomecánicas de los equipamientos deportivos (calzados, pavimentos, implementos, etc.). Debido a que esta investigación se financia por el sector privado de la industria, las posibilidades de progreso en esa dirección son muy grandes. Desde su punto de vista, este progreso es beneficioso para la biomecánica en general debido a que no sólo se incrementará el conocimiento biomecánico, sino que nuestra ciencia habrá encontrado su propio modo de ser útil a su sociedad. Por lo tanto, y como premisa de que la investigación en biomecánica deportiva será básica y aplicada, ésta deberá estar enfocada para su desarrollo desde la multidisciplinariedad, tal y como cita Gutiérrez (1998), con un amplio trabajo de colaboración entre las diferentes perspectivas científicas, y donde la mayoría de los trabajos de investigación estarán orientados hacia la medida, la descripción y el modelado, utilizando una instrumentación específica y sofisticada, con complejos modelos y métodos matemáticos.

Además de la contribución de la biomecánica deportiva en los pavimentos, material y equipamiento deportivo (cabe mencionar las investigaciones mediáticas en césped artificial para fútbol o golf, o los “*trajes de piel de tiburón*” en natación), así como en el análisis de acciones perjudiciales o lesivas en nuevas actividades físicas que practica la población, la biomecánica deberá seguir dos procesos en su consolidación y contribución como ciencia:

1. *Invencción de nuevas técnicas e instrumental propio de análisis.* Este proceso es el menos frecuente. Necesita una gran base teórica sobre los principios mecánicos que rigen la especialidad deportiva en estudio y exige, además, bien que la especialidad sea muy nueva, bien que aun llevando tiempo en práctica debido a determinados factores, como la evolución o modificación de los materiales, equipamientos o implementos, necesiten que sus técnicas evolucionen, adaptándose a las nuevas necesidades.

2. *La optimización de técnicas existentes.* Este proceso es el más habitual y puede derivar en dos aplicaciones diferentes. Por una parte se puede optimizar la técnica de los deportistas de elite mediante la aplicación de principios biomecánicos de eficiencia al análisis de su técnica personal, o estilo, intentando mejorar pequeños aspectos que, en el deporte de alto rendimiento, pueden contribuir a destacar entre los mejores. Por otra parte, mediante el análisis y la cuantificación biomecánica de la técnica personal de los deportistas de máximo nivel, pueden construirse modelos de rendimiento de aplicación general a todos los deportistas de la misma especialidad, previa adaptación, por parte de los técnicos y entrenadores deportivos, a las características personales de deportistas de menor nivel.

PUNTO CLAVE

Como premisa de que la investigación en biomecánica deportiva será básica y aplicada, ésta deberá estar enfocada para su desarrollo desde la multidisciplinariedad, con un amplio trabajo de colaboración entre las diferentes perspectivas científicas, y donde la mayoría de los trabajos de investigación estarán orientados hacia la medida, la descripción y el modelado, utilizando una instrumentación específica y sofisticada, con complejos modelos y métodos matemáticos.

6. LA BIOMECÁNICA DEPORTIVA EN EL ÁMBITO DOCENTE/ACADÉMICO

6.1. La biomecánica y su origen como asignatura

Es en la antigua Unión Soviética donde la biomecánica deportiva comenzó a sentar sus orígenes académicos. En la segunda mitad del S. XX, el anatomista ruso P.F. Lesgaft (1877) desarrolló una serie de fundamentos teóricos sobre la anatomía de los movimientos corporales, con la finalidad de estructurar en la titulación de Educación Física una sistematización de la asignatura “Formación Física”. En 1927, en el Instituto Nacional de Educación Física “P.F. Lesgaft” la asignatura “Formación Física” se impartió

con el nombre de “Teoría del Movimiento”, pasando su denominación en 1931 por “Biomecánica de los Ejercicios Físicos”. Ese mismo año, en el Instituto de Educación Física de Leningrado, E.A. Kotikova organizó el “*Primer ciclo de conferencias sobre la biomecánica de los ejercicios corporales*”.

En la década de los años treinta en diversos Institutos de Cultura Física, especialmente Moscú y Leningrado, se desarrolla un amplio trabajo científico y docente en el campo de la biomecánica deportiva. En 1939, E.A. Kotikova edita el manual “Biomecánica de los ejercicios físicos”, y desde entonces comienza a introducirse el fundamento biomecánico de la técnica deportiva en los manuales de deporte editados en el bloque de países socialistas. Durante los años siguientes, el desarrollo del deporte en la URSS, y la participación exitosa de sus atletas en los Juegos Olímpicos, fueron un potente estímulo para el desarrollo de la biomecánica en otros países, especialmente para la ex República Democrática Alemana, cuyos deportistas consiguieron un elevado número de medallas en las competiciones deportivas de más alto nivel.

Con el final de la Segunda Guerra Mundial, la biomecánica deportiva sufrió un importante crecimiento, debido, por una parte, al inicio de la denominada Guerra Fría, en la que el deporte adquiere una nueva dimensión, la de estandarte nacional, y por otra parte, comienza una era de desarrollo y aplicación de las nuevas tecnologías que permitieron la utilización de nuevos instrumentos y métodos. Los recursos y los esfuerzos disponibles para el estudio del deporte, a partir de entonces, se multiplicaron y favorecieron el desarrollo de las ciencias del deporte, entre ellas la biomecánica.

El bloque de países socialistas de Europa Oriental creó una serie de condiciones especialmente favorables para el desarrollo del deporte de alto rendimiento, y durante dos o tres décadas fueron potencia mundial en materia de biomecánica y de otras ciencias aplicadas al deporte de competición. En 1960 se celebró en Leipzig (antigua República Democrática Alemana) un Congreso Internacional de Países Socialistas sobre Biomecánica Deportiva. Tal y como cita Aguado (en Campos, 2001), una muestra anecdótica del nivel que la biomecánica llegó a alcanzar en los Países del Este fue que hasta que se derribó el muro de Berlín en todo el mundo se conocían sólo 3 piscinas ergométricas ([figura 7](#)) de uso deportivo, siendo sorprendente que en Alemania Oriental aparecieran 7 piscinas más de estas características.

En esa época el problema del dopaje entre los deportistas de alto

rendimiento ya se hacía notar, y sin que existieran todavía ni las normas ni las técnicas de control antidopaje que se aplican hoy en día, el estudio biomecánico de las técnicas deportivas surgió como una alternativa para luchar contra la superioridad física que las drogas ofrecían a quienes las usaban. De este modo, ingenieros, físicos, biólogos, médicos y profesionales del deporte comenzaron a desarrollar líneas de trabajo centradas en biomecánica deportiva.

Tal y como cita Gutiérrez (1998), Alemania fue uno de los grandes focos en Europa relevantes para la investigación en biomecánica. Así, con la incorporación de la asignatura de “*Biomecánica del movimiento humano y de las técnicas deportivas*” en el plan de estudios de los Institutos de Educación Física de Alemania, y la creación del Instituto de Biomecánica asociado al Centro de Investigaciones de la Escuela Superior de Educación Física, surge la necesidad de hacer un texto de biomecánica que permitiera reunir las publicaciones aisladas. En este sentido, tal y como se ha mencionado anteriormente, G. Hochmuth publicó en Leipzig un libro adecuado para la enseñanza de la biomecánica en Alemania “*Biomechanik Sportlicher Bewegungen*” (1967), el cual sería el primer libro de biomecánica deportiva editado en España, publicado en 1973 por el INEF de Madrid con el título “*Biomecánica de los movimientos deportivos*”. Durante la mitad de la década de los sesenta comenzaron a impartirse cursos de doctorado en biomecánica, con un desarrollo de conocimientos muy amplio, impartándose materias como anatomía, estadística, estática, cinética, técnicas de investigación, hidrostática, hidrodinámica, análisis mecánico de las técnicas deportivas, etc...



Figura 7. Piscinas ergométricas. Izquierda (Wilmore y Costill (2004). Derecha, McArdle et al., 1996 (en Llana y Pérez 2007).

6.2. Ámbitos docentes y de investigación de la biomecánica deportiva en España

La necesidad de incluir la Educación Física en la educación de la población española se remonta al Renacimiento, cuando Juan Luis Vives (1492-1540) sostenía: *“Las actividades lúdicas son necesarias para el normal desarrollo corporal; deben practicarse las carreras, los juegos de pelota, etc., en los que siempre brillará la más perfecta armonía”*.... Otra figura impulsora de la implantación de la Educación Física como materia de estudio en España fue Gaspar Melchor Jovellanos y Ramírez (1744-1810). Jovellanos fue autor de numerosas obras, en algunas de las cuales advierte a los gobiernos de la necesidad que tiene el pueblo de divertirse a través de actividades físicas como correr, jugar a la pelota, al tejuelo, a los bolos, etc., señalando aspectos fundamentales del acondicionamiento físico e intuyendo las premisas del “método natural”, basando el trabajo físico en actividades propias de la vida.

Los inicios académicos de la Educación Física en España puede decirse que se remontan a principios del siglo pasado cuando, en 1805, el capitán Vöitel (Guardia Suizo acuartelado en Barcelona), crea en Madrid la *“Escuela Pestalozziana”*. Un año más tarde, esta escuela cambiaría su nombre por el de *“Real Instituto Militar Pestalozziano”*, con una especial dedicación a la ciencia de la Gimnástica. Sin embargo, el Instituto duró unos pocos años y fue clausurado el 13 de enero de 1808. Entre 1800 y 1870 se fundaron numerosos gimnasios particulares en toda España, cuyo principal logro fue la extensión del hábito de la gimnasia y la divulgación de los beneficios para la salud y el bienestar que de su práctica se obtienen.

Un paso académico importante en la introducción progresiva de los estudios de Educación Física se dio a finales del s. XIX, cuando se crea la *“Escuela Central de Profesores y Profesoras de Gimnástica de Madrid”* (1887). Su programa de estudios tenía una orientación médico-militar influido por la metodología de las escuelas francesa y sueca, pero su existencia se limitó exclusivamente a cinco años. En 1919, se crea la *“Escuela Central de Gimnasia del Ejército”* en Toledo, centro dependiente en su primera etapa de la Academia de Infantería que, a partir de 1930

funcionaría como centro autónomo adscrito al Estado Mayor del Ejército. En 1933 se creó en Madrid la “Escuela Nacional de Educación Física” (ENEF) como centro integrado en la Universidad de Madrid, adscrito a la Facultad de Medicina de San Carlos y a la Sección de Pedagogía de la Facultad de Filosofía y Letras. También en Barcelona se creó en 1936 la “*Academia de Educación Física*” de la Generalidad de Cataluña, dependiente del Comisariado de Cultura y Deportes. Sus comienzos fueron muy alentadores, aunque al iniciarse la Guerra Civil suspendió su actividad.

En este sentido, la biomecánica ya se introduce desde sus comienzos en el plan de estudio de muchas de estas escuelas o institutos que se fueron creando desde comienzos del siglo. En la Memoria de los cursos “1920-1921-1923” de la primera época de la Escuela Central de Gimnasia del ejército (Fernández, 1993) se proporciona el programa básico de las enseñanzas teórico-prácticas desarrolladas en el Centro, entre las que figura “*Conocimientos teóricos de base mecánica*”, bajo la dirección del Comandante Federico Gómez de Salazar y Orduña, jefe de estudios y profesor de “*Mecánica humana y militar*”. La asignatura correspondiente a esta materia fue “*Análisis de los movimientos*”.

De la segunda época de la Escuela Central de Gimnasia del ejército (1939-1985), Severino Fernández Nares (Fernández, 1993) detalla las asignaturas que se cursaban en diferentes cursos, entre las que pueden destacarse la “*Mecánica*” (curso 1943-1944), y la “*Biomecánica*” (curso 1974-1975; 1984-1985). También se impartieron asignaturas relacionadas con la enseñanza de la biomecánica en la Academia Nacional de Mandos e Instructores “José Antonio”. Como ejemplo, en los cursos de los años 1938 y 1939 se desarrollaba la asignatura “*Mecánica y análisis del movimiento*”; en 1944-1945 se enseñaba “*Análisis y mecánica de los ejercicios*”, y en 1964-1965, “*Mecánica y análisis del movimiento*”, con un total de 18 sesiones. La Escuela Nacional de Especialidades “*Julio Ruiz de Alda*”, creada en 1956 y perteneciente a la Sección Femenina, presentaba en el Plan de estudios con el que se obtenía el título oficial de Profesora de Educación Física la asignatura “*Mecánica humana*”.

La Ley 77/61 sobre Educación Física, de 23 de diciembre de 1961, crea el *Instituto Nacional de Educación Física (INEF)* bajo la dependencia de la Delegación Nacional de Educación Física y Deportes, teniendo como finalidad “...la formación y perfeccionamiento del profesorado de Educación Física y de los entrenadores deportivos (...). Será también función del

Instituto la investigación científica y la realización de estudios y prácticas orientadas al perfeccionamiento de cuantas materias se relacionen con la Educación Física". Años más tarde, en 1967 y bajo la dirección de José María Cagigal, abrió sus puertas el 1^{er} Instituto Nacional de Educación Física (INEF) en la Ciudad Universitaria de Madrid ([figura 8](#)), con un plan de estudios orientado en la línea de otros centros Europeos homólogos. Entre las materias de su Plan de estudios ya se contaba con la asignatura "*Biomecánica*" en los cursos tercero y cuarto. El Dr. Sicilia fue el responsable de impartir esta primera asignatura de biomecánica, la cual, debido a su formación en el área de fisioterapia y anatomía funcional, orienta hacia la denominada en Europa biomecánica interna o cinesiología muscular y funcional. Como texto base empleó el texto de Daniels y Worthingham (1957) "*Pruebas funcionales y musculares*".

El VI Congreso Internacional de Entrenadores de Atletismo en el INEF de Madrid (1973) supuso un importante desarrollo para la biomecánica aplicada a las técnicas deportivas, concretamente al atletismo (Gutiérrez, M., 1998), el cual sirvió para exponer que la biomecánica deportiva debería ser una perspectiva científica basada en la física con el objetivo de mejorar el rendimiento deportivo.



Figura 8. Proyecto de la Ciudad Universitaria de Madrid (1928). (Modificado de http://www.inef.upm.es/informacion_general/historia_inef.htm)

Tras el INEF de Madrid (1967), nacen otros centros como el INEF de Granada (1982), el IVEF de Valencia (1987), etc., hasta los últimos centros creados con la denominación de Facultades de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. En todos los INEF y Facultades también se imparte la asignatura troncal “*Biomecánica deportiva*” (bien con esta denominación u otra muy similar) donde se incluye el término “*actividad física*”, y además se crean en sus instalaciones laboratorios docentes y de investigación en biomecánica. En el libro coordinado por Pérez y Llana (2007) “*Biomecánica aplicada a la actividad física y al deporte*”, se recogen las principales líneas de investigación de esta materia en los INEF y Facultades españolas.

En laboratorios de estos INEF y Facultades se utiliza la biomecánica fundamentalmente para la mejora de las técnicas deportivas y la prevención de patologías del aparato locomotor. Algunos de los laboratorios y grupos de

investigación con mayor tradición en el área de Educación Física y Deportiva son: a) *Grupo de Biomecánica del Movimiento Humano y el Deporte* de la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Castilla la Mancha, en Toledo, dirigido por el *Dr. Xavier Aguado*; b) *Grupo de Investigación de Biomecánica* de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de Granada, dirigido por el *Dr. Marcos Gutiérrez*; c) *Grupo de Análisis Biomecánico* de la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad Politécnica de Madrid (INEF de Madrid), dirigido por el *Dr. Enrique Navarro*; d) *Unidad de Investigación del Rendimiento Físico y Deportivo* de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia, con el *Dr. José Campos*, *Dr. Gabriel Brizuela*, *Dr. Salvador Llana* y el *Dr. Pedro Pérez*; e) *Área de Trabajo relacionada con las nuevas tecnologías aplicadas al análisis y valoración del rendimiento deportivo*, dirigida por el *Dr. Juan García*, de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universidad de león); f) *Grupo de Investigación en Comportamiento Motor*, de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el deporte (Universidad Miguel Hernandez, Elche), con la representación del *Dr. Francisco J. Vera* y el *Dr. J. Luis López*; g) *Grupo de Investigación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, dirigido por el *Dr. José Antonio Pérez* de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universidad de Alicante); h) *Laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y Ergonomía*, dirigido por *Dr. Kostas Gianikellis*, de la Facultad de Ciencias del Deporte (Universidad de Extremadura); i) *Grupo de Investigación de Actividad Física y Deportiva en el Medio Acuático*, dirigido por el *Dr. Raúl Arellano*, de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universidad de Granada), y j) *Grupo de Investigación del Laboratorio de Análisis del Rendimiento Deportivo*, con el *Dr. Jesús Cámara*, de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y Deportiva (Universidad del País Vasco)

Además de los INEF/Facultades, cabe señalar el desarrollo y la aplicación de la biomecánica deportiva tanto en los *Centros de Alto Rendimiento* (CAR de Madrid, Granada, Sant Cugat, *Centros de Medicina del Deporte* (destacando por su contribución a la biomecánica deportiva al *Dr. Mikel Izquierdo*, en la Unidad Técnica de Investigación en el Centro de Estudios, Investigación y Medicina del Deporte del Gobierno de Navarra), *Comité Olímpico Español* (COE), *Laboratorio de Biomecánica Deportiva* del Centro de Alto rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte (CARICD)

del *Consejo Superior de Deportes* (dirigido durante 1993-2006 por la Dr. Amelia Ferro, actualmente en la Universidad Autónoma de Madrid), así como en los *Institutos Tecnológicos*, todos ellos con una vertiente más investigadora que docente/formativa.

Entre los Institutos Tecnológicos cabe destacar la creación por parte de Justo Nieto (1978) de un laboratorio de biomecánica en el seno de la Universidad Politécnica de Valencia (Aguado, en Campos, 2001). Este laboratorio dará origen en noviembre de 1989 al Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), que 20 años después sigue siendo dirigido por el Dr. Pedro Vera. Cuenta con una amplia diversificación en sus actuaciones, tanto en el ámbito de la ergonomía, como en el médico y deportivo, y hay que señalar sus contribuciones a la instrumentación en biomecánica deportiva a través de la plataforma de fuerzas, sistemas de pedobarografía, fotogrametría, etc.

Existen además en España, y concretamente en la Comunidad Valenciana, otros Institutos Tecnológicos con una amplia contribución a la biomecánica deportiva en sus investigaciones ([figura 9](#)), como el Instituto Tecnológico del Calzado y Conexas (INESCOP, creado en 1971, destacando la contribución del Dr. Gaspar Morey a la biomecánica deportiva del calzado), y el Instituto Tecnológico del Textil (AITEK, creado en 1985).



Figura 9. *Institutos tecnológicos que contribuyen a la biomecánica deportiva en España.*

BIBLIOGRAFÍA

Aguado, X., Izquierdo, M., González, J.L. (1997) *Biomecánica fuera y dentro del laboratorio*. León, Universidad de León.

Brizuela, G. (1996) *Aportaciones al diseño de calzado para la práctica del baloncesto: Análisis biomecánico de la influencia del calzado sobre el salto vertical y sobre el rendimiento*. Aspectos epidemiológicos. (Tesis doctoral). Universidad de Valencia.

Burke, R. (1997) *The future of kinesiology at the undergraduate level*.

- Proceedings Kinesiology: a national conference on teaching.* Universidad de Illinois, Urbana-Champaign.
- Cagigal, J. M. (1996) *Obras completas.* Cádiz, Comité Olímpico Español.
- Campos, J. (2001) *Biomecánica y deporte.* FDM, Valencia.
- Gutiérrez, M. (1998) *Biomecánica deportiva: bases para el análisis.* Síntesis, Madrid.
- Hamill, J.; Knutzen, K. (1995) *Biomechanical Basis of Human Movement.* Williams & Wilkins, EEUU.
- Hay, J.G. (1993) *The biomechanics of sports techniques.* New Jersey, Prentice Hall
- Izquierdo, M. (2008) *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte.* Editorial Médica Panamericana.
- Llana, S., Pérez, P. (2007) *Natación y actividades acuáticas.* Marfil Editorial.
- Oña, A., Martínez, M., Moreno, F., Ruiz, L.M. (1999) *Control y aprendizaje motor.* Madrid, Síntesis.
- Pérez, P., Llana, S. (2007) *Biomecánica aplicada a la actividad física y al deporte.* Colección aula deportiva técnica. Fundación Deportiva Municipal, Valencia.
- Rasch, P., Burke, R. (1986) *Kinesiología y anatomía aplicada.* Buenos Aires, El Ateneo.
- Zatsiorski, V., Fortney, V. (1993) Sport Biomechanics 2000. *Journal of Sports Sciences*, 11: 279-283.

PARA SABER MÁS

http://www.aneca.es/activin/docs/libroblanco_deporte_def.pdf

<http://www.biomch-l.org/index.html>

<http://www.twu.edu/biom/isbs/index.htm/>, portal oficial de la International Society of Biomechanics in Sports.

UNIDADES DE MEDIDA

3

Dr. Aguado, X.
(Universidad de Castilla-La Mancha)

RESUMEN

Dentro de las ciencias del deporte, la biomecánica aporta conocimientos sobre la metodología de la medición, además de los resultados de las mediciones de características biomecánicas de quien realiza actividad física o practica deporte. Ambas estarán presentes en multitud de test y evaluaciones realizados por los entrenadores, los profesores de Educación Física, los árbitros y jueces, los técnicos que apoyan a los deportistas, los médicos y psicólogos deportivos, los practicantes de actividad física, los atletas y también los investigadores. Todo aquello que se puede medir se llama magnitud, y cuando existe un patrón de medida propio de esa magnitud, se la llama fundamental. Por otro lado, las magnitudes derivadas se obtienen a partir de combinar mediante ecuaciones las magnitudes fundamentales. En biomecánica se usan tres magnitudes fundamentales: espacio, tiempo y masa. A partir de ellas se obtienen una veintena de magnitudes derivadas que se ilustran en el capítulo con diferentes ejemplos.

Este capítulo empieza explicando lo que es una unidad de medida y la necesidad que surgió, después de la experiencia de las primeras medidas, de lograr convenios internacionales sobre su uso. Para medir es imprescindible conocer y usar correctamente las unidades de medida, sus símbolos y sus conversiones. Las diferentes normas internacionales dicen cómo de grandes son las unidades, cómo se convierte de unas a otras, cómo se pueden combinar para formar unidades de magnitudes derivadas y cómo se usan los símbolos de abreviación de las unidades. En la parte final del capítulo se explican diferentes formas de dar a conocer los errores e imprecisiones de las medidas, también ilustrados con algunos ejemplos.

1. MEDIDAS DE BIOMECÁNICA

La biomecánica deportiva aporta a las ciencias del deporte una serie de conocimientos metodológicos sobre **cómo se mide**. Estos conocimientos

proceden de las bases físicas de la biomecánica y de la biología propia del hombre, con todas las características que lo diferencian de otros seres vivos y, también, de las características propias de las actividades físicas y deportes que practica. Por otro lado, las ciencias del deporte, como, por ejemplo, el entrenamiento deportivo, el aprendizaje motor o la psicología deportiva, con cierta frecuencia necesitarán realizar mediciones propiamente biomecánicas. Por ello es importante aprender las bases de la biomecánica deportiva, ya que su conocimiento lo usarán no sólo quienes se vayan a dedicar a este campo, sino también muchos otros profesionales y practicantes de actividad física y deportes. Entre los profesionales que lo usarán estarán los profesores de educación física, los médicos y psicólogos deportivos, los entrenadores, los técnicos de diferentes especialidades que apoyan el deporte, los árbitros y los investigadores de las ciencias del deporte.

Medir consiste en contar cuántas veces está incluido el patrón de medida en algo. A ese algo le llamamos **magnitud** y al patrón de medida le llamamos **unidad de medida**. Así, por ejemplo, la distancia (o longitud) es una magnitud y el metro es una unidad de medida. Por otro lado, hay que decir que no todo se puede medir. A lo que sí se puede medir le llamamos magnitud, y las magnitudes implican que existan previamente **metodologías que permitan cuantificarlas**. Como las metodologías evolucionan, también evoluciona todo aquello que es posible medir y aparecen nuevas magnitudes, en la medida que se va disponiendo de tecnología adecuada para cuantificarlas.

Los **profesores de educación física** realizan medidas para poder evaluar a sus alumnos. Los **entrenadores** miden cuando realizan diferentes test a sus deportistas, con los que pueden controlar y hacer un seguimiento del estado de forma y así poder corregir y adecuar el entrenamiento que les diseñan y también poder conocer en qué nivel se encuentran cuando han de afrontar una competición. Los **médicos deportivos**, psicólogos deportivos, especialistas en aprendizaje y desarrollo motor también realizan medidas biomecánicas, como por ejemplo fuerzas, distancias, ángulos y velocidades.

Los **árbitros y jueces** miden para poder ejercer su labor. Finalmente, los propios **practicantes de actividad física y deportiva** (fuera de la competición) miden con frecuencia sus desarrollos, como forma de control de la actividad que realizan. Las medidas más frecuentes son las de distancias, tiempos y velocidades. Los instrumentos más sencillos, que se usan universalmente por todo el conjunto de profesionales y practicantes de

actividad física y deportes, son la **cinta métrica y el cronómetro**. Éstos conviven hoy en día con multitud de nuevas tecnologías, que se han extendido en el mundo del deporte. Por ejemplo los GPS (*Global Positioning System*), que se usan tanto en actividades de senderismo, en deportes en el medio aéreo y acuático, como también en ciclismo, motociclismo y deportes de cancha abierta. Con el GPS se puede conocer tanto la ubicación espacial del deportista o practicante, como contabilizar sus desplazamientos y velocidades. Existen GPS adaptados a cada una de estas actividades, que además de realizar el posicionamiento calculan el resultado de los desplazamientos, y en el caso de actividades en medio natural, incluyen mapas.

PUNTO CLAVE

Hoy en día se siguen usando instrumentos sencillos de medida como la cinta métrica y el cronómetro, pero éstos conviven con instrumentos modernos y sofisticados como los GPS.

En algunos deportes a veces se valoran aspectos que no pueden ser catalogados como magnitudes ya que no existe un patrón de medida bien definido, ni una metodología precisa para usar en su medición. Tal es el caso de las valoraciones del “riesgo”, la “belleza”, la “pericia”, el “virtuosismo” y otras, que han estado presentes en las puntuaciones de los jueces de deportes como saltos de trampolín, esquí acrobático y gimnasia. Aún hoy en día, los reglamentos de estos deportes incluyen la valoración de aspectos difíciles de objetivar. Por ejemplo, el actual código de puntuación de gimnasia artística femenina habla de “**falta de postura del cuerpo**” sin especificar exactamente a qué se refiere en términos mecánicos (ángulos de articulaciones, colocación espacial de los segmentos del cuerpo).

Antiguamente, el hombre empezó a medir usando como unidad de medida aquello que le era más familiar. Por ejemplo, su cuerpo entero, o partes de él, como **manos, pies y brazos**. Pero pronto se dio cuenta de que no todos tenemos estos patrones de medida igual de grandes. Por ello, a quien tenía grandes pies las distancias siempre le salían más cortas que a quien los tuviera pequeños. Dependiendo de que se fuera comprador o vendedor podía interesar tener grandes o pequeñas dimensiones corporales. De hecho existen

algunas unidades de medida actuales que conservan el nombre de **partes del cuerpo**, como es el caso del pie (ft, del inglés *foot*), aunque hay que subrayar que hoy en día ya está perfectamente delimitado cómo de grande es ese pie usado para medir, por ejemplo, alturas en deportes aéreos.

2. MAGNITUDES FUNDAMENTALES Y SISTEMAS DE UNIDADES

Algunas magnitudes tienen patrón propio de medida, como sucede con el segundo, usado para medir la magnitud que llamamos tiempo. Por ello se pueden medir directamente y se llaman **magnitudes fundamentales**. De esta forma el tiempo es una magnitud fundamental. Otras, en cambio, se obtienen indirectamente combinando patrones, como sucede con el metro por segundo. A estas magnitudes que no tienen patrón propio y necesitan una **ecuación** para hacer esa combinación las llamamos **magnitudes derivadas**. Así, la velocidad es una magnitud derivada. De esta manera un sencillo velocímetro o cuentakilómetros de una bicicleta, para poder calcular la velocidad que muestra en la pantalla, necesita tanto un sistema calibrado que cuente las vueltas que da la rueda (para obtener los metros que se avanzan), como un reloj interno (para contar los segundos). De esta combinación surge una unidad de medida: el metro por segundo (m/s).

En biomecánica sólo usamos tres magnitudes fundamentales en el denominado Sistema Internacional de unidades (SI), que son: **la longitud o distancia, la masa y el tiempo**. Para medir la longitud, el SI usa como patrón el metro (m), para medir la masa usa como patrón el kilogramo de masa (kg) y, finalmente, para medir el tiempo se usa como patrón el segundo (s).

PUNTO CLAVE

Las magnitudes fundamentales poseen patrón propio de medida mientras que las magnitudes derivadas se forman a partir de ecuaciones que muestran cómo se obtienen de las primeras. El tiempo es una magnitud fundamental, mientras que la velocidad es una magnitud derivada.

Hace ya tiempo, debido a que había diferentes patrones para medir unas mismas magnitudes fundamentales, surgió la necesidad de agrupar esos

patrones en diferentes compartimentos o cajones. Esto se hizo mediante convenios, que delimitan lo que se llama **sistemas de unidades**. Los sistemas de unidades aparecen con el fin de evitar que haya un caos de cientos de unidades de medida diferentes en las magnitudes derivadas, debido a la multitud de combinaciones posibles de todas las unidades de medida que hay en las magnitudes fundamentales. Así, un sistema de unidades dice qué patrones de medida de magnitudes fundamentales se pueden combinar entre sí para la medida de magnitudes derivadas. Esto casi siempre se respeta, pero en algunas actividades, tradicionalmente, se siguen usando unidades de medida fruto de combinaciones no recogidas en los principales sistemas de unidades. Por ejemplo, para medir las velocidades, existen los usos tradicionales del kilómetro por hora (velocímetros en Europa), las millas por hora (velocímetros en Estados Unidos) y los nudos (actividades aéreas, navegación y meteorología).

Pero los sistemas de unidades también dicen **cómo de grande es cada unidad de medida**, para así evitar por ejemplo que existan metros de diferentes tamaños. Antes de que aparecieran los convenios internacionales pasaba lo mismo que ocurre actualmente con la ropa o el calzado; en cada país y zona geográfica se hacen interpretaciones diferentes de las tallas. Incluso una misma talla europea o inglesa es interpretada de diferente forma según el fabricante, e incluso dentro de un mismo fabricante, en diferentes modelos la interpretación cambia. De todo esto resulta un caos, en el que se hace difícil saber cuál es la talla de cada uno. Para evitar esta situación con las unidades de medida, nació en Francia en 1795 el Sistema Métrico Decimal, que en España fue declarado obligatorio en 1849. Más recientemente, el **Sistema Internacional** de unidades (SI), también llamado MKS (por los símbolos de sus unidades de medida de las magnitudes fundamentales: metro, kilogramo de masa y segundo) o Giorgi. El SI fue adoptado por la undécima Conferencia General de Pesos y Medidas (*Conférence Générale des Poids et Mesures*) en 1960, y declarado de uso legal en España en 1967. Actualmente es de uso obligatorio, como marca el Real Decreto 1317/1989, de 27 de octubre. Actualmente tan sólo hay en el mundo tres países que no han adoptado el SI como prioritario o único: Birmania, Liberia y Estados Unidos. Otros sistemas de unidades son: el técnico, el cegesimal y el inglés.

3. LAS MAGNITUDES DERIVADAS

En biomecánica del deporte se usan una veintena de magnitudes derivadas ([tabla 1](#)), que a continuación se comentan, junto a sus unidades de medida y ejemplos de cada una, agrupadas en nueve apartados diferentes.

3.1. Velocidad y aceleración lineales

La **velocidad** (v) es la relación entre el desplazamiento, que es fruto del cambio de posición realizado (Δx), y el tiempo empleado (t) ($v = \Delta x / \Delta t$). Para medir la velocidad se deberán tomar 2 veces consecutivas la posición del cuerpo (x_1 y x_2) y así se tendrá el desplazamiento o distancia recorrida. Cuando un cuerpo se desplaza a una velocidad que no cambia, la velocidad será constante, y al multiplicar la constante por el tiempo, nos dará el desplazamiento que ha cubierto el cuerpo en ese tiempo. En una gráfica de espacio cubierto (en ordenadas) y transcurso del tiempo (en abcisas), la velocidad se refleja en la inclinación de dicha gráfica. La unidad de medida en el SI es el metro por segundo (m/s). En el Campeonato del Mundo de Atletismo de Berlín, en 2009, Usain Bolt logró un nuevo récord del mundo de los 100 m, corriendo la distancia en 9,58 s. Es decir, corrió con una velocidad media de 10,438 m/s (37,578 kilómetros por hora). Si no se tiene en cuenta el tiempo de reacción (que fue de 0,146 s), esa velocidad media sube hasta 10,6 m/s (38,16 kilómetros por hora). Pero la velocidad no es constante a lo largo de una carrera y los mejores atletas del hectómetro consiguen sus máximas velocidades punta pasados los 60 m de carrera. En el caso de la carrera de Bolt, la máxima velocidad instantánea superó los 12,5 m/s (45 kilómetros por hora). En la [figura 1](#) se muestra la evolución de las velocidades medias de la carrera de Bolt, calculadas cada 20 m.

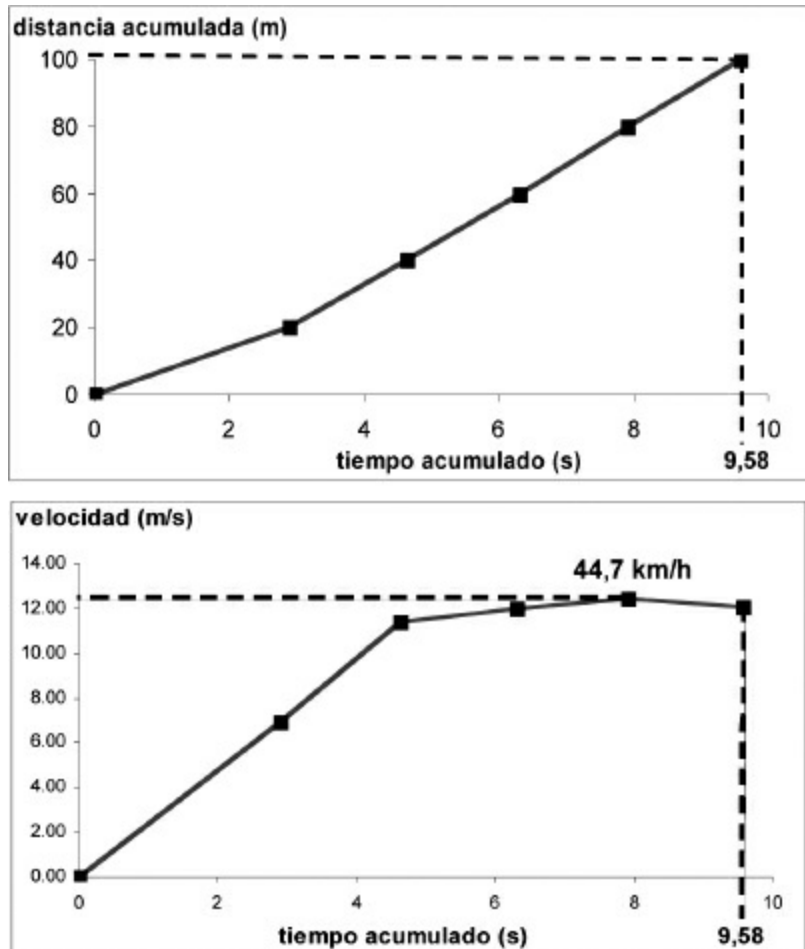


Figura 1. Tiempos y velocidades medias de Usain Bolt, recogidos cada 20 m, en la final del hectómetro en el Campeonato del Mundo de Atletismo de Berlín en 2009. Los datos proceden del análisis de la carrera emitida por televisión y del estudio biomecánico realizado por la IAAF en dicho campeonato.

PUNTO CLAVE

Durante la carrera de los 100 m la velocidad va cambiando. Los mejores atletas consiguen su pico de velocidad pasados los 60 m. En las gráficas de espacio/tiempo, la velocidad se ve como la inclinación mayor o menor de la curva.

La aceleración (a) es la relación entre el cambio de velocidad y el tiempo en el cual se produce ($a = \Delta v / \Delta t$). En una gráfica de velocidad (en ordenadas) y transcurso del tiempo (en abscisas) la aceleración se refleja en la inclinación de dicha gráfica. La unidad de medida en el SI es el metro por segundo al cuadrado (m/s^2). Por ejemplo, durante la fase de vuelo de un salto vertical, el centro de gravedad va perdiendo primero velocidad hacia arriba, y luego ganando velocidad hacia abajo, con una aceleración constante (tanto durante el ascenso,

como durante el descenso) de $-9,81 \text{ m/s}^2$. Al poco de llegar al suelo, el centro de gravedad empieza a frenar su velocidad hacia abajo mediante una aceleración positiva y variable, debida al golpe de diferentes estructuras del pie con el suelo y la transmisión de fuerzas por los diferentes segmentos y articulaciones corporales y a las acciones musculares involucradas. En algunos casos de caídas violentas, esa desaceleración del movimiento hacia abajo del centro de gravedad puede superar los 100 m/s^2 coincidiendo con el instante del contacto del talón contra el suelo (figura 2).

3.2. Ángulo, velocidad y aceleración angulares

Si entendemos **el ángulo** (θ) como una forma más de dar una posición, el cambio de **ángulo** ($\Delta\theta$) es una distancia cubierta en un movimiento angular. En física, para considerar un movimiento como estrictamente angular se exige que cualquier parte del cuerpo que lo realiza cubra el mismo ángulo a lo largo del tiempo; sin embargo esto implicaría la existencia de muy pocos movimientos angulares en las actividades físicas y el deporte. Por ejemplo, sí lo sería el de una rueda de una bicicleta de *spinning* que gira respecto a su eje, o el de un gimnasta que girara manteniendo exactamente la misma postura respecto a la barra fija. Pero si no somos totalmente estrictos, los movimientos que realiza un segmento del cuerpo respecto a la articulación que lo moviliza se pueden considerar como angulares, como, por ejemplo, cuando el brazo se aproxima al antebrazo, en lo que se llama flexión del codo. Así, damos incrementos de ángulos para expresar el desplazamiento que ha realizado una articulación. Pero también se usan ángulos para describir la posición de una articulación. Así, se usa normalmente como referencia la posición anatómica: por ejemplo, un ángulo de flexión del codo de 70° de una persona que está trabajando con un ordenador significa que tiene el codo doblado 70° respecto a su posición anatómica. La posición anatómica del codo implica una misma dirección de los segmentos brazo y antebrazo, o, lo que es lo mismo, 180° mecánicos en la articulación del codo. Por ello, 70° de flexión anatómicos equivaldrían a 110° mecánicos, como se muestra en la figura 3 con la rodilla.

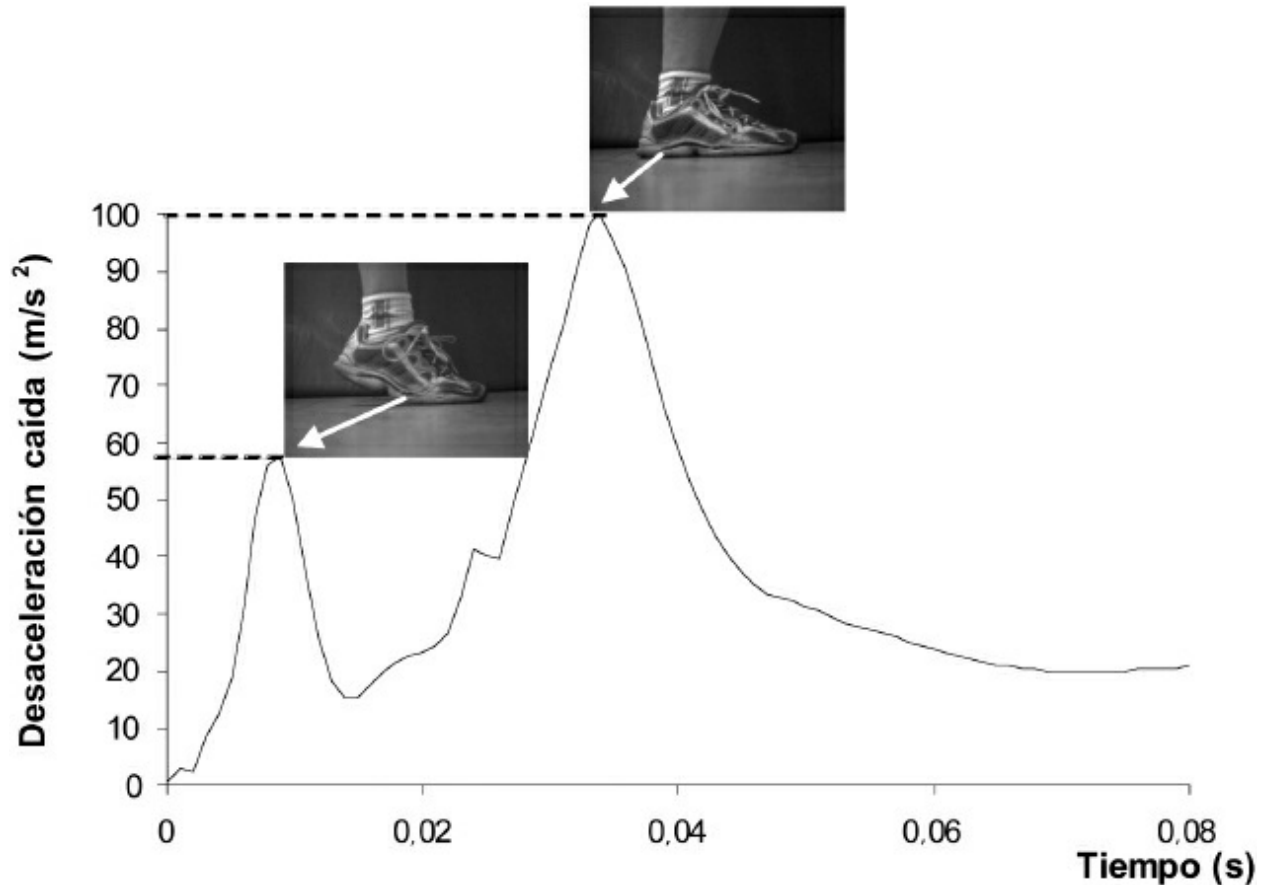


Figura 2. Desaceleración violenta del centro de gravedad de la persona al llegar al suelo en la caída de un salto vertical. La desaceleración que muestra la gráfica no ha sido debida a una excesiva altura de caída sino a una mala técnica de amortiguación. Cuando contactan los talones en el suelo, en ocasiones como ésta se puede llegar a superar desaceleraciones de 100 m/s^2 .

La unidad de medida en el SI de los ángulos es el radián (rad). Un radián es el ángulo plano entre dos radios de un círculo cuyo arco tiene la misma longitud que los radios. En el SI, el radián se considera una unidad derivada, sin dimensión. A partir del radián se define el grado, que sin ser una unidad del SI, ni siquiera submúltiplo decimal, se usa a menudo en combinación con sus unidades. Un grado equivale a $\pi/180$ rad, o lo que es lo mismo, $1 \text{ rad} = 57,3^\circ$.

PUNTO CLAVE

El Sistema Internacional de unidades usa el radián (rad) como unidad de medida de los ángulos. Esta unidad equivale a $57,3^\circ$.

La velocidad angular (ω) es la relación entre el ángulo cubierto y el tiempo en el que se realiza ($\omega = \Delta\theta/\Delta t$). En el SI se expresan en radianes por segundo (rad/s). La [figura 4](#) muestra cómo al realizar extensión con las rodillas, al incrementar la carga que se maneja disminuye la velocidad angular que se logra. Mientras en una patada de fútbol la rodilla puede alcanzar velocidades instantáneas de extensión de 35 rad/s, en la extensión de las extremidades inferiores durante un salto vertical alcanzará velocidades de 14 rad/s, y si progresivamente se va realizando el salto incorporando cada vez más carga, la velocidad de extensión irá disminuyendo hasta llegar a la mínima expresión cuando se haga una extensión de rodillas con la máxima carga posible, en lo que se llama 1RM. Y si añadiéramos, a partir de ahí, un mínimo incremento en la carga manejada en la 1 RM, llegaríamos a la máxima fuerza isométrica que se es capaz de ejercer con ese grado de flexión de rodillas.

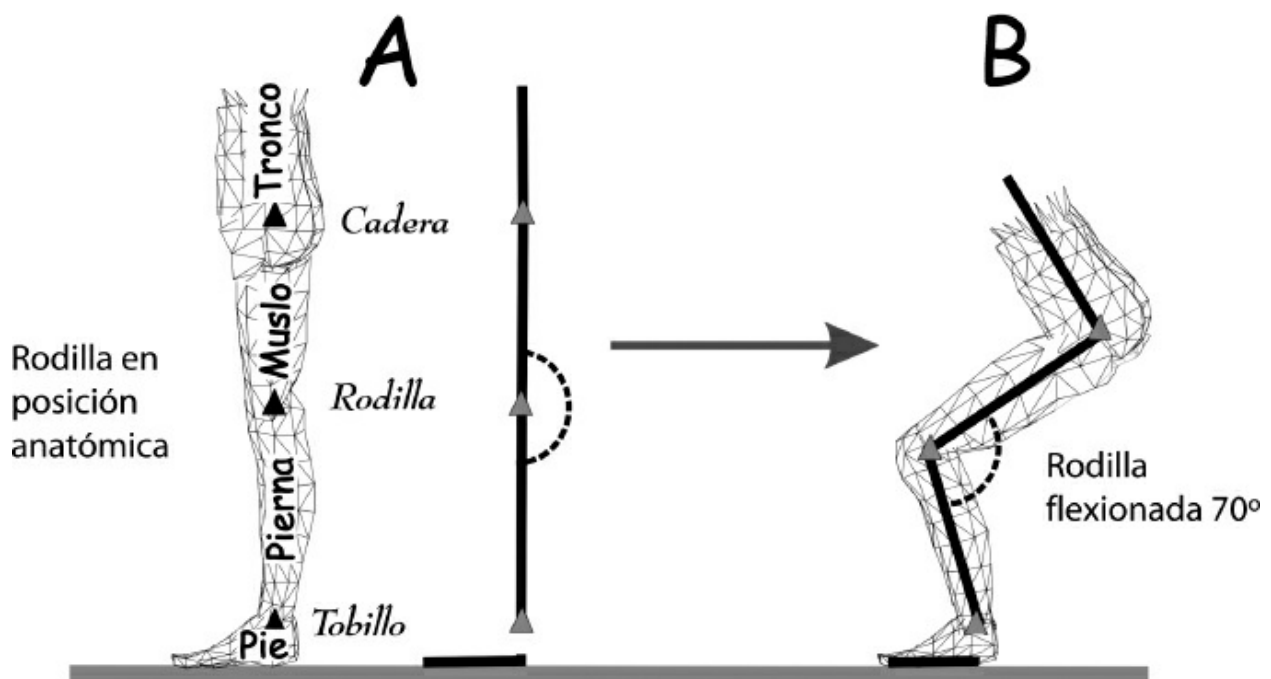


Figura 3. Si no se dice lo contrario, la posición denominada "anatómica" se considera como de referencia cuando se quiere dar cualquier posición de una articulación, como por ejemplo la rodilla. Así, en la figura B, la rodilla tendrá 70° de flexión.

La aceleración angular (α) es la variación de la velocidad angular con el incremento de tiempo ($\alpha = \Delta\omega/\Delta t$). En el SI se mide en rad/s^2 . Cuando se

realiza un movimiento angular rápidamente, se logra un pico de velocidad angular con un determinado ángulo. Hasta llegar a ese ángulo la articulación realiza una aceleración angular, y una vez alcanzado el pico de velocidad, desacelera, antes de llegar al final del recorrido angular. Se sabe que determinados programas de entrenamiento logran cambiar ese período de aceleración de manera que se puede modificar el ángulo en el que se obtiene el pico de velocidad (además del valor de esa velocidad). También se sabe que, en función de que el ejercicio que se realice acabe con un lanzamiento o acabe sin liberar la carga, se logra prolongar el curso de la aceleración angular o recortarlo, respectivamente.

3.3. Inercia y cantidad de movimiento lineales

La inercia es la dificultad para cambiar el estado de reposo o de movimiento que tenga un cuerpo. A esa menor o mayor dificultad la podríamos catalogar como de pereza que tienen los cuerpos a modificar su quietud o su movimiento a velocidad constante. En el movimiento lineal equivale a su cantidad de materia, o lo que es lo mismo, a su masa. Cuanta más masa tenga un cuerpo, más costará cambiar su quietud, si estaba en reposo. También cuanta más masa, más costará cambiar la velocidad de movimiento, si el cuerpo se estaba moviendo a una velocidad constante. La inercia de los movimientos lineales se mide en el SI en kilogramos de masa (kg). Una persona que pese 70 kilogramos de fuerza (70 kilopondios o kp) tendrá exactamente 70 kg de masa en el SI.

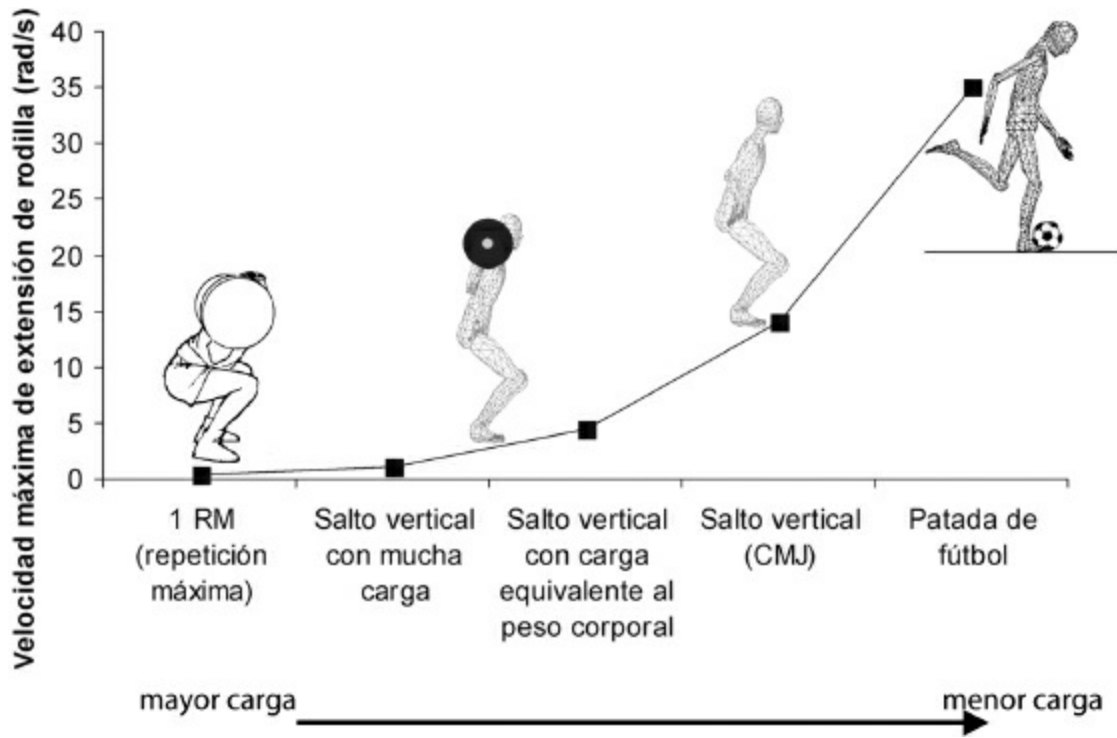


Figura 4. Velocidades máximas instantáneas de extensión de rodillas logradas en diferentes ejercicios, con diferente carga.

PUNTO CLAVE

La inercia expresa la mayor o menor dificultad para cambiar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo y se mide en el Sistema Internacional de unidades mediante el kilogramo de masa (kg).

La cantidad de movimiento lineal (M) (también llamada *momentum* o momento lineal) muestra lo que costaría parar totalmente a un cuerpo que se mueve a una determinada velocidad. O también lo que costaría poner en movimiento, hasta una determinada velocidad, a un cuerpo que está parado. Comparando dos cuerpos que se muevan a la misma velocidad, el que tenga más masa tendrá mayor cantidad de movimiento, y por eso costará más pararlo o modificarle su velocidad (**figura 5**). También si se comparan dos cuerpos que tengan la misma masa, el que lleve mayor velocidad tendrá mayor cantidad de movimiento, y costaría más llegar a pararlo totalmente o modificarle su velocidad en, por ejemplo, 5 m/s. Así, la cantidad de movimiento es el producto de la inercia lineal (la masa) por los cambios en la

velocidad de un cuerpo ($M= m.\Delta v$). La cantidad de movimiento se usa para explicar que su módulo se conserva mientras no aparezcan otras fuerzas, como por ejemplo el rozamiento o la resistencia. También **se puede transferir la cantidad de movimiento**, como sucede cuando choca una bola de billar contra otra a la que le pasa su cantidad de movimiento y sale despedida mientras la primera se queda parada. En otro ejemplo, la cantidad de movimiento que tiene el palo de golf justo antes de golpear la bola se transfiere en parte a la bola, en el instante posterior al golpeo. En ese instante posterior, la cantidad de movimiento que tenía el palo se habrá separado en la que le queda al palo y la de la bola. O lo que es lo mismo, la que ha perdido el palo la ha transferido a la bola, y como ésta tiene muy poca masa, adquiere velocidades relativamente altas. En el SI la cantidad de movimiento se mide en kilogramos multiplicados por metro, por segundo ($\text{kg}\cdot\text{m/s}$).

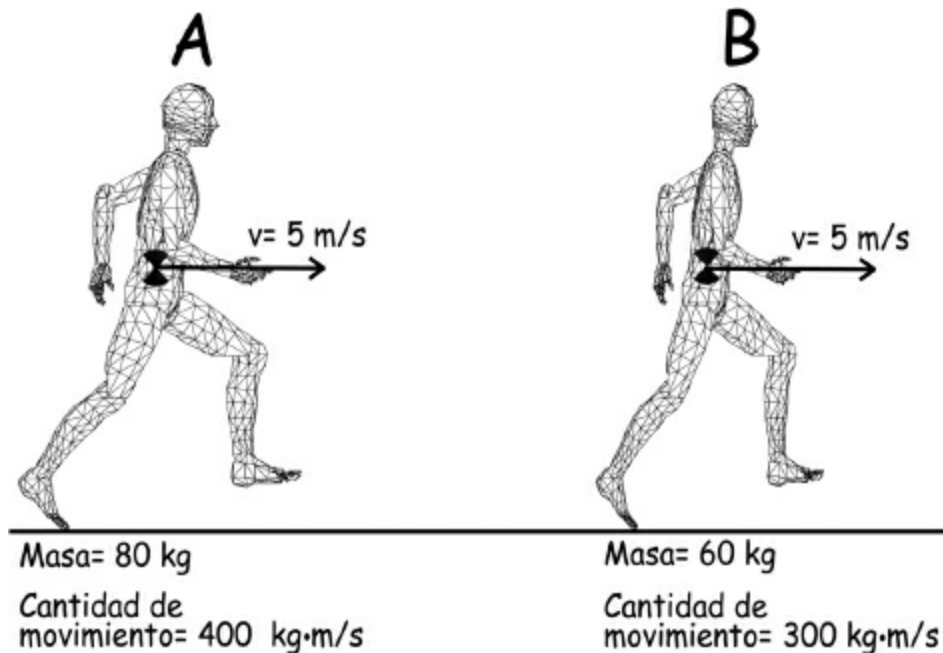


Figura 5. Si hubiera que parar en seco a dos corredores que llevan la misma velocidad (5 m/s), costaría más hacerlo con el de mayor masa (80 kg el corredor A, frente a 60 kg el corredor B) por su mayor cantidad de movimiento (400 kg m/s el corredor A, frente a 300 kg m/s el corredor B).

3.4. Inercia y cantidad de movimiento angulares

La **inercia angular** (I), también llamada momento de inercia, no sólo depende de la masa, como sucede en los movimientos lineales, sino también

de cómo está distribuida respecto al eje de giro, con un menor o mayor radio de distancia ($I = mr^2$). Se trata del mismo concepto de dificultad para cambiar su estado de reposo o de velocidad constante, pero en el movimiento angular. Por otro lado, todos los cuerpos cuando giran durante el vuelo (en fase aérea) lo hacen por el centro de gravedad. Así lo hace un martillo, una maza de malabares, una pelota de golf y también el hombre. A diferencia de una pelota, el hombre no es simétrico en la distribución de su masa, y por eso en los giros que puede hacer en sus ejes (longitudinal, transversal y anteroposterior) no tiene agrupada por igual su masa. En función de ese agrupamiento o de la lejanía de la masa respecto al eje de giro que pasa por el centro de gravedad, el cuerpo humano presenta diferentes inercias angulares. El cuerpo del hombre o la mujer tiene menos inercia si gira respecto a un eje vertical o longitudinal. Si gira respecto a un eje transversal tiene más inercia, y aún más si lo hace respecto a un eje anteroposterior. Analizando por separado cualquiera de estos tres ejes podemos cambiar la inercia agrupándonos (para disminuirla) o extendiéndonos (para aumentarla) (figura 6). En el SI la inercia angular se mide en kilogramos multiplicados por metro cuadrado ($\text{kg}\cdot\text{m}^2$). **La cantidad de movimiento angular (L)** (también llamada momento angular) se consigue multiplicando la inercia por la velocidad angulares ($L = I \cdot \omega$) y se usa para explicar el aumento de velocidad de giro de los patinadores cuando se agrupan y también los cambios del eje sobre el que giran los gimnastas en algunos saltos, cuando transfieren la cantidad de movimiento angular que tenían en un determinado segmento corporal, como un brazo, o una pierna o la cabeza, a otro eje, al cambiar la posición de ese segmento. En el SI se mide en $\text{kg}\cdot\text{m}^2 \text{ rad/s}$ (figura 7).

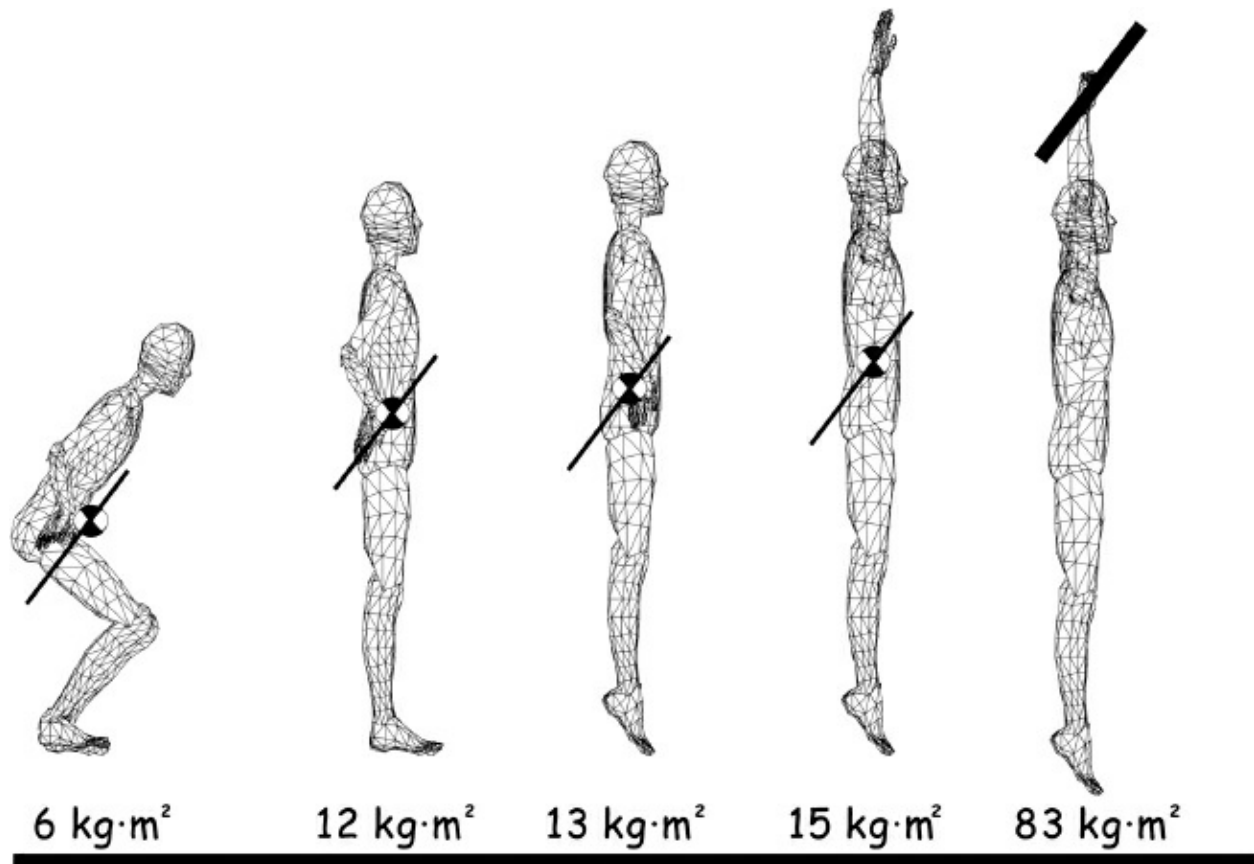


Figura 6. Cuando la misma persona, girando por el mismo eje (en la figura es un eje transversal), adopta posiciones más agrupadas, disminuye la inercia angular, y cuando se extiende (alejando la masa del eje de giro), la inercia angular aumenta. En las posiciones A-D se gira en fase aérea (por el centro de gravedad), mientras que en la posición E se gira colgado, respecto a una barra fija. Las inercias angulares en estas posiciones oscilarán desde 6 hasta 83 $\text{kg} \cdot \text{m}^2$ para la misma persona.

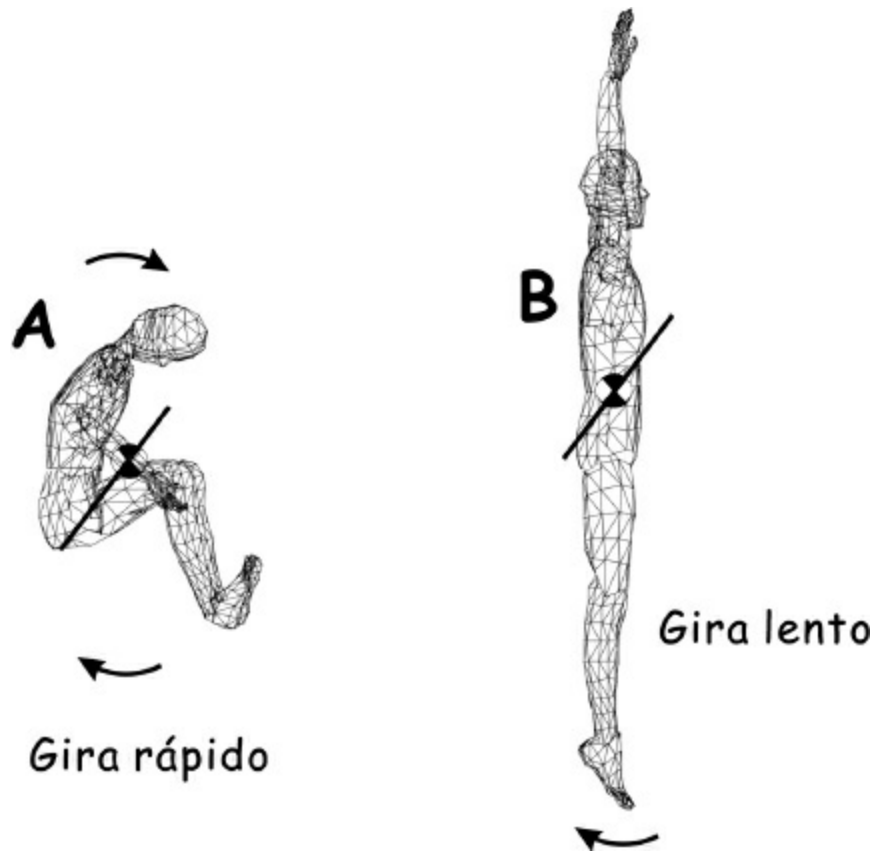


Figura 7. Una persona que pese 60 kp (kilogramos de fuerza) tiene, en el SI, una masa de 60 kg y un peso de 588,6 N ($60 \text{ kg} \cdot 9,81 \text{ m/s}^2$). A su vez, una persona que pese 80 kp tendrá en el SI 60 kg de masa y un peso de 784,8 N.

3.5. Fuerza, momento de una fuerza e impulso mecánico

La **fuerza** (F) es el resultado de aplicar una aceleración a una determinada masa ($F = m \cdot a$). El peso de cualquier cuerpo o persona es el resultado de aplicar la aceleración de la gravedad ($9,81 \text{ m/s}^2$) sobre su masa. En el SI, las fuerzas se miden en newtons (N). Una persona que pese 60 kg de fuerza (60 kilopondios) tendrá en el SI una masa de 60 kg y un peso de 588,6 N (que es el resultado de $60 \text{ kg} \cdot 9,81 \text{ m/s}^2$) (figura 8).

PUNTO CLAVE

El peso de una persona es una fuerza ejercida al aplicar hacia el centro de la tierra la aceleración de la gravedad sobre su masa. En el Sistema Internacional de unidades se mide en newtons (N).

El momento de una fuerza (M_F) es la tendencia a girar que provocará una fuerza aplicada en una dirección que no pasa por el eje de giro de un cuerpo ($M = F d$). Esta magnitud se usa, por ejemplo, para conocer el efecto de la fuerza generada en la contracción muscular sobre la articulación que moviliza el músculo. La distancia por la que se multiplica la fuerza, llamada brazo, se mide perpendicularmente a la dirección de la fuerza hasta el eje de giro. En el SI, el momento de una fuerza se mide en newtons multiplicados por metro (N.m). En ergonomía se habla de un **principio de economía de esfuerzo** para mantener cualquier postura, que consiste en minimizar los momentos de las fuerzas que actúan sobre las articulaciones de nuestro cuerpo. Para ello, los segmentos del cuerpo tendrán que estar lo más alineados que sea posible para que las direcciones de las fuerzas de sus pesos pasen lo más cerca posible de los centros articulares.

El impulso mecánico (I_M) contempla la fuerza a lo largo del tiempo ($I_M = F.\Delta t$). Es una forma más real de analizar el efecto que tienen las fuerzas sobre los cuerpos ya que raramente éstas actúan instantáneamente sino que lo hacen variando su módulo a lo largo de un determinado tiempo. Conociendo el impulso mecánico sabremos cuánto varía la cantidad de movimiento de un cuerpo. Esto es lo mismo que conocer cómo variará la velocidad de un cuerpo ya que su masa será constante ($F.\Delta t = m.\Delta v$).

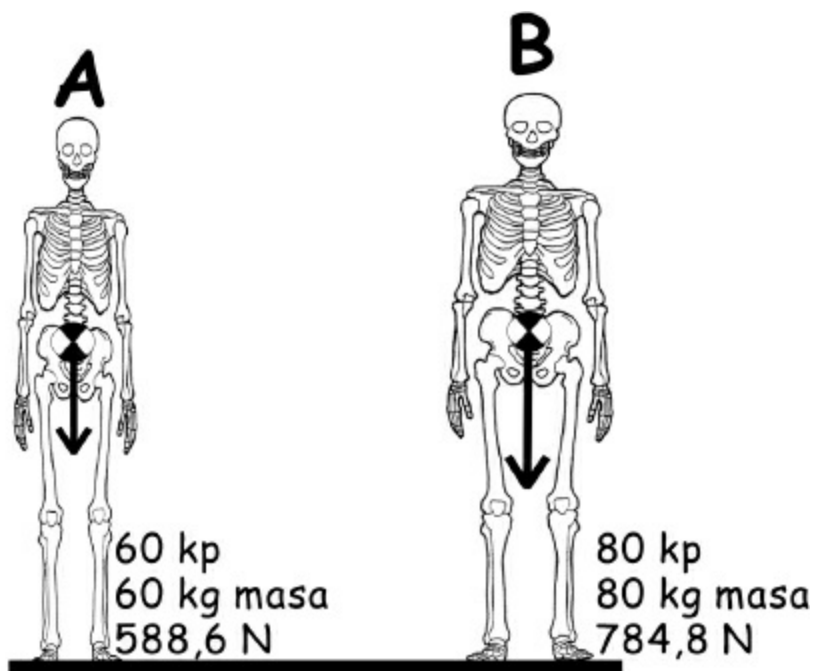


Figura 8. Una persona que pese 60 kp (kilogramos de fuerza) tiene, en el SI, una masa de 60 kg y un peso de 588,6 N (60 kg $9,81 \text{ m/s}^2$). A su vez, una persona que pese 80 kp tendrá en el SI 60 kg de masa y un peso de 784,8 N.

3.6. Rigidez, presión y viscosidad

La **rigidez** (*stiffness* en inglés) es una magnitud que mide la relación entre una fuerza y el cambio de longitud que provoca al actuar sobre un cuerpo, que se deforma en función de la dirección y sentido de la fuerza, comprimiéndose (ante esfuerzos de compresión) o alargándose (ante esfuerzos de tracción). El llamado *stiffness* vertical (figura 9) se usa como medida indirecta de la mayor o menor tensión acumulada en la musculatura extensora de las extremidades inferiores durante la carrera o el salto. El *stiffness* vertical se calcula conociendo las fuerzas de reacción que se reciben del suelo y el desplazamiento (descenso) que registra el centro de gravedad, fruto del grado de flexión de las articulaciones de la extremidad inferior ($V_s = F/\Delta h$). En el SI se mide en newtons por metro (N/m), aunque es frecuente dar los resultados en kilonewtons por metro (kN/m).

La **presión** (P) es la fuerza que se ejerce por unidad de superficie ($P = F/S$). Esta magnitud se usa para medir las fuerzas por unidad de superficie, mediante las denominadas plantillas instrumentadas, que recaen en diferentes zonas del pie cuando se hacen actividades como caminar, correr, pedalear o esquiar. También se usa en forma de alfombras de presiones colocadas sobre la superficie de un asiento para medir las presiones en las nalgas cuando se está sentado. En forma de guantes, que registran presiones en diferentes lugares de las manos y dedos, se usan para estudiar el agarre de remos, manillares y barras. En el SI las presiones se miden en pascuales (Pa).

La **viscosidad** es lo contrario de la fluidez. La viscosidad nace del roce entre las partículas de los fluidos. Si no hubiera roces entre éstas, ni entre las partículas y los perfiles, no aparecería la fuerza de resistencia al avance. En ese caso tampoco habría capa límite, y si moviéramos la mano en el agua, no arrastraríamos con ella nada de agua a su alrededor. La **viscosidad absoluta** es una medida dinámica del tiempo que se tarda en fluir. La unidad de medida en el SI es el pascal multiplicado por segundo (Pa/s) que en Francia se le ha llamado poiseuille (PI), sin estar recogida esta última unidad en el SI. La **viscosidad cinemática** es una característica propia de cada fluido, sin tener en cuenta las fuerzas que genera su movimiento. En el SI se mide en

stokes (St), que equivalen a metros al cuadrado por segundo (m^2/s).

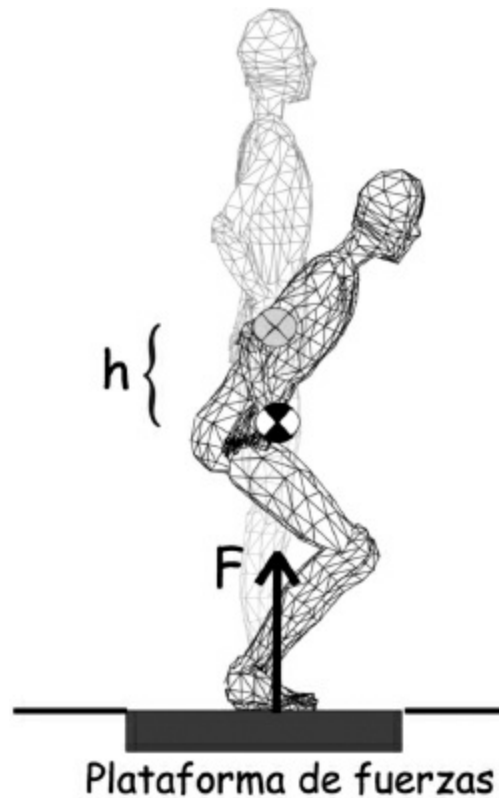


Figura 9. El stiffness vertical es la relación entre la fuerza y el descenso del centro de gravedad. Se suele calcular en saltos (como en esta figura) y en carrera. En el SI se mide en N/m , aunque de forma práctica se suelen dar los valores en kN/m .

3.7. Trabajo y potencia

El **trabajo** (W) o energía mide el resultado de una fuerza (más exactamente el módulo de su componente en la dirección del desplazamiento que va a generar) multiplicada por la distancia que recorre su punto de aplicación sobre un cuerpo ($W = F \cdot d$). En el SI se mide en julios (J). Si en la batida de un salto vertical recogemos, con una plataforma de fuerzas, las fuerzas de reacción, podremos hallar los desplazamientos del centro de gravedad en altura. Y con ellos representar una gráfica en la que veamos la fuerza en el eje vertical y los desplazamientos en altura en el eje de abscisas. En esta gráfica las áreas corresponderán a los trabajos, tanto concéntrico como excéntrico, realizados durante la batida (figura 10).

La **potencia mecánica** (P) mide el trabajo realizado por unidad de tiempo ($P = W/\Delta t$) o lo que es lo mismo, el producto de la fuerza por la

velocidad. Las medidas de potencia máxima en diferentes ejercicios son frecuentes en los atletas para conocer su fuerza explosiva; es decir, una fuerza que se aplica durante poco tiempo y manejando cargas relativamente bajas, que muchas veces serán las del propio peso corporal. En el SI se mide en vatios (W). Se pueden hacer medidas de potencia en diferentes test, como por ejemplo de salto, pedaleo, subir escalones o remo. En la batida de un test de salto único se obtienen los mayores valores de potencia medidos en el hombre. Algunos atletas de pruebas explosivas llegan a sobrepasar un pico de potencia de 9.000 W en un salto con contramovimiento.

3.8. Área, volumen, densidad, peso específico y flujo

El **área** es la superficie (S) y se usa, por ejemplo, en biomecánica deportiva, para conocer la mayor o menor zona de contacto entre el pie y el suelo en un apoyo plantar, en la llamada área de apoyo de la huella plantar. También se usa para conocer la mayor o menor superficie de un ciclista o de un nadador que choca contra el fluido (aire en el primer caso y agua en el segundo) en lo que se llama área frontal de choque. En el SI, las áreas se miden en metros cuadrados (m^2). En los ejemplos anteriores, cuanto mayor sea el área de choque, tanta más resistencia frontal al avance tendrá el deportista. Por ejemplo, sobre una bicicleta de montaña y con el tronco erguido se puede tener un área frontal de choque en torno a $0,5 m^2$, mientras que para la misma persona sobre una bicicleta de carreras, usando componentes aerodinámicos (casco y manillar) el área frontal de choque puede bajar hasta $0,35 m^2$.

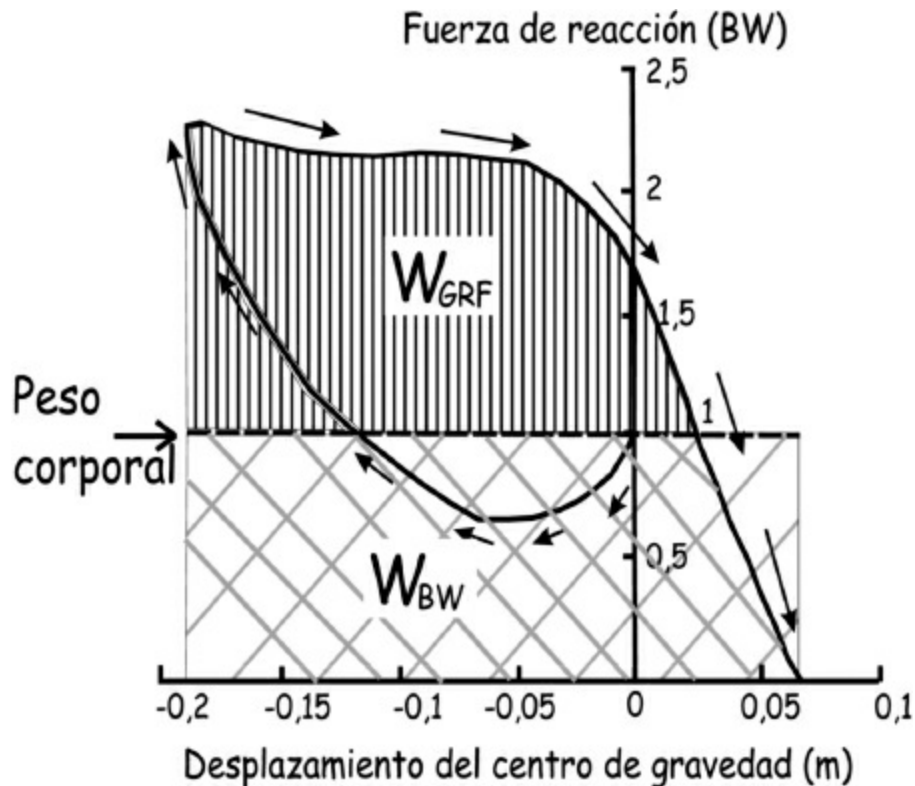


Figura 10. La gráfica (trazo negro) muestra la evolución del desplazamiento del centro de gravedad durante la batida de un salto vertical con contramovimiento (CMJ) en relación con la fuerza de reacción recibida del suelo. Las áreas que limita la gráfica son trabajo desarrollado, una parte debido al peso corporal (W_{BW}) y otra por las fuerzas de reacción recibidas (W_{GRF}).

El volumen (V) es el espacio, en tres dimensiones, que ocupa un cuerpo. En el SI se mide en m^3 . Mediante equipos usados en medicina para el diagnóstico por imágenes, como la resonancia magnética, se pueden recoger diferentes áreas de cortes a diferente nivel en un vientre muscular, y posteriormente, a partir de ellos, hallar, con la ayuda de programas informáticos, el volumen muscular de dicho vientre.

La densidad (ρ) es la relación entre la masa y el volumen de un cuerpo ($\rho = m/V$). Se usa, por ejemplo, para calcular la flotabilidad de una persona. En el SI se mide en kg/m^3 . Como el agua pura tiene una densidad de $1.000 kg/m^3$, si un cuerpo tiene una densidad igual, flotará sumergido, y si la tiene menor, flotará con una parte de él emergida. Si se multiplica la densidad por la aceleración de la gravedad, se obtiene una magnitud derivada llamada **peso específico**, que en el SI se mide en N/m^3 . Al hacer cálculos de flotabilidad, un peso específico de $0,87 N/m^3$ implica que el 87% del volumen del cuerpo quedará sumergido y el 13% emergido.

El flujo (Q) es el volumen de un fluido que circula por unidad de tiempo ($Q = S.v$), por ejemplo el volumen de sangre que circula por la aorta o por los capilares en cada unidad de tiempo. A medida que nos alejamos del corazón, los conductos por donde circula la sangre, empezando por la aorta, se van dividiendo cada vez más. Así, si vamos sumando la sección de todos ellos, ésta va aumentando a medida que nos alejamos del corazón y este aumento provoca que la velocidad de circulación vaya disminuyendo y con ella el flujo. En el SI el flujo se mide en m^3/s .

3.9. Frecuencia

La frecuencia cuenta el número de veces que se hace algo por la unidad de tiempo. Por ejemplo, el número de pasos por cada segundo que se dan cuando se camina, el número de fotogramas en cada segundo que se están recogiendo en una grabación de vídeo o el número de veces que se miden en cada segundo las presiones plantares. La unidad de medida que se usa en el SI son los hercios (Hz).

4. ¿CÓMO USAR LOS SÍMBOLOS DE LAS UNIDADES DE MEDIDA?

Hay una serie de normas, consensuadas internacionalmente por los países que adoptan el SI, que hemos de tener en cuenta al usar los símbolos de las unidades de medida, que a continuación se detallan.

La abreviación de los símbolos está delimitada en el SI y no se puede cambiar. Por ejemplo, la abreviación de segundo(s) es s (no sg ni sec, ni seg).

Las abreviaciones de las unidades siempre son caracteres sin cursiva, y no van seguidas de punto salvo que se utilicen a final de una frase.

En un texto no pueden combinarse los símbolos y los nombres de las unidades. Hay que adoptar un criterio uniforme.

Cuando se usa más de una letra, éstas van seguidas sin espacio, como por ejemplo al escribir kg.

Los símbolos de abreviación de las unidades se usan a continuación de una magnitud. Si no se da una magnitud, se pueden expresar las unidades con su nombre, que puede variar en diferentes países.

Siempre hay que conservar un espacio entre la magnitud, y el símbolo, como, por ejemplo, al escribir 5 s. Solamente en casos especiales, como el

símbolo de los grados o el de porcentajes, se colocan a continuación de la magnitud, sin espacio. Por ejemplo, un ángulo de 90° o un porcentaje del 45%.

Los símbolos no cambian en plural; no se añade una s.

Las magnitudes fundamentales siempre tienen nombre propio y su correspondiente abreviación, como por ejemplo 8 m. Algunas de las magnitudes derivadas también tienen un nombre propio, como por ejemplo 75 W. Pero otras magnitudes derivadas no lo tienen, como por ejemplo la unidad usada para medir el momento de giro o la usada para medir la velocidad. En estos casos se utilizan las unidades fundamentales presentes en la ecuación con la que se obtiene la magnitud derivada, con los símbolos matemáticos de las operaciones que hay que realizar. Así, la abreviación de la unidad de medida del momento de giro en el SI es el N.m, pero no el Nm. En el caso de la velocidad, la unidad de medida es el m/s, que equivale al $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. En el caso de la aceleración sería el m/s^2 ó $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$, pero no el m/s/s, ya que no se permite usar más de una barra de división en horizontal, salvo que se usen paréntesis, para evitar confusiones.

5. MAGNITUDES ESCALARES Y MAGNITUDES VECTORIALES

Para expresar algunas magnitudes basta con dar un número; a éstas se las llama **magnitudes escalares**. En cambio, para expresar otras magnitudes, necesitamos dar, además del número (que se llamará módulo), un punto de aplicación, una dirección y un sentido. A estas otras se las llama **magnitudes vectoriales** y se representan gráficamente mediante una línea o cuerpo (que marca la dirección), una flecha o cabeza (que marca el sentido) y en el extremo contrario a la flecha una pequeña línea perpendicular a la dirección o cola (que marca el punto de aplicación). Algunas magnitudes son ya de por sí escalares, como por ejemplo la densidad, pero otras pueden darse como escalares o vectoriales. Estas últimas pueden reflejarse como el módulo de tal magnitud y entonces sabremos que se considera como escalar (expresando la abreviación de la magnitud en cursiva), y en otros casos se usa un nombre propio diferente, según nos refiramos a escalar o a vectorial. Tal es el caso de la **distancia** (escalar) y el **recorrido** (vectorial), o también de la **rapidez** (*speed* en inglés, escalar) y la **velocidad** (*velocity* en inglés, vectorial), o también de la **producción o cantidad de fuerza** (*strength* en inglés, escalar)

y de la **fuerza** (*force* en inglés, vectorial).

Las magnitudes vectoriales que más se usan en biomecánica son las fuerzas. Éstas se estudian tanto internamente, como por ejemplo las generadas en el sistema musculoesquelético, como externamente, como por ejemplo las que recibimos del suelo (fuerzas de reacción) cuando lo pisamos mientras corremos. Cuando se hacen cálculos con las magnitudes vectoriales no basta con dar un resultado numérico (del módulo resultante) sino que también hay que dar un resultado gráfico; es decir, hay que calcular el vector resultante (figura 11).

6. MAGNITUDES PROPIAS

Hay multitud de magnitudes propias de las ciencias del deporte. Los profesores de educación física y los entrenadores definen muchas de ellas, con las que después realizan test o diseñan ejercicios y programas de entrenamiento. Entre estas magnitudes estarían, por ejemplo, las flexiones colgadas de una barra o los abdominales. Una vez nombrada la magnitud, hay que delimitar la unidad de medida, que en los ejemplos anteriores serían, respectivamente, una flexión en la barra y un abdominal, respectivamente. Para ello se tendrá que describir la posición de partida y la posición final de cada unidad, así como otros aspectos del ejercicio como la posibilidad de rebotes o ejecuciones continuas o la necesidad de esperar un tiempo antes de emprender el siguiente. También se tendrá que describir cualquier aspecto sobre la colocación de los miembros superiores e inferiores que influya en la realización del ejercicio.

6.1. Ciclos y frecuencia de ciclos

Las **actividades cíclicas** son aquellas que tienen una estructura básica de movimientos, que no es más que un determinado encadenamiento de movimientos, que se va repitiendo rítmicamente a lo largo del tiempo, siempre de la misma forma. Por ejemplo, la marcha, la carrera, el ciclismo, el esquí de fondo, el patinaje y la natación son actividades cíclicas. En éstas se cuenta el número de ciclos enteros realizados, así como de partes de un ciclo. **La zancada, la vuelta de pedal o la brazada** son nombres que atañen a estas estructuras de movimiento encadenadas, que se repiten rítmicamente a lo largo de la marcha, la carrera o el ciclismo. Los ciclos a su vez se dividen en

partes o fases, como por ejemplo, las fases aéreas, los apoyos o las fases acuáticas. En estas actividades se cuenta la frecuencia de ciclos, simplemente dividiendo el número de ciclos realizados entre el tiempo que se ha tardado en realizarlos. Si se ha medido la velocidad media del desplazamiento, en un tramo suficientemente largo para que sea representativo, se puede despejar la amplitud media de cada paso, zancada o brazada (amplitud media = velocidad media/frecuencia de ciclos). Por ejemplo, los podómetros y acelerómetros usan el contador de pasos para, una vez introducida la amplitud media del paso, darnos la velocidad de carrera, y a partir de ahí saber el tiempo que se lleva corriendo, darnos la distancia cubierta.

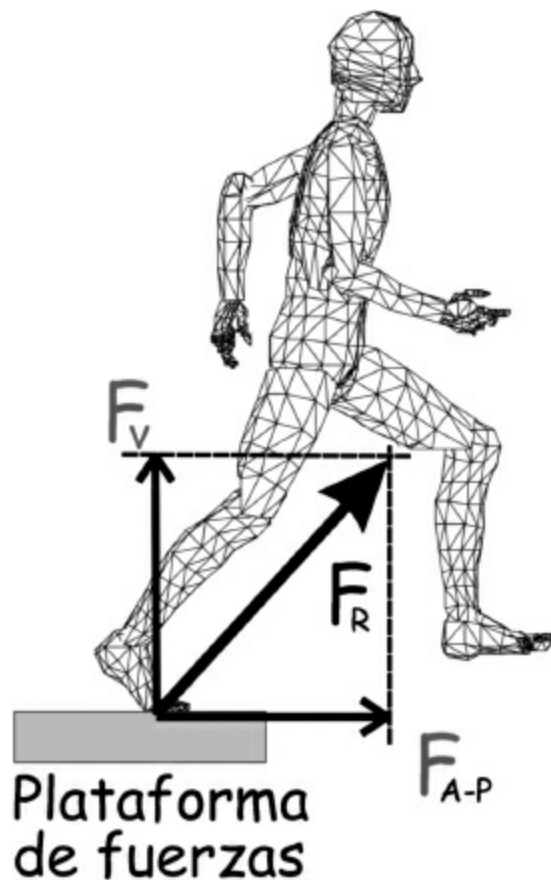


Figura 11. La figura muestra el vector de fuerza resultante (F_R) de las fuerzas de reacción del suelo, durante la fase de impulsión de la carrera, entre la fuerza vertical (F_V) y la anteroposterior (F_{A-P}).

PUNTO CLAVE

El paso, la zancada, la vuelta de pedal y la brazada son unidades de medida de actividades o deportes cíclicos.

En biomecánica se considera **un paso** a lo que sucede desde el primer instante de contacto del pie en el suelo hasta que el siguiente pie se encuentre justo a punto de tocar el suelo. Esto es así tanto cuando se camina como cuando se corre. Por otro lado, al conjunto de dos pasos consecutivos se le llama zancada ([figura 12](#)). Hay que tener en cuenta estas consideraciones porque los entrenadores usan frecuentemente el término zancada para referirse a lo que en biomecánica se considera un paso.

7. MAGNITUDES ADIMENSIONALES QUE PROVIENEN DE LA FÍSICA

Las llamadas magnitudes adimensionales no tienen patrón de medida, y cuando se expresan sus valores, se da sólo un número. Suelen ser coeficientes, que provienen de divisiones entre magnitudes con la misma unidad de medida. Para referirnos a los coeficientes solemos usar letras griegas, como por ejemplo el coeficiente de rozamiento (μ), y otras veces se usa la primera letra de la palabra coeficiente junto a un subíndice, como en el caso de coeficiente de sustentación (C_L) en el que la L proviene del inglés (*lift*) o el coeficiente aerodinámico de forma o penetrabilidad, que en Europa se conoce como C_x y en Estados Unidos como C_D , en el que la D proviene del inglés *drag*, que significa resistencia.

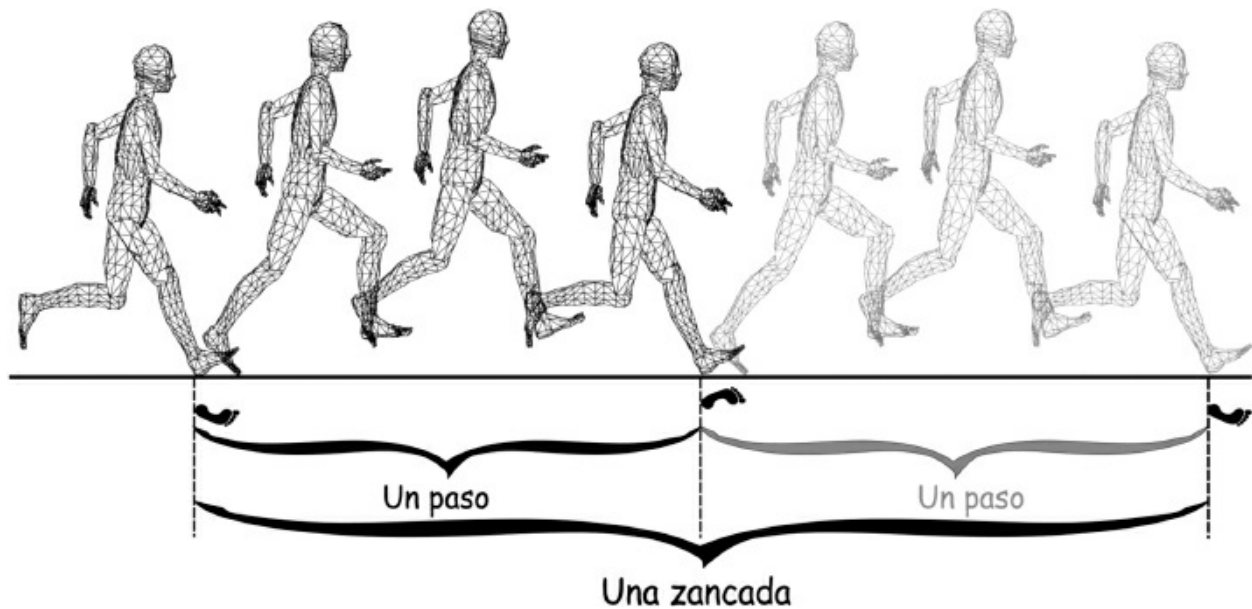


Figura 12. Tanto durante la marcha como durante la carrera (que muestra esta figura), los biomecánicos consideran un paso a lo que sucede desde el inicio de un apoyo hasta el instante previo del siguiente apoyo, mientras que la zancada o ciclo es el conjunto de dos pasos consecutivos.

8. NORMALIZACIÓN DE UNIDADES EN BIOMECÁNICA

En biomecánica usamos muchas veces magnitudes que llamamos normalizadas. La razón es muy parecida a la que lleva a la física a usar magnitudes adimensionales o coeficientes. Por ejemplo, el C_x evalúa la mejor o peor penetrabilidad de un perfil sin tener en cuenta su tamaño, sólo a partir de su forma. Esto nos permite estudiar cuáles son las mejores formas, de manera separada al tamaño de los perfiles.

Algo parecido buscamos cuando damos la altura de un salto como un porcentaje de la estatura de un atleta. Y es que una persona que tenga más estatura tendrá segmentos corporales más largos (muslos, piernas y pies, entre ellos) y, en principio, mayor facilidad para saltar más alto. También sucede cuando damos la potencia mecánica dividida por la masa, o cuando expresamos una fuerza en veces el peso corporal. Normalizar nos permite estudiar de forma aislada ciertas características de las personas y con ello poder estudiar conjuntamente los registros de personas que tengan pesos, masas, estaturas u otras dimensiones corporales diferentes. A continuación se ponen ejemplos de algunas unidades normalizadas de uso frecuente en biomecánica.

8.1. Dividir con la masa de la persona

La potencia mecánica se suele normalizar con los kilogramos de masa de la persona. Así, alguien que logre un pico de potencia de 5.000 W en un test de salto, si su masa es de 80 kg, podremos expresar el resultado normalizado como 62,5 W/kg.

8.2. Veces el peso corporal

La fuerza que realiza o que recibe una persona se suele normalizar respecto al peso corporal; de ahí se extrae el coeficiente llamado *veces el peso corporal*. Internacionalmente se usa la abreviación BW (*body weight*). Una persona de 700 N de peso que reciba en el pico de frenado de la fuerza vertical durante la carrera 1.400 N estará recibiendo, si lo expresamos de forma normalizada, 2 BW.

8.3. Veces la gravedad

Las aceleraciones y desaceleraciones se miden con el patrón de la aceleración de la gravedad. Así, por ejemplo, 2 g significa una aceleración de 2 veces la de la gravedad, o lo que es lo mismo $19,62 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$.

8.4. Veces el ensayo de mejor resultado

A menudo se busca, primero, el valor máximo que es capaz de obtener una determinada persona, y después, el valor de cualquier ensayo posterior se expresa en porcentajes respecto al valor máximo obtenido. Así, cuando se registra electromiografía (EMG) es habitual empezar pidiendo una contracción isométrica máxima, por ejemplo, en la extensión de la rodilla, y se registra la activación electromiográfica con los electrodos de superficie colocados en el vasto lateral de cuádriceps. A continuación, se realiza un salto vertical, o un cambio de sentido en carrera o un chute de un balón de fútbol (o cualquier otro movimiento o técnica deportiva) y se expresa la activación del mismo vientre muscular, pero en vez de usar microvoltios, se da en porcentajes respecto al resultado del test inicial.

8.5. Veces la estatura

Las distancias se pueden normalizar respecto a la estatura de la persona y se expresan en ese caso en porcentajes de la estatura, por ejemplo, las distancias de un salto vertical, de un salto horizontal o de un paso. Así podemos ver que Usain Bolt no sólo es capaz de dar pasos muy largos, pues mide 1,96 m, sino que además sigue dándolos muy largos también en relación con su estatura. En la final del hectómetro del Campeonato del Mundo de Berlín de 2009, en los últimos 20 m dio pasos con una amplitud media de 2,837 m, lo que representa 1,433 veces su estatura. Incluso el valor normalizado sigue siendo extraordinariamente elevado, pues hasta ahora los mejores velocistas marcaban valores promedio, de toda la carrera, de 1,20-1,23 veces la estatura. Bolt marcó en la final de los 100 m de Berlín'09 un promedio de amplitud de paso de 1,229 veces su estatura.

8.6. Porcentaje de la duración de un evento

Los tiempos se suelen normalizar respecto a la duración de un evento. Así, por ejemplo, se suelen dar en porcentajes de la duración, de un apoyo, de un golpeo, de un lanzamiento, de un paso, de la acción de sentarse en una silla, de la acción de levantarse de un sillón o de la acción de dar un escobazo al barrer. Esto nos permite poder estudiar patrones. Por ejemplo, a un atleta se le hace pasar corriendo, a la misma velocidad y con el mismo calzado, 10 veces, para estudiar su paso derecho-izquierdo. Como ese paso no durará lo mismo las 10 veces que lo hemos recogido, tenemos que estirar la duración de todos los registros hasta la misma anchura (que como mínimo será la del paso que más dura, para no perder detalles en ninguno de los 10 registros). Una vez hecho esto, en cada instante de la duración del paso podemos sacar el promedio y la desviación típica de todos los registros que teníamos. Y así, cuando hagamos una gráfica expresando el tiempo en abcisas, lo haremos en porcentajes de la duración del paso. Lo mismo se puede hacer respecto a la duración del apoyo en el suelo durante la carrera con las fuerzas de reacción ([figura 13](#)).

8.7. Arch Index

El *Arch Index* (AI) es un coeficiente de lo cava o plana que es la huella

plantar y es, como pasaba con otros coeficientes, independiente del tamaño de la huella. Para obtenerlo se divide la longitud de la huella plantar en tres partes iguales, se calculan sus áreas respectivas y se divide el área del mediopié entre el área total de la huella. Un pie normal tendrá un AI entre 0,21 y 0,26; un pie cavo tendrá menos de 0,21, y un pie plano tendrá un AI superior a 0,26 (figura 14). El AI no tiene que ver con el tamaño del pie, sino con la forma de su huella (plano, normal o cavo).

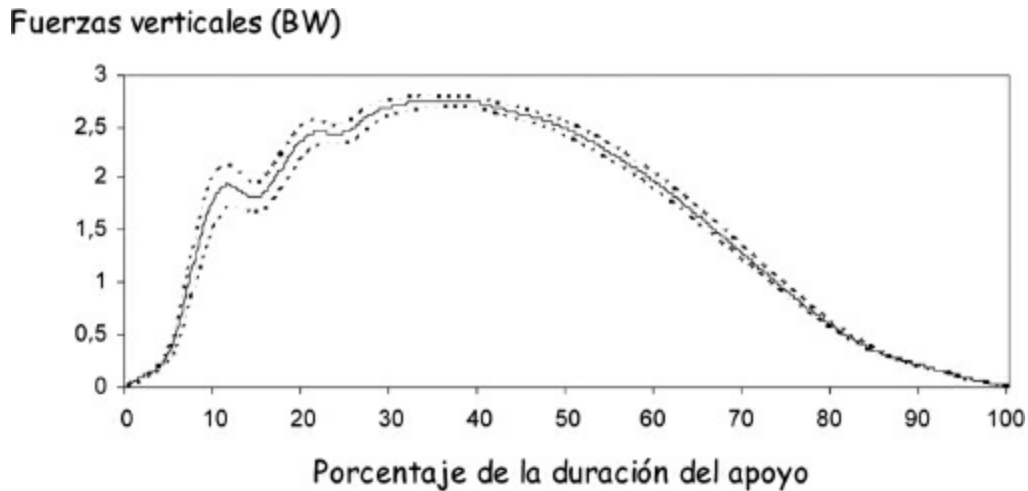


Figura 13. La línea de trazo continuo de la gráfica muestra el patrón de las fuerzas verticales de reacción recibidas durante un apoyo de carrera en veces el peso corporal (BW). El trazo discontinuo muestra la variabilidad encontrada en el patrón. A una misma persona se le tomaron 10 ensayos apoyando correctamente, corriendo siempre a la misma velocidad y con el mismo calzado (MBT) y modelo. En el eje de abscisas, en vez de expresar el tiempo en s se ha normalizado en porcentajes de la duración del apoyo.

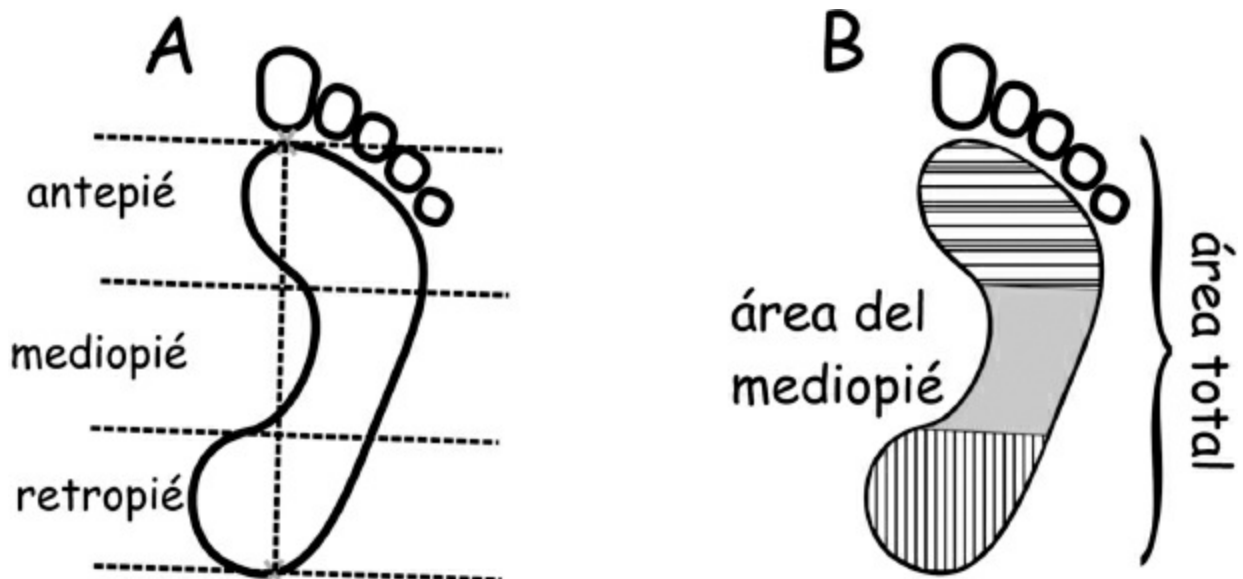


Figura 14. El Arch Index es un coeficiente que se halla dividiendo el área del mediopié entre el área total de la huella plantar (B). El pie normal presenta valores entre 0,21 y 0,26. Por encima de 0,26 se considera plana la huella y por debajo de 0,21 se considera cava. Para delimitar las áreas se parte marcando el punto más anterior y más posterior de la huella y son unidos con una línea, cuya distancia se divide en 3 partes iguales (A).

9. VARIABLES Y PARÁMETROS

Cuando las magnitudes que usamos se contemplan dentro de una toma de datos organizada, como pueda ser un estudio o un proceso de evaluación, pasan a llamarse variables del estudio. Las llamadas **variables independientes** (o explicativas) son aquellas que son manipuladas por el profesor, entrenador o investigador, con el objeto de estudiar cómo intervienen en la variación de las llamadas variables dependientes (o explicadas). Así las **variables dependientes** serán aquellas que cambian en función de las que el investigador ha manipulado. Si un investigador usara, por ejemplo, dos modelos diferentes de aprendizaje de un viraje de esquí, y los aplicara a dos grupos de alumnos (de las mismas características de edad, sexo, nivel de aprendizaje previo, ..) para ver con cuál de ellos aprenden mejor o más rápido el viraje, el modelo de enseñanza de la técnica empleado sería la variable independiente, mientras que las variables dependientes serán aquellas con las que evalúe la eficacia del aprendizaje, como por ejemplo ángulos de diferentes articulaciones, trayectorias del viraje, velocidades y otras.

Los parámetros son nuevas magnitudes que creamos para un determinado estudio mediante ecuaciones con las variables usadas. Es decir, se trataría de variables compuestas de otras, que usamos para un determinado estudio.

10. LOS ERRORES

Los errores están presentes en cualquier actividad humana y por supuesto, también, cuando medimos. **No hay mediciones perfectas**, aunque sí las hay de mejor y peor calidad. El origen de los errores se sitúa tanto en **las personas** que miden como en **las metodologías de medida**. Por ello no deberíamos fiarnos nunca cuando medimos ni de los instrumentos que usamos (por muy caros y sofisticados que sean), ni de los protocolos, ni de nuestra propia pericia y experiencia. Si tenemos presente esto, podremos minimizar los errores y acercarnos más al valor real de la medida. Para ello

hay diferentes estrategias que nos ayudarán a conseguir medidas de calidad.

El **valor real de una medición** no se conoce *a priori*, y la única forma que tenemos de acercarnos a él será mejorando, por un lado, las metodologías y protocolos, y por otro, la formación de quienes van a realizar las mediciones.

En la actividad física y deportiva medimos habitualmente **cualidades de personas**. Éstas están sujetas a una cierta variabilidad, a diferencia de si midiéramos determinadas **propiedades físicas**, que sabemos que son constantes. Por ello, cuando queremos tomar la medida de la máxima fuerza que se puede producir, o el patrón de marcha, o la mayor flexibilidad de una articulación, o el patrón de la pisada cuando se corre a determinada velocidad, o la velocidad punta de carrera, hemos de tener en cuenta, además, que existirá una cierta variabilidad entre una repetición y la siguiente, del mismo test. Esta variabilidad, propia de los seres vivos, deberemos ser capaces de interpretarla correctamente y aislarla de los posibles errores de la medición. Además, los protocolos y forma de obtener los resultados cambiarán en función de que el objetivo de la medición sea **medir algo único y excepcional** (el máximo desempeño), como por ejemplo la máxima potencia mecánica pedaleando en 4 s, o que sea medir **algo representativo y repetitivo** (un patrón de identidad de cada persona), como, por ejemplo, la forma de pedalear, de patinar, de correr o de caminar, a una determinada velocidad.

PUNTO CLAVE

Toda medición está sujeta a contener errores. Nunca debemos ser confiados y hay que calcular la calidad de la medición cuantificando los diferentes tipos de errores que pueda contener.

Con el objetivo de mejorar la calidad de las mediciones, se elabora toda una teoría sobre los errores de las mediciones. Con ello se acota, delimita y da nombre a diferentes tipos de errores, al tiempo que mediante diferentes ecuaciones se dice cómo se pueden calcular y, finalmente, se dan consejos para poderlos disminuir. Dado el propósito divulgativo y de explicaciones básicas que se marca este libro, nos centraremos sobre todo en describir los diferentes tipos de errores y en algunos consejos sobre cómo poder

disminuirlos, y no desarrollaremos la forma precisa de calcular cada error.

11. TIPOS DE ERRORES

Hay diferentes clasificaciones que intentan contemplar los diferentes tipos de error. Algunos de los tipos de error son complementarios entre sí, y otros, en cambio, tienen una parte que comparten con otros tipos. En este apartado vamos a describir algunas de las clasificaciones más usadas y explicaremos los conceptos de errores que surgen de ellas.

Los errores hacen que nos alejemos de la medida real y esto nos plantea un primer problema: ¿cuál es el resultado de **la medida real?**, del que hemos dicho que no se conoce *a priori*. Una forma razonable de acercarse a la medida real sería dotarse de un buen instrumental y comprobar periódicamente su calibración. Por otro lado deberíamos aprender bien a medir y practicar suficientemente. Finalmente, deberíamos repetir, con las mismas condiciones, varias veces el test o experimento. Descartaríamos el resultado de las medidas fallidas y con el resto de medidas sacaríamos el promedio. Un buen candidato a ese *valor real* de la medida sería el promedio que hubiéramos obtenido. A partir de ahí ya podríamos hablar, por ejemplo, de error absoluto y error relativo. El **error absoluto** es lo que se aleja una determinada medida del valor real de lo que hemos medido y se expresa en las mismas unidades en las que se ha medido. Por su lado, **el error relativo** mide la misma diferencia con el *valor real*, pero la expresa como un porcentaje. De aquí se desprende que no es lo mismo equivocarse de 1 m al medir la distancia de una maratón (una maratón debería tener una distancia de 42.195 m) que al medir 100 m; pues aunque el error absoluto sería el mismo, el error relativo sería del 1% en el segundo caso y un 0,00236% en la maratón. Equivocarse de un 1% al medir una maratón significaría hacerlo en 421,95 m. Así, para no dar pie a equívocos, será mejor expresar, siempre que podamos, los errores en porcentajes, o si no darlos en unidades junto al valor de la medida.

Algunos tipos de errores tienen una variabilidad que no muestran otros, que se mantienen a la misma distancia y en el mismo sentido (siempre por encima o siempre por debajo) respecto a la medida real. Por ejemplo, si usamos para medir la distancia de un terreno de juego, una cinta métrica vieja, que con el uso (los tirones y altas temperaturas a la que estuvo expuesta) se alargó permanentemente, la distancia siempre saldrá más

pequeña de lo que mide el terreno de juego y el error será bastante parecido en medidas consecutivas. A este tipo de error se le denomina **sistemático**. Por otro lado, **el error accidental**, a diferencia del sistemático, varía en diferente grado y unas veces estará por encima de la medida real, mientras que otras se situará por debajo. El error sistemático depende de las **metodologías de medida** y el accidental de las **personas que miden**. Por ello, en tanto que verifiquemos periódicamente la calibración de nuestros aparatos de medida y comprobemos la corrección de los protocolos que usamos, lograremos disminuir el error sistemático. Por otro lado, en tanto que mejoremos la formación y experiencia de quienes realizan las medidas, estaremos incidiendo en disminuir el error accidental.

Una característica que se asocia al instrumento y metodología de medición es **la sensibilidad**. Se trata de la capacidad que tiene nuestro instrumento de medida para diferenciar dos medidas de diferente tamaño, o, lo que es lo mismo, el mínimo incremento en la medida que es capaz de detectar. La sensibilidad se suele expresar junto con el nombre y modelo del instrumento usado en la medición. Así, por ejemplo, si medimos distancias habrá cintas métricas con diferentes sensibilidades (10; 1; 0,1; 0,01; 0,001 m), igual que hay básculas con diferentes sensibilidades (1; 10; 50; 100 g) y lo mismo con cronómetros que tienen diferentes capacidades de detectar incrementos de tiempo (60; 1; 0,1; 0,01; 0,001 s). Conviene que el instrumento que vayamos a usar tenga una sensibilidad acorde con el tamaño de la medida. Por ejemplo, un cronómetro con una sensibilidad de 1 s puede ser adecuado para medir el tiempo en una maratón, pero no lo sería para medir el de los 100 m y menos para medir el tiempo de reacción en una salida de una carrera de velocidad. Por otro lado, el tema de la sensibilidad trae parejo la coherencia con los decimales que se dan. Si el resultado de medir el ancho de una cancha de baloncesto es 20,1 m, nadie dudará de que la sensibilidad del instrumento era de 0,1 m, pues si hubiera sido de 0,01 en todo caso el resultado lo hubiéramos expresado como 20,10 m. Pero en cambio se comenten a menudo errores con las magnitudes derivadas, como por ejemplo sería el área del terreno de juego, en las cuales, fruto de los cálculos para obtenerlas, se acaban dando decimales más allá de los que son significativos. Se entienden como significativos aquellos fruto de la medida obtenida; sabemos que se trata de una cifra concreta y no de la siguiente o la anterior. En física, las cifras significativas de una medida se expresan tal cual, mientras que las que no lo son, pero se necesitan dar para conocer el tamaño

de una medida (muy grande o muy pequeña), se colocan como exponentes de una potencia a la que se elevan **las cifras significativas**. Así, por ejemplo, si decimos que la masa de la tierra es de $5,9736 \times 10^{24}$ kg, la última cifra significativa es el 6. En biomecánica y en ciencias del deporte no tenemos los problemas de la física para dar resultados de mediciones muy grandes o muy pequeñas, y por eso no es frecuente que usemos la forma de elevar a potencias, pero lo que sí hemos de asegurarnos siempre es de no dar en los resultados de magnitudes derivadas más decimales que aquellos que son dignos de confianza (significativos). Esto significa tener cuidado al hacer las operaciones con las que hallamos las magnitudes derivadas, pues de lo contrario podemos arrastrar e incrementar errores que se originan en los cálculos con los decimales.

En biomecánica se usan, por un lado, instrumentos que recogen puntualmente una medida, pero también se usan otros que lo hacen de forma continua en el tiempo, mediante lecturas sucesivas de la magnitud que se mide. En los segundos, es importante escoger bien la distancia temporal entre los sucesivos registros, o, lo que es lo mismo, la **frecuencia de muestreo**. Dicha frecuencia puede ser vista como la **sensibilidad temporal** del instrumento de medida. Es importante escogerla bien; si nos quedamos cortos (poca frecuencia de muestreo), se nos escapan instantes representativos de lo que estemos analizando, mientras que si escogemos demasiada frecuencia estaremos manejando más volumen de información y más espacio de almacenamiento del que necesitamos. Por ejemplo, con una plataforma de fuerzas, para hacer test estáticos en los que se registra el recorrido del centro de presiones, tendremos bastante con 40-50 Hz (50 Hz representa una medida cada 0,02 s). En cambio, también con una plataforma de fuerzas, para analizar las fuerzas de reacción en la marcha necesitaremos 200 Hz (una medida cada 0,005 s), para la batida de un salto 500 Hz (una medida cada 0,002 s) y para analizar la carrera en función de la velocidad usaremos entre 500 y 1.000 Hz (una medida cada 0,002-0,001 s).

Una característica que se asocia al resultado de una medición es **la precisión**. Se trata de la confianza que mostramos con el resultado obtenido. Algo así como lo seguros que estamos de ese resultado o si creemos que puede oscilar mucho. La precisión se suele dar a continuación de la medida, precedida del símbolo de *más menos*, como por ejemplo $40,3 \pm 0,2$ m. En dicho caso mostramos que hay bastantes probabilidades de que la medida se encuentre entre 40,1 y 40,5 m. Para dar la precisión se suelen realizar varias

medidas repetidas, de las cuales el promedio será la medida que ofrecemos. La precisión será la desviación típica o un coeficiente de variación (CV) de dichas medidas ($CV = (\text{desviación típica} \cdot 100 / \text{media})$).

PUNTO CLAVE

La sensibilidad nos dice cuál es el incremento mínimo que somos capaces de captar en la medida mientras que la precisión nos dice hasta qué punto estamos seguros de la medida que hemos tomado. Mientras la sensibilidad se asocia al instrumento o metodología de medida, la precisión depende también de la persona que realiza la medida.

La validez muestra hasta qué punto una medida se acerca a la real, dependiendo del instrumento y metodología usados. La validez debe conocerse y por tanto habrá que calcularla siempre que desarrollemos o nos pongamos a usar un nuevo instrumento o metodología de medición. En estos casos el nuevo instrumento y metodología se comparan con el anteriormente usado, u otro de validez contrastada, o se puede medir con el nuevo instrumento en un ensayo preparado en el que podamos conocer *a priori* el resultado. Por ejemplo, si desarrollamos una nueva plataforma de contactos para conocer la altura de vuelo en test de salto, la podemos colocar de manera que el mismo salto lo estemos recogiendo con una plataforma de fuerzas, o con otras plataformas de contacto que sepamos que funcionan bien, o también podríamos estar grabando el salto con una cámara de vídeo de alta velocidad. En cualquiera de estos ejemplos el objetivo sería validar la medida del salto obtenida con la nueva plataforma de contactos.

La reproducibilidad muestra hasta qué punto, al repetir sucesivamente una medida, volveremos a obtener el mismo resultado. La reproducibilidad se puede calcular en el mismo día, realizando varias tomas consecutivas, en lo que se denomina *intradía*, o en días, incluso semanas diferentes, en lo que se conoce como reproducibilidad *interdía*. Hay varios aspectos a tener en cuenta respecto a la reproducibilidad, como, por ejemplo, que siempre será mayor si se comparan registros obtenidos en el mismo día que si se hace con los de días diferentes, y en este segundo caso será mayor si las condiciones en las que se realiza la medición, incluida la hora del día y la actividad física previa realizada por la persona, son similares. Por otro lado, como se ha comentado,

a diferencia de procesos físicos o ciertas propiedades de la materia, de los que conocemos su constancia, cuando medimos características de las personas que realizan actividad física o deportiva, aun teniendo unos protocolos de medida muy bien estandarizados, cabe esperar siempre una cierta variabilidad. Esto condiciona que en mediciones en biomecánica y en educación física, cuando medimos reproducibilidad, estamos registrando sobre todo la variabilidad de la persona a la que medimos, y en mucha menor medida la consistencia del método usado en la medición. Una excepción a esto sería, por ejemplo, cuando los biomecánicos digitalizamos secuencias de vídeo para hacer cálculos de cinemática (trayectorias, ángulos, velocidades y aceleraciones). En dichos análisis, cuando se trata de situaciones reales de competición, no es posible colocar marcadores a los atletas y no es posible hacer análisis automáticos. Por ello será imprescindible digitalizar manualmente, marcando con el ratón articulaciones, puntos del cuerpo e implementos deportivos en las secuencias de vídeo. En estos casos el método de medida tiene una cierta variabilidad, que hay que medir y que mejorará con la formación adecuada, la experiencia y el conocimiento de la técnica deportiva que se está analizando por parte de la persona que digitaliza los fotogramas de vídeo.

La objetividad muestra hasta qué punto la metodología de la medición da un resultado independiente del investigador que la maneja. Cuanta mayor coincidencia haya entre sucesivas mediciones de lo mismo realizadas por diferentes investigadores, tanto más objetiva será la metodología usada. Por ejemplo, la medición de las presiones plantares usando plantillas instrumentadas es muy objetiva, ya que el resultado no tiene por qué variar en función de quién realice la medida. En cambio, si tenemos que hacer un estudio cinemático, con digitalización manual y comparamos resultados entre digitalizadores poco expertos, la objetividad será mala. Lo que se extrae de la objetividad es que en los casos en los que el resultado depende de la persona que realiza la medida conviene que ésta se haya formado bien y que participen el mínimo número de personas posible en la toma de datos y análisis de éstos (si fuera posible mejor una sola persona), con el fin de disminuir al máximo esta variabilidad.

La validez se puede expresar en forma de un porcentaje de lo que la medida se aleja respecto a la de otra metodología, que se sabe que mide bien. La reproducibilidad y la objetividad se suelen dar como coeficientes de variación, después de haber realizado diferentes medidas repetidas, realizadas

por la misma persona (reproducibilidad) o personas diferentes (objetividad). También se usan correlaciones para expresar la reproducibilidad y la objetividad, como las llamadas intraclase (ICC).

La validez, reproducibilidad y objetividad han sido representadas a menudo, para facilitar su comprensión como una diana y los sucesivos disparos que se hacen sobre ella (figura 15). El centro de la diana representa el valor de la medida real, y por lo tanto la distancia a la que se quede cualquier disparo será la medida de la validez. Por otro lado, si se realizan sucesivos disparos (mediciones) por parte del mismo investigador, cuanto más justos se agrupen tanto más reproducible será la medición, aunque podría ser reproducible pero poco válida en el caso de situarse todos lejos del centro de la diana. Si los sucesivos disparos pertenecen a diferentes investigadores que miden, se estará representando la objetividad de la medición.

PUNTO CLAVE

La validez, la reproducibilidad y la objetividad son tres formas complementarias de expresar la calidad de una medición.

12. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

La biomecánica y sus medidas arrastran a menudo fama de ser complicadas y de que se necesitan metodologías y aparatos sofisticados y caros para medir de forma adecuada. No obstante, esta idea muchas veces es infundada y no se trata más que de prejuicios que nacen del desconocimiento. Además de existir diferentes metodologías de análisis cualitativo y semicuantitativo, dentro del terreno de lo estrictamente cuantitativo cada vez disponemos de más **metodologías baratas y sencillas** con las que podemos llegar a medir con suficiente precisión (bastante más de la que se pueda necesitar).

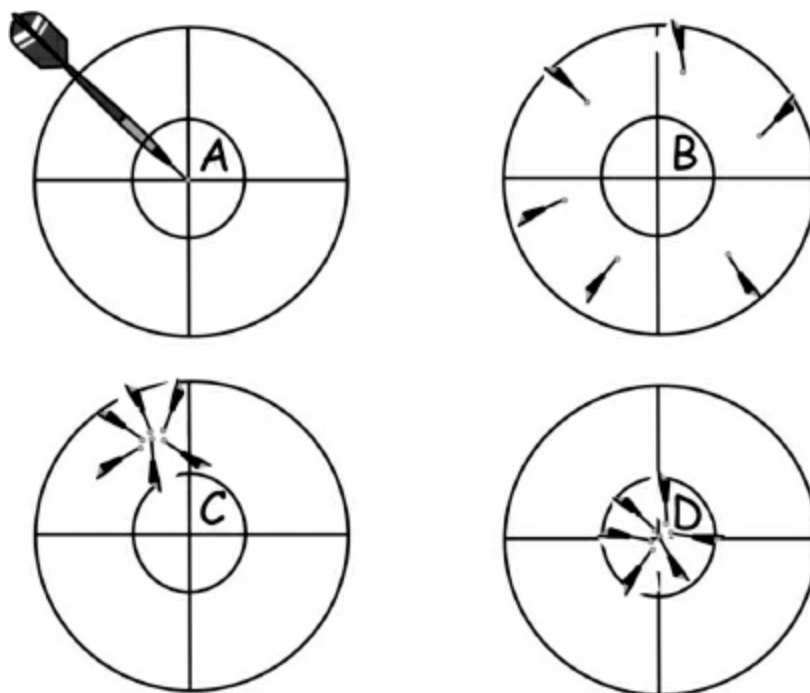


Figura 15. La figura A muestra la validez de un test al impactar el dardo (medida) en el centro de la diana. El centro de la diana representa el resultado real tomado correctamente con una metodología contrastada. La figura B muestra un test poco válido y poco fiable, pues cada uno de los disparos (medidas) está lejos del centro y también del resto de disparos. La figura C muestra un test poco válido pero muy fiable, y finalmente la figura D muestra un test muy válido y muy fiable.

Dentro de la cinemática, en el análisis del movimiento, para corregir defectos, evitar lesiones o mejorar la eficacia, han salido al mercado recientemente sencillas, pequeñas y relativamente baratas **cámaras de fotos domésticas**. Gracias al desarrollo tecnológico, cualquier entrenador dispone de variadas herramientas con las que acercarse a los análisis cinemáticos, y estas cámaras representan un primer paso. Con ellas es posible obtener fotografías cronocíclicas, con varios instantes de la ejecución de cualquier técnica deportiva o movimiento, recogidos en la misma foto ([figura 16](#)). Por otro lado, se pueden realizar fotografías seriadas, o ráfagas de fotos, con frecuencias de muestreo de más de 30 fotos de alta resolución por segundo, para poder escoger después el instante preciso, por ejemplo del impacto entre la bota y el balón en un chut. Por otro lado, permiten grabar secuencias de vídeo incluso por encima de 1.000 Hz para poder después analizar pequeños detalles que se escapan a las grabaciones con las frecuencias de muestreo de las cámaras de vídeo habituales. Dichas cámaras son de uso fácil, no requieren de condiciones excepcionales de iluminación y tienen varias

funciones que permiten asegurar el poder recoger el instante deseado.

Una vez realizadas estas fotos se pueden incluso analizar, sin llegar a medir nada, simplemente mediante la aplicación de principios biomecánicos y de ciertos conocimientos de la biomecánica, para poder extraer resultados que permitan mejorar la eficacia y prevenir lesiones. Pero también se podrá, ya dentro del terreno de lo cuantitativo, medir el tiempo, marcar puntos y ver los recorridos de éstos, medir ángulos, velocidades lineales y angulares, e incluso el centro de gravedad y su recorrido. Para ello nos será de mucha utilidad descargar de Internet programas de licencia pública como Kinovea [25/10/2011], que además de útiles son fáciles de manejar.

PARA SABER MÁS

El tema de las unidades de medida, cómo usarlas, cómo medir y cuantificar los errores de los procesos de medida no tiene grandes secretos, y para conocerlas es recomendable recurrir a un buen libro de física, con ejemplos aplicados a la biología y al deporte. Para profundizar en el tema en estos libros, bastará con leer los capítulos introductorios del apartado de mecánica. En la bibliografía de este capítulo se han seleccionado alguno de los clásicos, como el de Tipler (2000), en los que se explica con todo detalle las unidades de medida usadas en mecánica, a veces con algunos ejemplos aplicados al deporte. Si se quiere explicaciones ilustradas con muchos ejemplos de la biología y de la actividad física, se puede recurrir a libros como el de Cromer (2207) “Física para las ciencias de la vida”. Por otro lado hay buenas páginas web, como las de Franco, también en la bibliografía de este capítulo, del curso interactivo de física en Internet. En la bibliografía se ha incluido un artículo aplicado a la vida cotidiana, de Mulero, en el que explica que no siempre se cumplen las recomendaciones en la vida cotidiana, como podemos comprobar en un supermercado. Podríamos añadir que tampoco se cumplen estas normas muchas veces en algunos reglamentos deportivos y prácticas de actividades físicas.



Figura 16. Nuevas cámaras domésticas de fotografía permiten obtener de forma sencilla fotos cronocíclicas (como la de la figura) o fotografías seriadas (ráfagas de fotos), con las que hacer análisis del movimiento para poder corregir errores, mejorar la técnica o prevenir lesiones.

Por otro lado es recomendable tener a mano algún conversor de unidades. Se dan en la bibliografía dos páginas web que permiten la conversión de unidades: del Ministerio de Industria, Turismo y Comercio y el “Convertword”.

Pero lo que evoluciona, y lo hace rápido, es la tecnología (que no es poco), lo que nos permite poder medir cada vez más características biomecánicas y de forma menos aparatosa. Por ello es importante estar al día en las nuevas tecnologías que aparecen en el mercado y en la medida de nuestras posibilidades, con los medios que tengamos, practicar midiendo; no hay que tener miedo y hay que lanzarse a hacerlo, ya que ésta es la mejor forma de conocer cada vez más sobre las medidas que se realizan en la actividad física y el deporte.

BIBLIOGRAFÍA

- Aguado, X. (1993) *Eficacia y técnica deportivas. Análisis del movimiento humano*. INDE, Barcelona.
- BOE nº 289 de 3 de diciembre de 1997. Real Decreto 1737/1997, de 20 de noviembre, por el que se modifica el Real Decreto 1317/1989, de 27 de

- octubre, por el que se establecen las Unidades Legales de Medida.
- Bureau International des poids et mesures. (2006) *The International System of Units (SI)*. 8 th Edition. Organisation Intergouvernementale de la Convention du Mètre.
- Convertword. Conversor de unidades. <http://www.convertworld.com/es/> [30/10/2011].
- Cromer, A.H. (2007) *Física para las ciencias de la vida*. Reimpresión de la segunda edición del libro. Reverté Ediciones, Barcelona.
- Franco, A. Sistema Internacional de Unidades. En: Física con ordenador. Curso interactivo de física en Internet. <http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/unidades/unidades/unidades.htm> [30/10/2011].
- Kinovea. Kinovea Motion Tuner. <http://www.kinovea.org/en/> [25/10/2011].
- Ministerio de Industria, Turismo y Comercio. Centro Español de Metrología. Utilidades: Tablas de conversión de Unidades. http://www.cem.es/cem/es_ES/utilidades/convunidades.jsp?op=convunidades [30/10/2011].
- Mulero, A., Suero, M.A., Vielba, A., Cuadros, F. (2000) El Sistema Internacional de Unidades ... en el supermercado. *Revista Española de Física*, 16, 5: 41-45.
- Tipler, Paul A. (2005) *Física para la ciencia y la tecnología*. Volumen I: mecánica, oscilaciones y ondas, termodinámica. 5ª edición. Reverté, Barcelona.
- Wikipedia: Sistema Internacional de Unidades. http://es.wikipedia.org/wiki/Sistema_Internacional_de_Unidades [30/10/2011]

PARTE II

BASES MECÁNICAS

CINEMÁTICA

4

Dr. Aguado, X.
(Universidad de Castilla-La Mancha)

RESUMEN

La cinemática describe el movimiento en sus trayectorias, velocidades y aceleraciones, tanto si son lineales, angulares o combinadas. A veces sólo se analiza una sola dimensión del movimiento, como por ejemplo los cambios en altura del centro de gravedad cuando se realiza un test de salto. Pero otras se analizan los movimientos en un plano, como por ejemplo cuando se estudian los metros y velocidades recorridas sobre una cancha. Finalmente, se estudian también los recorridos en el espacio (en tres dimensiones), por ejemplo cuando se estudian minuciosamente los desplazamientos del centro de gravedad durante la carrera. El capítulo, lejos de repasar las fórmulas de la cinemática, establecidas desde la época de Galileo y que se encuentran explicadas en cualquier libro de física, se centra en describir las características de diferentes tipos de desplazamientos y aplicaciones a la actividad física y el deporte. Desarrolla sobre todo ejemplos básicos como el movimiento del centro de gravedad en los saltos verticales, al ser éste un movimiento usado en muchos juegos, deportes y también en test de fuerza explosiva. Por otro lado, se intenta introducir al lector en sistemas sencillos de usar, que permiten analizar diferentes características del movimiento, como es el vídeo y las plataformas de contactos. En el capítulo se explican también las características de movimientos con nombre propio, como son los de caída libre, los parabólicos y los pendulares.

1. CINEMÁTICA

La cinemática **describe el movimiento** basándose en sus trayectorias, ángulos, velocidades y aceleraciones. No se preocupa de las causas que provocan el movimiento (fuerzas), sino que se dedica simplemente a decir cómo es (describirlo).

Los diferentes tipos de movimientos que se dan en la actividad física y el deporte se pueden clasificar siguiendo criterios mecánicos, como el tipo de

trayectorias que realizan, los cambios, en caso de que se produzcan, en sus velocidades y las dimensiones en las que se producen. Estas clasificaciones afectarán tanto los movimientos realizados por las personas que realizan ejercicio o deporte, como los que describen los implementos y vehículos deportivos. Los implementos pueden ser balones y bolas que son chutados, lanzados y golpeados, o también raquetas, bates o palos, esquís, patines. Los vehículos usados pueden ser, por ejemplo, planeadores, monociclos, bicicletas y motos.

PUNTO CLAVE

La cinemática describe los desplazamientos de los deportistas, del material deportivo y de los vehículos usados en el deporte.

Para describir los desplazamientos de los cuerpos en movimiento (que ya se les llamaba móviles antes de que existieran estos teléfonos) surge la necesidad de simplificar y escoger uno o varios puntos del cuerpo. Para ello se pueden seleccionar **puntos representativos de su anatomía**, como, por ejemplo, los centros articulares de cualquier articulación, como la rodilla y el tobillo, los centros geométricos o los centros de masas de cualquier segmento, como el muslo y la pierna, o un punto distal de un segmento, como el extremo de la mano y la parte superior de la cabeza, o también otros puntos, como el ombligo y el extremo de la nariz. Lo mismo si se trata de la anatomía de un vehículo. Por ejemplo, en una bicicleta, se puede escoger el centro del manillar, o del sillín o el eje de los pedales. En el caso de tener que escoger un solo punto del cuerpo se suele recurrir a su **centro de masas**, tanto en el cuerpo humano como si se trata de implementos deportivos. En el caso de balones y pelotas se suele usar el centro del balón para describir los movimientos que éstos realizan.

PUNTO CLAVE

Cuando se quiere simplificar, se recurre a un solo punto representativo del móvil. Se trata del centro de masas y a él se asocian los recorridos, velocidades y aceleraciones de los cuerpos.

Existen movimientos con características peculiares que los identifican, que reciben nombres propios y que serán vistos en la segunda parte del capítulo. Tal es el caso de los movimientos de caída libre, los parabólicos y finalmente los movimientos pendulares.

2. TIPOS DE MOVIMIENTO

A continuación se van a detallar diferentes tipos de movimiento atendiendo a las trayectorias que se describen, a los tipos de cambio en la velocidad y aceleración del desplazamiento y a la dimensión en que se den o representen.

3. TRAYECTORIAS

Hay diferentes tipos de trayectorias que pueden describir los cuerpos. Por un lado, las que se consideran puras (lineales y angulares), y por otro lado, trayectorias combinadas de las anteriores, que son la mayoría de las que se realizan en actividades físicas y en los deportes.

3.1. Lineales

Para que a un movimiento se le pueda catalogar estrictamente como de traslación lineal (que describe trayectorias lineales) requiere que se den unas características muy concretas. En estas trayectorias, si escogiéramos varios puntos de un cuerpo y siguiéramos sus desplazamientos, recorrerían todos ellos **líneas rectas y paralelas** a las de los otros puntos. Esto implica también que cualquiera de esos puntos recorrerá la misma distancia a lo largo del tiempo que se considere. Por ello estos movimientos requerirán del mantenimiento postural y de que el cuerpo no gire durante el desplazamiento. Son pocos los movimientos puramente lineales que se dan en el deporte. Por ejemplo, una persona que mantenga la misma postura, sin mover ningún segmento corporal, al tiempo que se desplaza por una pendiente constante y sin baches, en bicicleta (sin dar a los pedales) o con esquís, o mantiene la postura, después de ser empujada, sobre unos patines en un suelo perfectamente plano, son ejemplos de movimientos de traslación lineal

(figura 1).

3.2. Angulares

Con los movimientos angulares sucede lo mismo que con los lineales respecto a cumplir unas características muy estrictas. En este caso, para que se pueda catalogar a un movimiento de angular se requiere que cualquier punto que se considere de dicho cuerpo recorra **el mismo ángulo** en el intervalo de tiempo considerado. Como, por ejemplo, lo haría un gimnasta que gira respecto a la barra fija sin variar nada la posición de ningún segmento corporal (figura 2). O también cualquier punto de la biela o del disco de una bicicleta estática mientras gira. De forma totalmente estricta, ni siquiera podrían catalogarse como movimientos angulares los de **una articulación** de nuestro cuerpo. Es debido a que los centros articulares de cualquier articulación, como la de un codo o de una rodilla, se van desplazando a medida que estos realizan un movimiento articular. No obstante, de forma práctica, a los movimientos articulares, como por ejemplo los de flexión, extensión, abducción, aducción y rotaciones, se les considera como angulares.

3.3. Combinadas

La mayoría de los movimientos que se producen en el deporte y actividad física no son puramente lineales ni angulares, sino que sus trayectorias son combinaciones de ambos. Es decir, se dan traslaciones lineales a la vez que se producen movimientos angulares. Un ejemplo sencillo sería el desplazamiento de un punto marcado sobre la llanta o la cubierta de una rueda de una bicicleta o de un monociclo. La combinación surge del avance junto al giro de las ruedas de estos vehículos (figura 3).

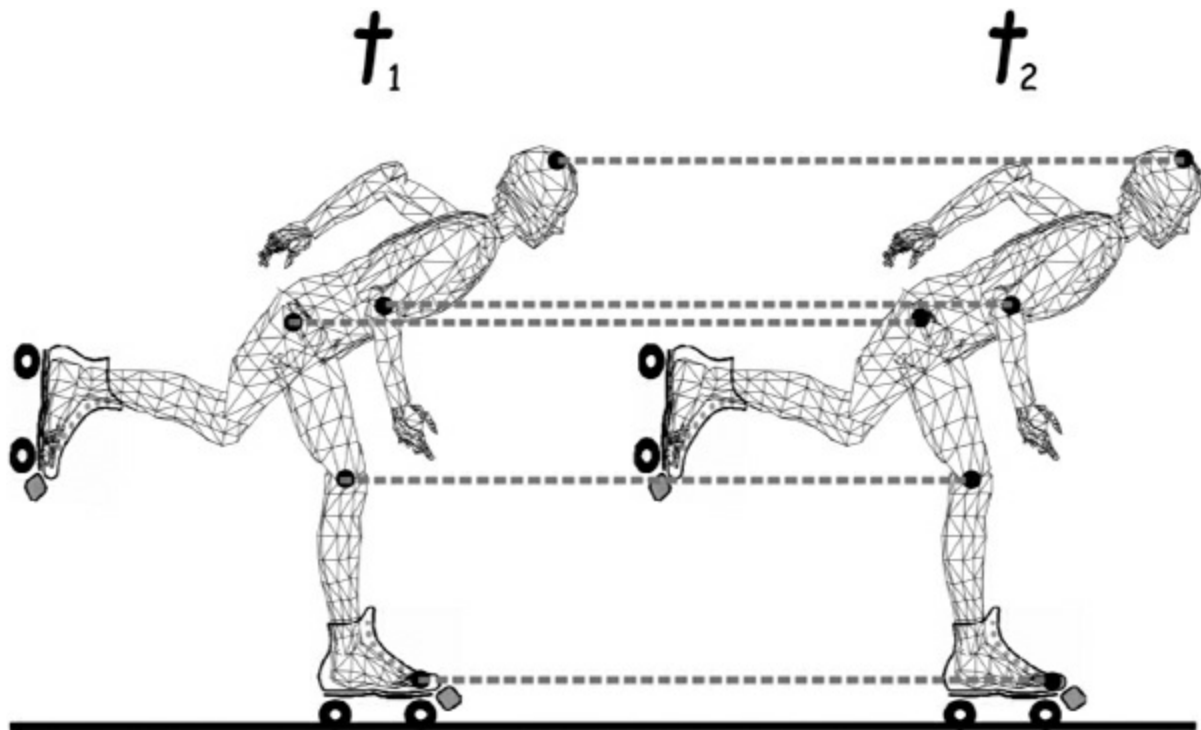


Figura 1. El movimiento lineal requiere que cualquier punto del cuerpo que se considere recorra trayectorias paralelas a los otros puntos y las mismas distancias en los mismos tiempos. En la figura se ve el transcurso temporal entre t_1 y t_2 de un patinador que mantiene exactamente la misma postura mientras se desliza en un suelo de pendiente constante (horizontal en este caso) y sin baches. Se han considerado, como ejemplos, los desplazamientos de los puntos: cabeza, codo, cadera, rodilla y pie.

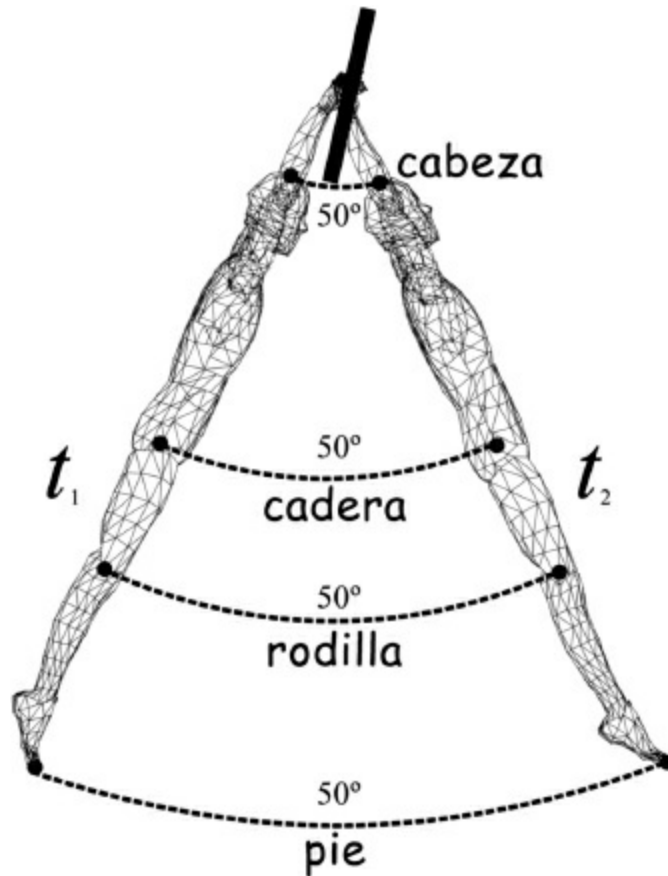


Figura 2. El movimiento angular requiere que cualquier punto del cuerpo que se considere recorra trayectorias angulares paralelas a los otros puntos y los mismos ángulos en los mismos tiempos. En la figura se ve el transcurso temporal entre t_1 y t_2 de un gimnasta que, en una zona de su giro en la barra fija, mantiene exactamente la misma postura. Se han considerado, como ejemplos, los desplazamientos de los puntos: cabeza, cadera, rodilla y pie.

PUNTO CLAVE

Aunque la mayoría de trayectorias que estudiamos en la actividad física y el deporte son combinadas es necesario conocer también las lineales y angulares de cuyas combinaciones surgen las primeras.

4. VELOCIDADES Y ACELERACIONES

Tanto las velocidades, como las aceleraciones, pueden ser constantes o variables en el transcurso del tiempo. A continuación se van a describir los

diferentes tipos de movimiento que surgen de esta clasificación, junto con algunos ejemplos.

4.1. Velocidad constante

No son frecuentes los movimientos con velocidad constante en actividades físicas y deportivas. Un ciclista puede mantener aproximadamente constante su velocidad con la ayuda de un velocímetro, o un **paracaidista** mantiene constante su velocidad, una vez ha acelerado, mientras mantenga la misma postura de caída libre, que le proporciona la misma resistencia al avance y compensa así la aceleración que sufre su masa por la acción de la gravedad. En **movimientos angulares**, usando un **dinamómetro isocinético**, podemos mantener constante durante gran parte del recorrido la velocidad de una articulación, como por ejemplo la del codo realizando una extensión desde 90° hasta la posición anatómica. Esa velocidad constante en el isocinético se selecciona antes de empezar el ejercicio y la máquina deja ganar velocidad hasta alcanzarla. A partir de ahí, incrementa la resistencia si la velocidad tiende a aumentar y disminuye la resistencia si tiende a disminuir; por ello se llaman también máquinas de resistencia acomodada. Finalmente, cuando estemos llegando al final del recorrido, el isocinético irá reduciendo la velocidad hasta parar en el final del rango de movimiento que hayamos seleccionado.

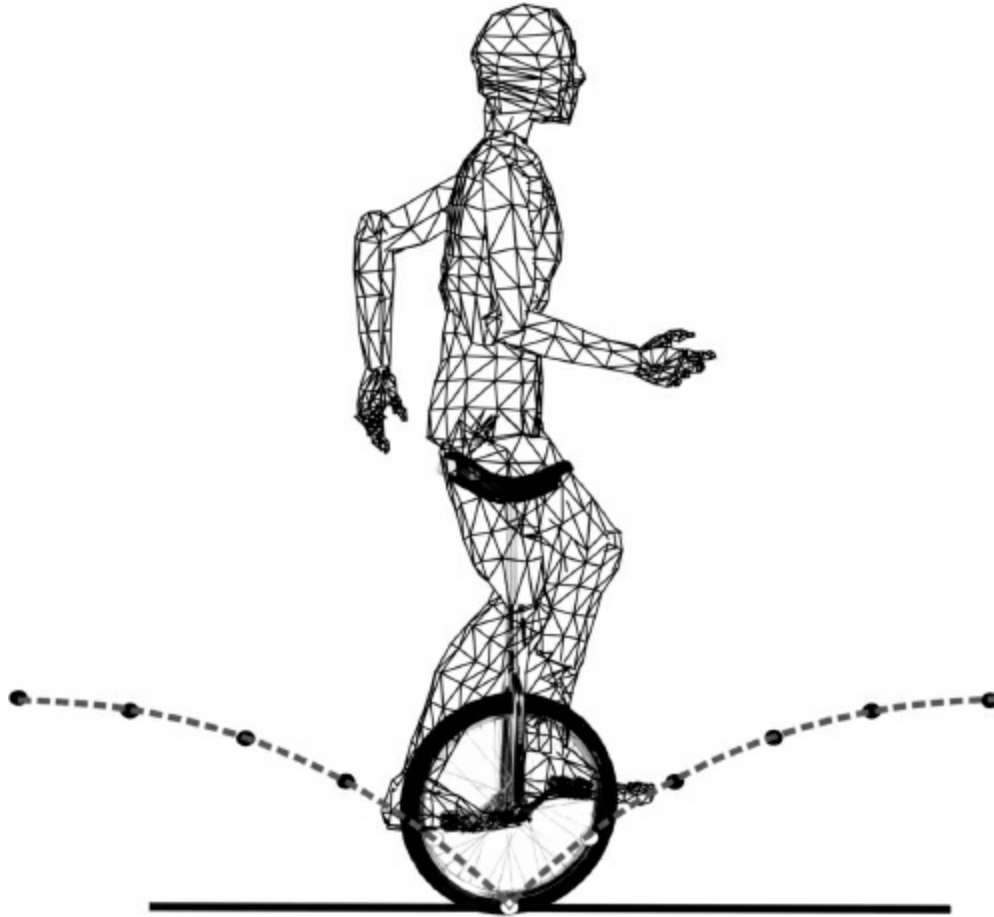


Figura 3. La mayoría de los movimientos que se dan en actividades físicas y deportes son combinados de movimientos lineales y angulares. Si un moniciclo avanza en un suelo de pendiente constante y sin baches, manteniendo la verticalidad, cualquier punto del sillín y de su barra vertical, así como el eje de los pedales, describirán movimientos lineales. En cambio, cualquier punto que se considere de la cubierta (como en la figura), llanta o radios de la rueda describirán movimientos combinados.

4.2. Velocidad variable

Incluso cuando corremos manteniendo una velocidad media constante, en realidad la velocidad oscila si la analizamos en intervalos pequeños de tiempo. Así, durante la fase de apoyo del pie en el suelo podemos ver cómo existe una primera subfase de **frenado** en la que se pierde velocidad de avance y posteriormente aparece una fase llamada de **impulsión**, en la que se gana velocidad. Posteriormente, durante el vuelo, la velocidad de avance disminuye ligeramente, por la resistencia del aire ([figura 4](#)). Las subfases de frenado e impulsión durante el apoyo en el suelo siempre aparecen, tanto en la carrera como en la marcha, ya que no se puede caminar o correr, de una

forma natural, contactando el pie con el suelo por detrás de la vertical del centro de gravedad del cuerpo. Si se produjera esta forma de desplazamiento, nos llevaría irremediablemente, en pocos pasos, a caer de cabeza al suelo.

Durante la **batida de un salto vertical** con contramovimiento, la velocidad del centro de gravedad además de oscilar presentará un pico de máxima velocidad negativa y otro de máxima positiva. Al inicio de la batida se adquiere velocidad de descenso (negativa) y se llega a un pico. Posteriormente disminuye la velocidad negativa hasta llegar a velocidad 0 en el punto más bajo del contramovimiento. A continuación la velocidad de ascenso será positiva y crecerá hasta llegar a un pico de velocidad poco antes del despegue (figura 5).

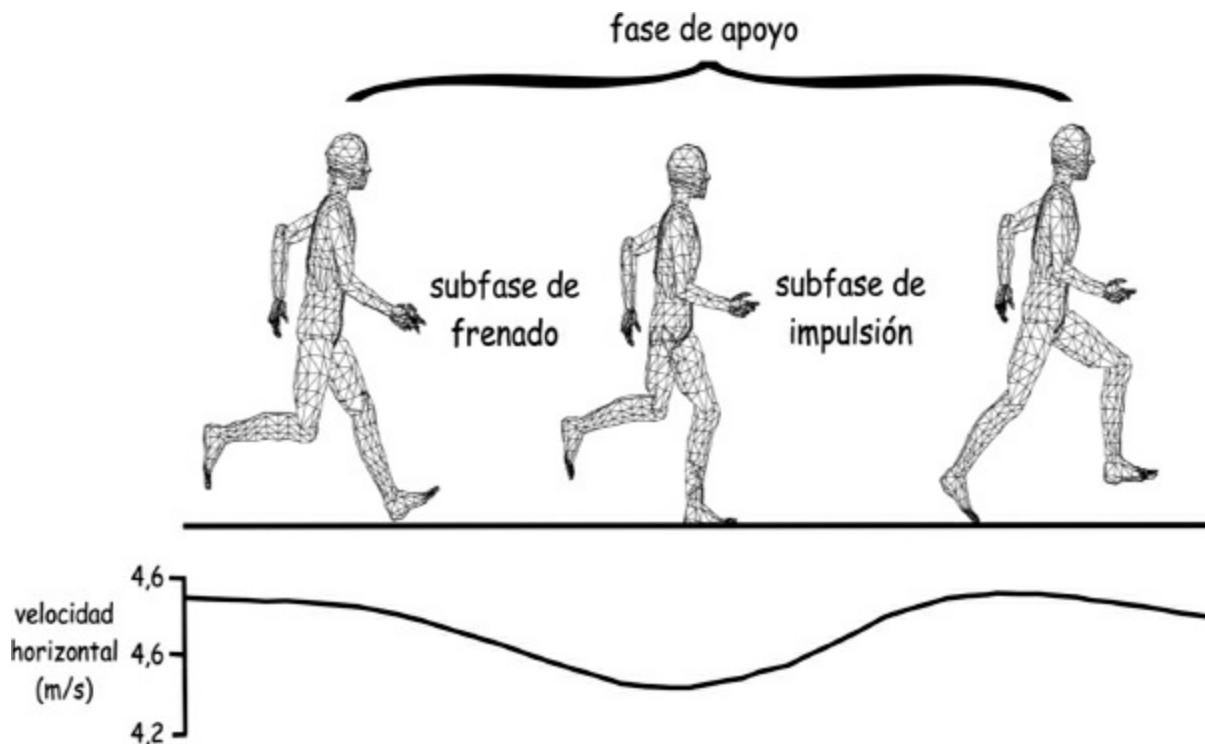


Figura 4. Cuando corremos, aun manteniendo una velocidad media horizontal constante, si analizamos la velocidad en intervalos de tiempo pequeños, veremos que varía. Durante la fase de apoyo hay una subfase de frenado durante la que se pierde velocidad y otra de impulsión durante la que se gana velocidad. Por otro lado, durante el vuelo se mantendrá casi constante la velocidad horizontal, con mínimas pérdidas debidas a la resistencia del aire.

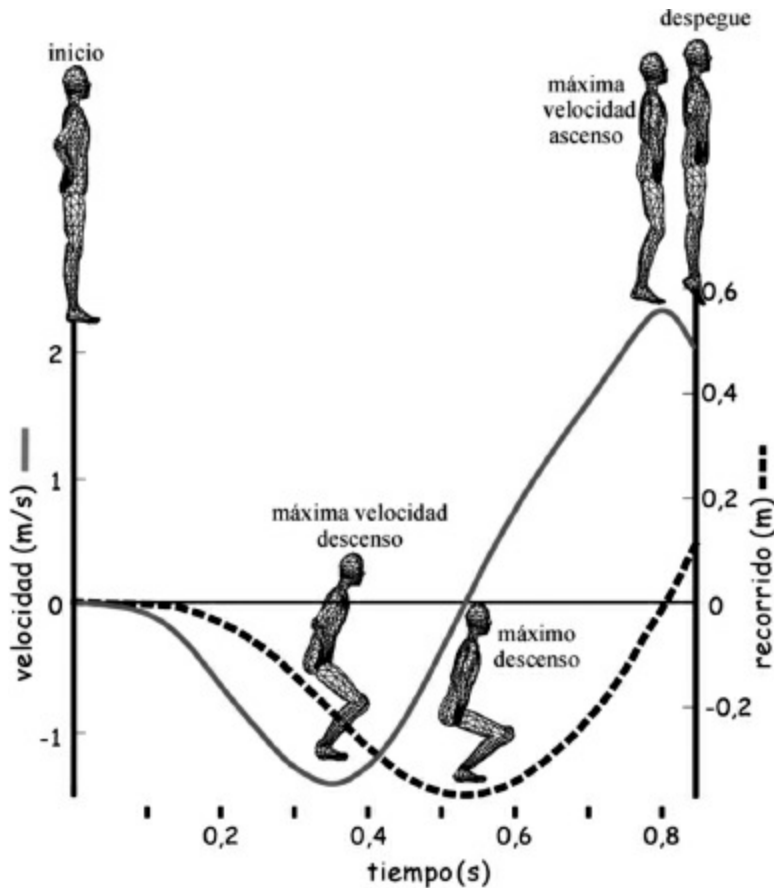


Figura 5. Durante la batida de un salto vertical con contramovimiento, la velocidad vertical registra oscilaciones. Tiene un pico máximo de velocidad negativa durante el descenso. Al final del descenso tiene valor 0 y poco antes del despegue del suelo adquiere un pico de velocidad positiva. Junto a la velocidad se ha representado también el recorrido del centro de gravedad durante la batida.

En una gráfica de recorrido/tiempo se pueden obtener las velocidades medias y las instantáneas. Para obtener las **velocidades medias** bastará con unir en la gráfica las posiciones espaciales en los instantes inicial (t_0) y final (t_1) del período temporal considerado (figura 6). La mayor o menor inclinación de la línea que se obtenga mostrará la mayor o menor velocidad en dicho incremento temporal. De hecho, la velocidad equivaldrá matemáticamente a la tangente del ángulo de esa línea. Si la línea fuera plana, la velocidad media en ese período sería 0, y si la línea saliera inclinada hacia abajo, la velocidad sería negativa, y cuanto más inclinada hacia abajo, más negativa. Para obtener la **velocidad instantánea** en cualquier punto de la gráfica de recorrido/tiempo bastará con trazar una línea que intente cortar la gráfica únicamente por ese punto (línea tangente) (figura 6). La mayor o

menor inclinación de esa línea será el reflejo de la mayor o menor velocidad instantánea en ese instante temporal que se analiza. Para calcular sobre gráficas las **aceleraciones medias e instantáneas** se procederá de la misma forma que se ha explicado para la velocidad, pero sobre gráficas de velocidad/tiempo (figura 6).

Salvo los ejercicios realizados con una máquina isocinética, **los movimientos angulares** que hacemos, con cualquier articulación, en la vida cotidiana y cuando practicamos actividad física o deportes, son realizados con velocidades angulares variables. Así por ejemplo, los movimientos de extensión de las rodillas, cuando hacemos un salto vertical o cuando chutamos un balón, son realizados con velocidades angulares variables. En estos dos ejemplos se pueden llegar a alcanzar velocidades punta de $800^\circ/\text{s}$ en el salto vertical y $2.000^\circ/\text{s}$ en un chute de un balón. Y algo parecido sucederá, por ejemplo, en un lanzamiento. En el caso de un *pitch* de béisbol se han llegado a medir velocidades punta superiores a $7.000^\circ/\text{s}$ en el movimiento angular de la rotación interna de hombro durante el lanzamiento. En todos estos movimientos, tras una trayectoria en la que se gana velocidad angular, se llega a un instante de velocidad punta, tras el cual empieza el frenado en la velocidad.

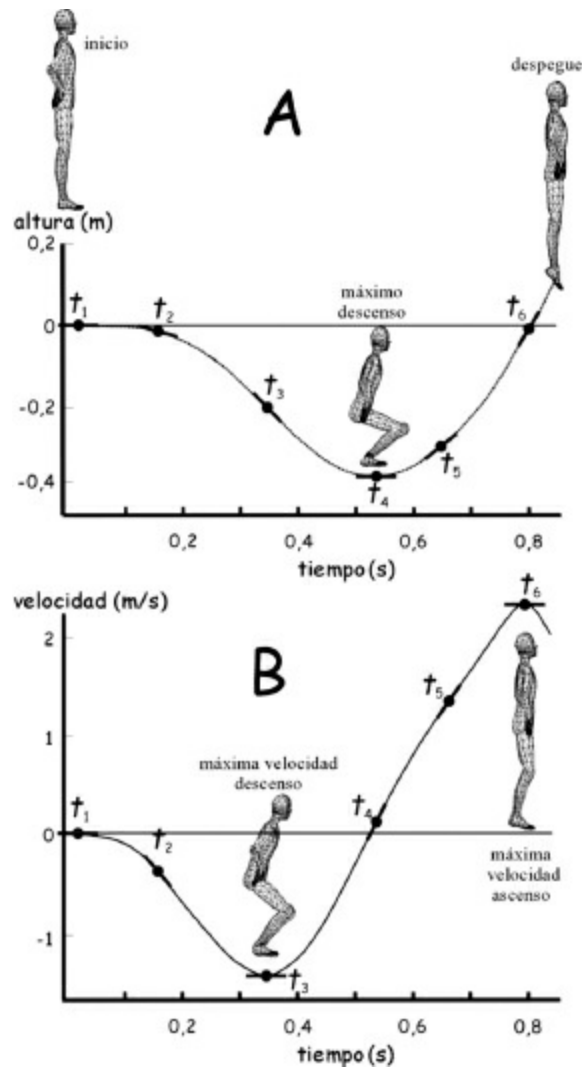


Figura 6. Sobre gráficas espacio/tiempo se pueden calcular velocidades medias (uniendo dos puntos de la gráfica) e instantáneas (sobre un punto) trazando una línea tangente. Y sobre gráficas de velocidad/tiempo se pueden calcular aceleraciones medias e instantáneas. Las dos gráficas de la figura pertenecen a la misma batida de un salto vertical con contramovimiento. Se han dibujado en los mismos instantes temporales (1, 2, 3, 4, 5 y 6) líneas tangentes a las gráficas. En la gráfica de altura que recorre el centro de gravedad a lo largo del tiempo (figura A), la inclinación de estas líneas (la tangente del ángulo) nos da la velocidad instantánea en esos puntos. En la gráfica de velocidad vertical del centro de gravedad a lo largo del tiempo (figura B), la inclinación de estas líneas (la tangente del ángulo) nos da la aceleración instantánea en esos puntos.

4.3. Aceleración y desaceleración constantes

Es fácil obtener movimientos de aceleración constante si dejamos **actuar a la gravedad** como motor de ganancia o pérdida de velocidad durante una fase aérea. Así, si dejamos caer una pelota desde cierta altura, irá ganando

velocidad desde que la soltamos hasta llegar al suelo. Lo hará con una aceleración constante, de $9,81 \text{ m/s}^2$, que es la aceleración de la gravedad. A este tipo de movimientos se les denomina de aceleración constante.

PUNTO CLAVE

Los mejores ejemplos de movimientos con aceleración y con desaceleración constante provienen de la acción de la gravedad en el eje vertical sobre los cuerpos que han sido chutados, lanzados o dejados caer. También se produce en el cuerpo humano mientras está en el aire en un salto vertical.

La mejor forma de ver cuándo empieza a caer la pelota que soltamos desde determinada altura, para poder hacer cálculos, es haciéndola rodar previamente por una mesa. La altura de caída es la que hay, en vertical, entre la mesa y el suelo. Si grabamos la caída con una cámara de vídeo y hemos hecho rodar la pelota por la mesa a una cierta velocidad, conseguiremos ver bien cuál es el primer fotograma de la caída. En él la pelota se habrá separado de la mesa. No hay que preocuparse de la velocidad horizontal que adquiera la pelota ya que ésta no modifica en nada el tiempo que tardará en llegar al suelo desde que empiece a caer, como explicaremos con más detalle al hablar de los movimientos de caída libre. Lo único que cambia, por tener velocidad de avance horizontal durante la caída, es que la pelota tocará el suelo a cierta distancia de separación horizontal de la mesa. Grabaríamos la caída en vídeo, en visión lateral para identificar bien el primer fotograma de la caída. La cámara deberíamos colocarla fija sobre un trípode o una superficie cercana al suelo para poder identificar bien los últimos fotogramas de la caída. Si la mesa tuviera 1 m de altura, una vez identificado el primer fotograma de la caída, en el que se la ve separada ya de la mesa, a partir de ahí veremos 21 fotogramas más del vuelo. Así, en total tendremos **22 fotogramas de vuelo** y en el fotograma 23 tocará el suelo ([figura 7](#)). Esto será así siempre que los fotogramas sean campos o *frames*. Si trabajáramos con imágenes, se produciría justo a la mitad; en la imagen 11 tendríamos la última posición de vuelo de la pelota y en la 12 se la vería ya en el suelo.

El vídeo es buen **contador de tiempo**, ya que los campos (mitad de las líneas del fotograma, que se obtienen “desentrelazando” las imágenes) y las imágenes (fotogramas enteros) se generan a intervalos constantes de tiempo.

El tiempo transcurre, por un lado, dentro de cada campo, ya que hay un tiempo de obturación durante el cual el obturador está abierto y se está recogiendo la información del campo, y por otro lado, el tiempo transcurre entre los campos sucesivos. Para contar el tiempo se pueden simplificar las cosas y asumir que todo el transcurso temporal se produce entre los campos (“saltos” de un campo a otro). Así, primero deberemos contar el número de saltos de campo entre los dos eventos seleccionados, cuyo tiempo transcurrido queremos conocer. Posteriormente, este número se multiplica por el tiempo que pasa en cada uno de esos “saltos”. Ese tiempo será de 0,02 s en el sistema europeo PAL y de 0,0167 s en el sistema americano NTSC, siempre que previamente se haya **desentrelazado las imágenes**, para conseguir líneas impares y pares por separado (campos). Si se usaran imágenes enteras, los tiempos transcurridos entre dos imágenes serían de 0,04 s en el sistema PAL y de 0,0333 s en el NTSC. El desentrelazado se puede hacer con muchos programas de visionado y edición de vídeo. El sistema de vídeo con el que hemos grabado la secuencia lo sabremos por la cámara que usemos y también porque el editor con el que lo vayamos a reproducir nos lo dirá. Y para saber si el editor de vídeo que estamos usando nos está avanzando de campo en campo o lo hace de imagen en imagen, lo mejor es insertar un código de tiempos y ver cuánto tiempo pasa entre 2 fotogramas o cuántos avances (saltos) hay que dar para que contabilice 1 s. También podríamos usar, como método alternativo, la caída de la pelota desde una altura conocida, que hemos descrito, para saber si estamos trabajando con campos o con imágenes.

Hoy en día existen programas informáticos que se pueden descargar sin coste con los que se pueden desentrelazar los fotogramas, añadir contadores de fotogramas, contadores de tiempo, marcar eventos, calcular ángulos, velocidades, aceleraciones, trayectorias, seleccionar fotogramas representativos y otras acciones propias de los estudios cinemáticos. Estos programas simplifican mucho el trabajo de los análisis cinemáticos sencillos. El programa con licencia general pública (GPU tipo 2) Kinovea [25/10/2011] probablemente sea el más conocido y usado por numerosos estudiosos de la biomecánica, entrenadores y deportistas en todo el mundo.

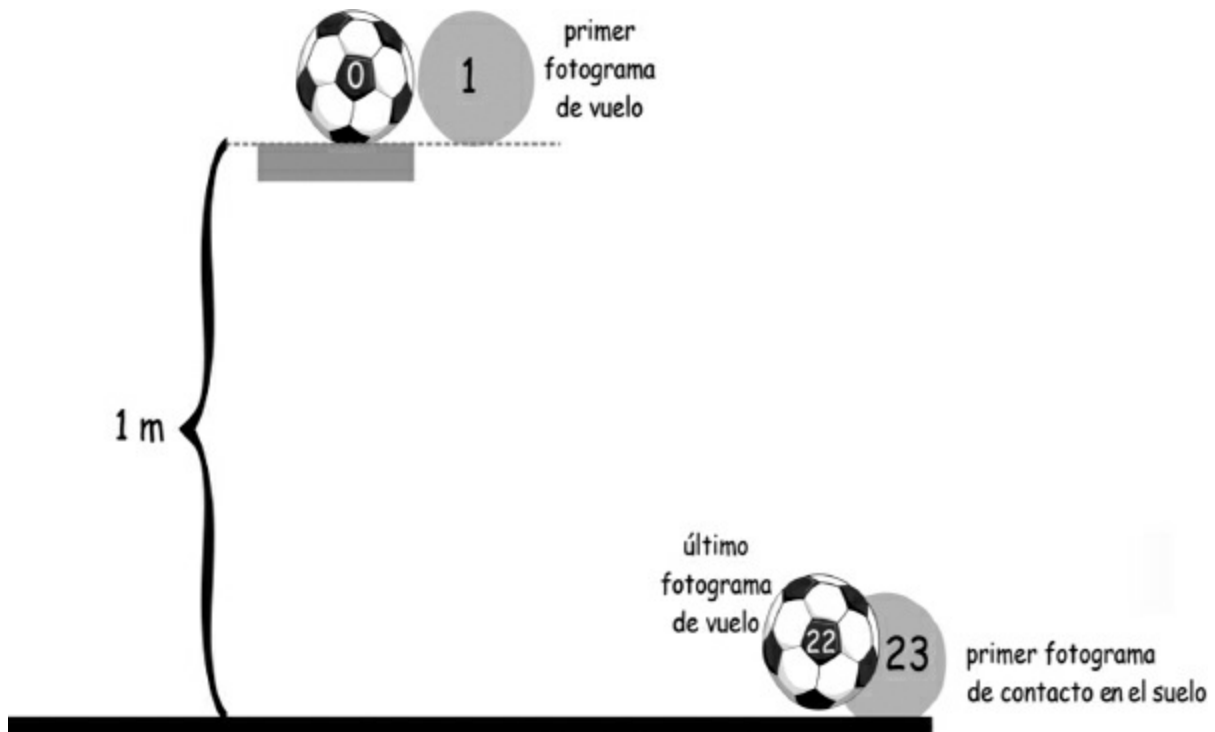


Figura 7. Cualquier cámara de vídeo es un buen contador de tiempo, con muchas aplicaciones en análisis de la actividad física y los deportes. Si grabamos la caída de una pelota que dejamos rodar previamente por una mesa, cuando analicemos la secuencia podremos observar bien el fotograma en el que se separa de la mesa y empieza a caer por la acción de la gravedad. A medida que cae, la pelota recorrerá cada vez más espacio entre dos fotogramas consecutivos. Es un movimiento constantemente acelerado. Si la altura de caída entre el plano de la mesa y el suelo fuera de 1m, obtendremos 22 fotogramas del vuelo de la pelota, siempre que el visionado lo hagamos campo a campo y hayamos grabado con el sistema europeo de vídeo PAL. Este tipo de pequeños experimentos es necesario antes de lanzarse a medir tiempos de fases de un movimiento o de una técnica deportiva.

Para contar tiempo hay que buscar los fotogramas en los que se producen **los eventos** entre los que queremos saber cuánto tiempo pasa. En el caso de la pelota que **dejamos** caer, queremos saber el tiempo que está en vuelo. Pero si escogiéramos como inicio el primer fotograma en la secuencia de vídeo en el que la pelota no toca ya la mesa y escogiéramos como final de vuelo el último fotograma en el que vemos la pelota en el aire antes de tocar el suelo, estaríamos recortando un poco de tiempo de vuelo al inicio y otro poco al final. Es debido a que antes del primer fotograma la pelota ya llevaría un momento en el aire, y después del último fotograma seleccionado, la pelota aún tendría unos instantes de vuelo antes de llegar al suelo. Por ello, cuando queremos contar tiempo con fotogramas de vídeo, se escogen con criterios complementarios los eventos de inicio y final de lo que pretendamos contar

en el tiempo. En el caso de la pelota, podría ser desde el primer fotograma de vuelo (que ya no toca la mesa) hasta el primero que toca ya el suelo, o desde el último de contacto con la mesa hasta el último de vuelo (antes de tocar el suelo). El **tiempo de descenso** lo sabemos, ya que depende de la aceleración constante de la gravedad ($t_d = \sqrt{2h/g}$). Como la pelota caía desde 1 m, tardará 0,451 s en llegar al suelo. Si escogemos el **primer fotograma de vuelo** como el inicio, el fotograma 23 corresponderá al primero de tocar el suelo y entre ellos habrán pasado 22 “saltos” de fotograma. En el sistema PAL, con 22 saltos de campo habrán pasado 0,44 s. Es decir, dejaríamos de contar o subestimaríamos ese tiempo en simplemente 0,011 s.

Si tiráramos una pelota verticalmente hacia arriba, irá perdiendo velocidad hasta llegar a velocidad 0 en el lugar más alto de su trayectoria. A este tipo de movimiento se le denomina de **desaceleración constante**. Igual que en el caso anterior, será la aceleración de la gravedad, en sentido hacia el centro de la tierra ($9,81 \text{ m/s}^2$), la responsable de esta pérdida progresiva de velocidad. Ambos movimientos, el de la pelota que asciende (constantemente desacelerado) y el de la que cae (constantemente acelerado), son considerados más adelante dentro de los que llamamos movimientos de caída libre. La misma aceleración constante y de signo negativo (hacia abajo, hacia el centro de la tierra) es la que hace perder velocidad de ascenso y luego ganar velocidad de descenso a la pelota. Lo mismo sucede con el centro de gravedad de una persona en la fase aérea de un salto vertical ([figura 8](#)).

4.4. Aceleraciones y desaceleraciones variables

Cuando la ganancia de velocidad es debida a la puesta en movimiento de una persona que inicia un movimiento, como por ejemplo una carrera, ya sea a pie o con cualquier vehículo de propulsión humana, como una bicicleta, las progresivas ganancias de velocidad no serán constantes, sino variables, y las llamamos **variablemente aceleradas**. Así por ejemplo, cuando estamos acelerando en los primeros metros de una carrera de 100 m, es un ejemplo de movimiento de aceleración variable. Y de forma parecida sucede con las pérdidas de velocidad al final de cualquier carrera. A estos últimos movimientos les llamaremos **variablemente desacelerados**.

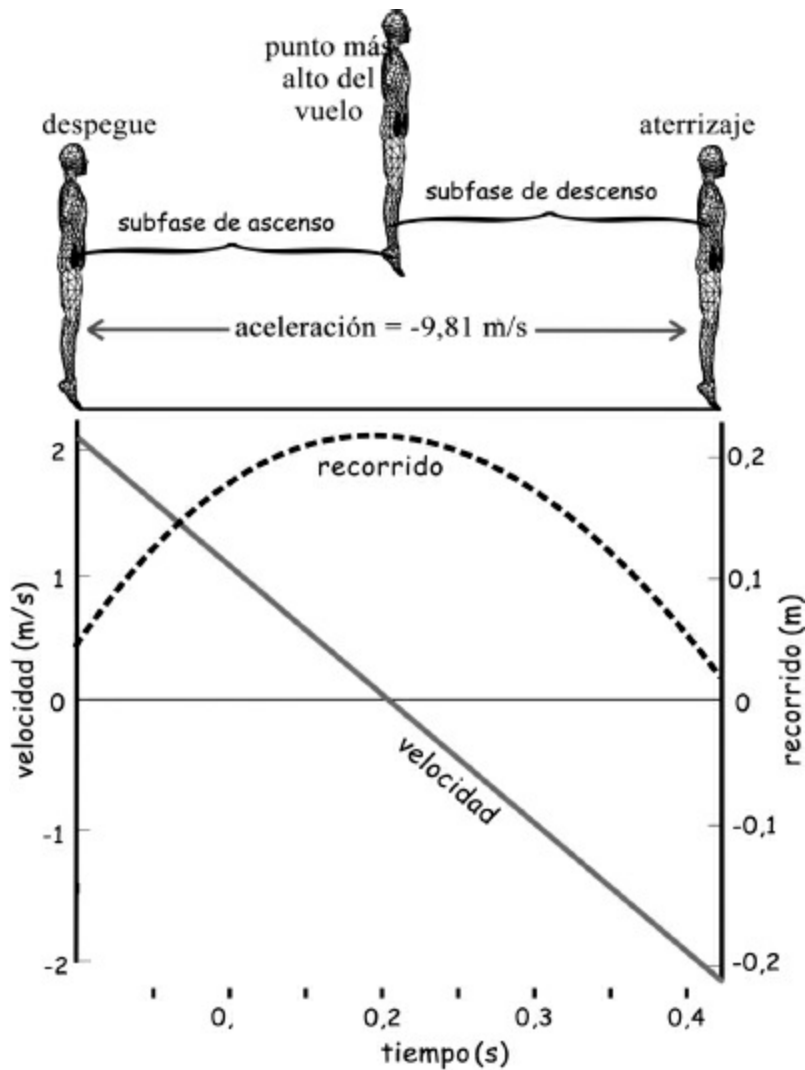


Figura 8. Durante la fase de vuelo de un salto vertical, la acción constante de la gravedad ($-9,81 \text{ m/s}^2$) es la responsable de la pérdida de velocidad del centro de gravedad durante la subfase de ascenso y de la ganancia progresiva de velocidad durante la subfase de descenso del vuelo.

PUNTO CLAVE

La mayoría de acciones en las que el hombre acelera o frena algo (un balón, su cuerpo, una raqueta...) son representativas de movimientos variable-mente acelerados o variablemente desacelerados.

5. DIMENSIONES

Hay movimientos que sólo se dan, o que únicamente se estudian, en un eje o dimensión. Otros lo hacen en dos y finalmente otros en tres dimensiones. A continuación se expondrán ejemplos de cada uno de ellos.

5.1. Una dimensión

A menudo sólo interesa recoger o analizar un eje del movimiento, por ejemplo, el desplazamiento en altura, como hacen los altímetros (miden la altura) y variómetros (miden los regímenes de ascenso o descenso) usados por los planeadores, alas delta, paracaidistas y también por los excursionistas en senderismo. Algo parecido sucede en un test de salto vertical, en el que simplemente interesa saber la altura máxima alcanzada, no lo que el sujeto se haya movido hacia un lado o hacia delante, siempre que se hayan respetado los protocolos del test. De igual forma, en un salto horizontal a pies juntos nos basta con saber la distancia (hacia delante) que ha logrado la persona en el salto, ignorando, la mayoría de veces, lo que se levantó del suelo durante el vuelo.

5.2. Dos dimensiones

Si estudiamos los desplazamientos en deportes de equipo, normalmente se analizan las dos dimensiones de la cancha (largo y ancho) despreciando el estudio de las alturas (saltos). Así se pueden estudiar, además de las distancias, las velocidades, los ritmos de los desplazamientos, las distintas sucesiones de velocidades y pausas empleadas, las ocupaciones de los espacios, las relaciones con otros jugadores del mismo equipo o de los adversarios y las relaciones con el balón.

5.3. Tres dimensiones

Cuando se estudia un movimiento en el espacio, en tres dimensiones, se contemplan los tres ejes posibles de los movimientos: hacia delante y atrás, de lado y en altura. Así, por ejemplo, se puede observar durante la marcha o la carrera cómo el centro de gravedad avanza al tiempo que asciende y baja, y por otro lado se desplaza hacia un lado y el contrario. Del conjunto de estos movimientos, el centro de gravedad describe en el espacio un movimiento helicoidal (en forma de hélice).

PUNTO CLAVE

La mayoría de movimientos que podamos estudiar se dan en tres dimensiones, aunque a veces sólo los estudiamos en una o dos dimensiones. Si estudiamos el movimiento con vídeo, para analizar una o dos dimensiones conviene colocar la cámara en dirección perpendicular al eje o al plano del movimiento. Para estudiar las tres dimensiones de un movimiento se necesitan un mínimo de dos cámaras de vídeo.

6. MOVIMIENTOS CON NOMBRE PROPIO

Hay tres tipos de movimiento con nombre propio, que a continuación se van a explicar. Se trata de los de caída libre, parabólico y pendular. Los dos primeros tipos (caída libre y parabólico) necesitan que el cuerpo se encuentre en fase aérea, sin sujeción a otro cuerpo y sin contacto con el suelo. Las características que se describirán de estos movimientos se aplicarán a sus centros de gravedad y, salvo que se diga lo contrario, no se consideran los factores aerodinámicos, como por ejemplo, la resistencia del aire. Por otro lado, hay que decir que cualquiera de estos tipos de movimientos puede ser realizado por una persona (su centro de gravedad), además de balones, pelotas y otros implementos deportivos que pueden ser lanzados.

7. MOVIMIENTOS DE “CAÍDA LIBRE”

Los movimientos de caída libre son aquellos que se dan, o que se estudian, sólo **en el eje vertical**. Ya sea sólo ascendiendo, sólo descendiendo, o también ascendiendo primero y luego descendiendo. De esa manera, cuando dejamos caer una bola desde la altura a la que la sujetamos, será sólo un movimiento de descenso, pero también podemos estudiar el ascenso de una pelota de tenis que lanzamos al aire para sacar, o el ascenso y posterior descenso de un aro de rítmica que lanzamos al aire y luego recogemos tras caer. En estos movimientos se cumplirán unas características que se van a describir, independientemente de que pueda haber al mismo tiempo una componente de avance horizontal. Estas características aparecen por la permanente (en el tiempo) y constante (en su valor) **acción de la gravedad**.

PUNTO CLAVE

En los movimientos de “caída libre” estudiamos lo que sucede en el eje vertical cuando no existe contacto con el suelo. Aunque usemos el nombre “caída”, no sólo contemplamos los movimientos de descenso sino también los de ascenso.

1 - Todos los cuerpos tardan lo mismo en caer

Esto es algo que se conoce bien, desde hace mucho, en la física. Pero muchas personas son reacias a admitirlo hasta que no se les explica con diferentes ejemplos. Hay que recordar, primero, que estos principios se explican para cumplirse en una hipotética atmósfera sin aire (sin resistencia ni otras fuerzas aerodinámicas), pero con la gravedad de la tierra. Por ello, lo que dice el principio es que si dos cuerpos se dejan caer, partiendo con la misma velocidad inicial (que puede ser 0 u otra), desde la misma altura, llegarán al suelo después de cubrir el mismo tiempo de vuelo. Es decir, si dejáramos caer en el vacío (vacío de aire) **una hoja de papel y una bola de acero** de lanzamiento de peso masculino (de 7,26 kp de peso) ambas llegarían al suelo a la vez ([figura 9](#)).

El principio dice que el tiempo en caer, y por tanto la velocidad que se logrará en la caída, **no depende del peso** de los cuerpos, si no interviniera la resistencia del aire. Por tanto, en el vacío, lo que nos sorprendería es la velocidad con la que caerían al suelo las hojas de papel, o las plumas, o las hojas de los árboles, ya que lo harían a plomo. Esto es así porque la acción de la gravedad actúa igual con todos los cuerpos, independientemente de su peso. Pero en la atmósfera real, la bola de acero adquirirá mayor velocidad y llegará antes al suelo. La explicación es por el mayor freno que provoca la resistencia del aire sobre la hoja de papel. Ese freno no depende del peso, pues cuando cae en caída libre un paracaidista de 70 kp lo hará a una velocidad parecida a si cayeran unidos, formando una figura, 10 paracaidistas de 70 kp. Es decir, caería a la misma velocidad un cuerpo de 70 que otro de 700 kp. Pero todo el mundo sabe que una botella de plástico llena de agua cae más rápido que una botella vacía de agua, sobre todo desde considerables alturas de caída. Claro que si los 10 paracaidistas se juntan en un único cuerpo, pero en vez de formar una figura habitual se colocaran en vertical uno encima de otro, caerían a más velocidad que un único paracaidista. Es decir,

en la atmósfera real, con resistencia del aire, cuenta la relación entre superficie de choque contra el aire y peso del cuerpo (además de otras variables aerodinámicas). Por ello, en el último ejemplo se obtenía el área de choque de un paracaidista, pero con el peso de 10, y por eso caían más rápido. En cambio, tanto cuando caía un solo paracaidista, como cuando lo hacen 10 cogidos en una figura habitual, se obtienen relaciones de 70 kp por cada superficie de paracaidista.

PUNTO CLAVE

En el vacío (sin aire pero con gravedad) una pluma de un pájaro y un peso de lanzamiento de peso tardarían lo mismo en caer desde la misma altura y, por lo tanto, alcanzarían la misma velocidad.

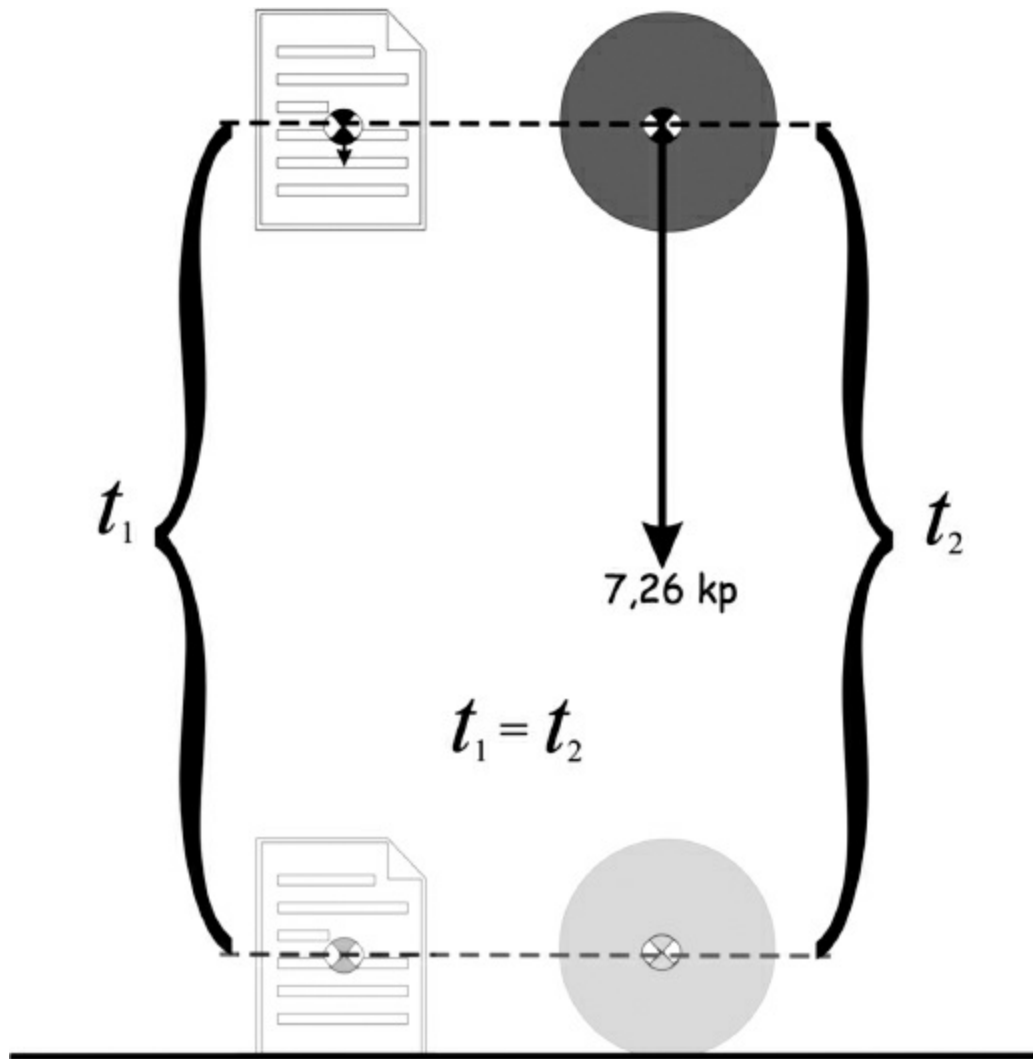


Figura 9. En el vacío (de aire), la acción de la gravedad provocará que una hoja de papel caiga a plomo hasta el suelo. Por ello tardará lo mismo en caer, desde la misma altura, que, por ejemplo, una bola de acero de lanzamiento de peso masculino (pesa de 7,26 kp).

7.2. Se tarda lo mismo en subir que en bajar

Se tarda lo mismo en subir y en bajar, siempre que se parta de la misma altura, a la que después se llega. Por ejemplo, si lanzamos un balón al aire, desde la altura de los hombros y cuando caiga lo volvemos a coger a la misma altura, el balón tardará lo mismo en recorrer la fase de ascenso (hasta llegar a su punto más alto de la trayectoria) que la fase de descenso. Esto es así porque en ambas fases interviene por igual el mismo responsable de las variaciones de velocidad del balón, que no es más que la aceleración de la gravedad: durante el ascenso frenando su velocidad hasta alcanzar velocidad

0 en el punto más alto de su trayectoria, y durante el descenso incrementando su velocidad. Dado que cogemos el balón a la misma altura que lo habíamos lanzado, el trayecto vertical de ascenso será de la misma distancia que el de descenso, y al ser constante la aceleración de la gravedad tardará lo mismo en recorrer el camino de vuelta hasta la altura a la que fue lanzado.

No obstante, el centro de gravedad del cuerpo humano en los saltos verticales suele recorrer **algo más de distancia en el descenso** que en el ascenso. Esto es así porque la posición del cuerpo al inicio del vuelo no coincide con la que tiene al final del vuelo. Es debido a que al final de la batida se aprovecha la práctica totalidad del rango de extensión de las articulaciones de la extremidad inferior, por la acción explosiva de la musculatura. Por otro lado, el tronco se encontrará en posición vertical. Pero resulta que durante la fase de la caída del vuelo la musculatura no se encuentra tan activada y, además, por la precaución de prevenir un impacto brusco, evitamos una postura que conlleve la extensión máxima de las extremidades inferiores. Así por ejemplo, en un salto con contramovimiento, en el instante de perder contacto con el suelo el centro de gravedad se encuentra entre 8 y 20 cm, dependiendo de las dimensiones del pie de la persona, más arriba de la posición que tenía al inicio de la batida (posición de pie). Pero al tocar el suelo al caer el centro de gravedad suele estar situado entre 2 y 5 cm más abajo de la posición en la que inició el vuelo ([figura 10](#)). Así, es habitual que en algunos saltos verticales que se realizan como test de fuerza, el centro de gravedad recorra más camino en el descenso que en el ascenso, y por tanto tarda un poco más en la fase de descenso que en la de ascenso del vuelo.

Siempre que el centro de gravedad caiga hasta la misma altura de la que partió, tanto el tiempo de ascenso como el de descenso representan la mitad del tiempo total de vuelo. Y si esa igualdad de alturas se cumple, bastaría conocer el tiempo total de vuelo (t_v) para saber la altura del salto ($h = g \cdot t_v^2 / 8$). Dado que la aceleración de la gravedad y también el número 8, que aparecen en la fórmula, son constantes, la fórmula se puede simplificar como $h = 1,226 \cdot t_v^2$. Pero cuando se aplica a los saltos verticales, en los que no se cumple exactamente el principio de que se tarda lo mismo en subir que en bajar, se puede estar **sobrestimando** la altura del salto por esta razón hasta 2 cm. Esto afecta cualquier sistema que use el tiempo total de vuelo para medir la altura del salto, tanto si es un salto sin contramovimiento, como si lo es con contramovimiento. En los saltos con ayuda de extremidades superiores y

saltos llevando cargas encima, la sobrestimación de la altura puede incluso aumentar. Para que esta altura no se vea aún más incrementada, es importante resaltar en el protocolo del salto que hay que intentar caer en la misma o al menos parecida posición que se tiene al final de la batida. También se puede pedir a la persona que realiza el test que no se pare tras la caída, sino que realice un brinco (saltito) reactivo, sin perder tiempo, y así conseguir una posición de caída más parecida a la que tenía al final de la batida.

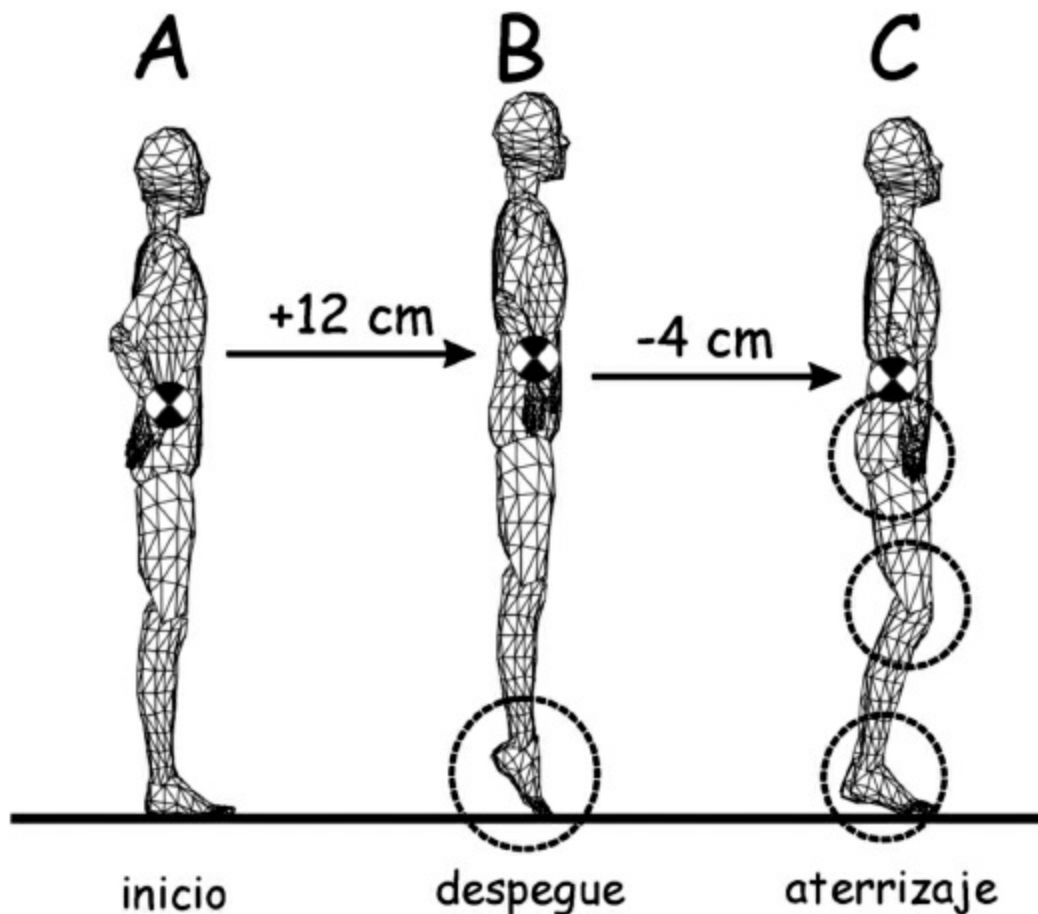


Figura 10. Una persona adulta que realice un salto vertical sin ayuda de las extremidades superiores despegará del suelo (figura B) con su centro de gravedad situado entre 8 y 20 cm más arriba de la posición previa al inicio de la batida (figura A). Esta variabilidad obedece, sobre todo, a las diferentes longitudes de los pies, que se traducen en diferentes ganancias de altura durante la extensión de los tobillos. En cambio al caer, en el instante final del vuelo (figura C), el centro de gravedad se situará entre 2 y 5 cm más abajo que la posición que tenía al despegar. Se cae más abajo porque, aunque se intente mantener la misma postura, el cuerpo tiende a adquirir una posición de mayor flexión al final del vuelo.

PUNTO CLAVE

Las plataformas de contacto que miden el tiempo de vuelo en los saltos verticales sobreestiman la altura del salto porque no se cumple el principio de que el centro de gravedad tarde lo mismo en ascender que en descender. Es debido a que la mayor flexión del cuerpo al llegar al suelo provoca un mayor tiempo de descenso.

7.3. La velocidad inicial y la final son iguales

La velocidad inicial, cuando soltamos el balón del ejemplo anterior, será la misma (el mismo módulo) que la que tendrá al volver a llegar a la altura de los hombros, al final de la caída. Claro que al inicio del vuelo esa velocidad será de ascenso (sentido hacia arriba) y al final del vuelo será de descenso (sentido hacia abajo). Esto sucede porque, dado que se tarda lo mismo en subir que en bajar, como se ha explicado en el punto anterior, la gravedad actúa durante el mismo tiempo en la subida (frenando la velocidad) que en la bajada (ganando velocidad), y por ello se llega a tener la misma velocidad al final del descenso (mismo módulo, aunque con sentido contrario) (figura 11). Si recogiéramos el balón un poco más abajo, tendría más velocidad al llegar que al iniciar el vuelo, y si lo recogiéramos más arriba, tendría menos velocidad.

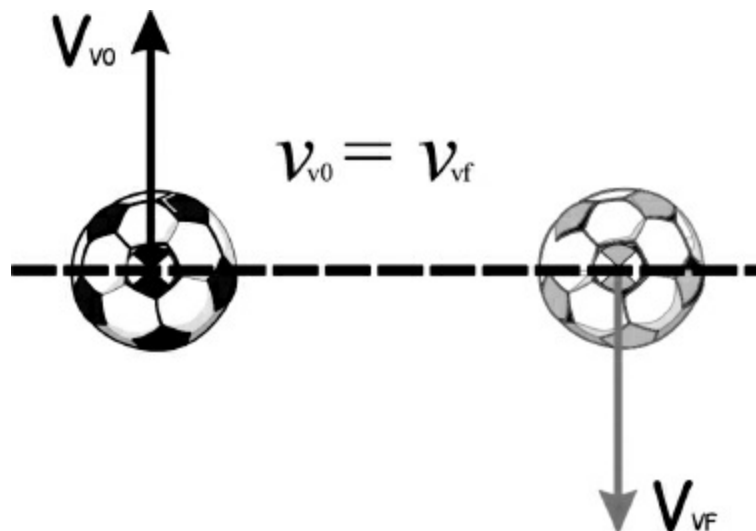


Figura 11. Si lanzamos hacia arriba un balón, desde la misma altura a la que después de caer lo recogemos, las velocidades verticales al inicio y al final del vuelo serán iguales, aunque los vectores tengan sentido contrario.

7.4. Con la misma velocidad inicial se llega a la misma altura

Si se lanzan dos balones hacia arriba con la misma velocidad vertical de ascenso, y ambos parten desde la misma altura, sus centros de gravedad llegarán hasta la misma altura. Esto también se puede aplicar a los centros de gravedad de dos jugadores de baloncesto que saltan por el balón al inicio de un encuentro. Pero que el centro de gravedad llegue hasta la misma altura no garantiza que la parte superior del cuerpo (sea la cabeza, sea un puño o sea un dedo) también lo hagan. De hecho, si se busca que la parte superior del cuerpo llegue lo más alto posible en el salto, durante el vuelo de ascenso tendremos que adoptar una postura muy concreta. Esta postura consiste en levantar todo lo posible un segmento con poca masa, que podamos colocar muy arriba, mientras el resto del cuerpo lo dejamos tan abajo como podamos. Así por ejemplo, si nos colocáramos en posición anatómica, la parte superior (cabeza) no llegaría tan alto como si levantáramos las extremidades superiores ([figura 12](#)). Si levantamos una sola extremidad superior, llegaremos más arriba que si levantamos ambas a la vez. E incluso si levantando una sola extremidad, dejamos extendido el dedo corazón y el resto flexionados, llegaremos un poco más arriba que si todos los dedos los dejamos extendidos.

PUNTO CLAVE

Un jugador de baloncesto llegará más alto si descende uno de los brazos y levanta el otro tanto como pueda. De esta forma el centro de gravedad ascenderá hasta la misma altura, pero la parte superior de su cuerpo (mano) llegará más alto.

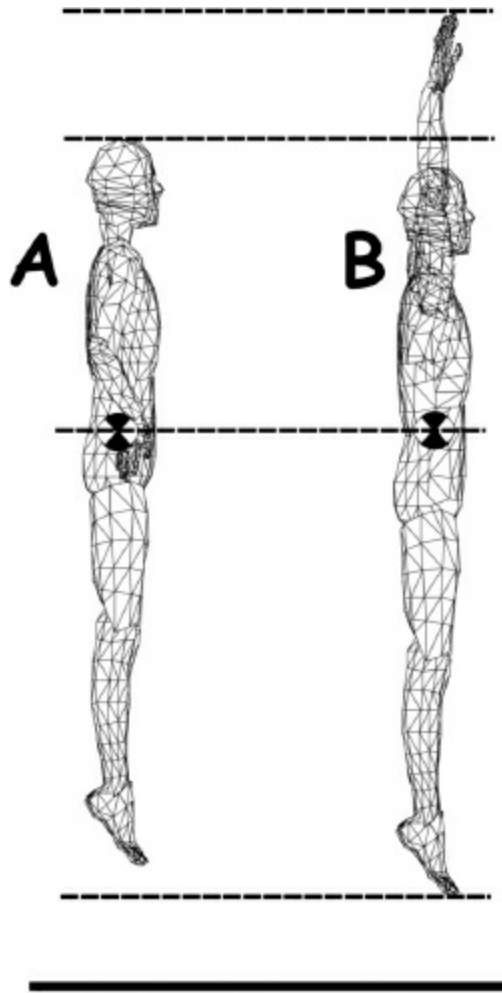


Figura 12. Dependiendo de la posición que se adopte en el lugar más alto del vuelo, la parte superior de nuestro cuerpo puede llegar a diferentes alturas. No ocurre lo mismo en el centro de gravedad del cuerpo, que llegará siempre a la misma altura con iguales velocidades verticales de salida.

7.5. Se puede estudiar independientemente el movimiento en el eje vertical

Un cuerpo que parta con una determinada altura y velocidad vertical, sin ningún movimiento en el eje horizontal, registrará iguales desplazamientos en vertical y velocidades verticales que otro cuerpo que partiendo de la misma altura y velocidad vertical se mueva también, por rápido que lo haga, en el eje horizontal (figura 13). En el ejemplo ya descrito de la bola que dejamos caer desde la altura de la superficie de una mesa tras rodar por ella, da igual que la bola tuviera velocidad horizontal nula o que tuviera una elevada velocidad horizontal; en ambos casos, el tiempo en llegar al suelo será el mismo. La

explicación de por qué una bala o un disco volador pueden prolongar más su tiempo de caída, en una atmósfera con aire, si son disparados o lanzados que si simplemente los soltamos y dejamos caer, se explica por variables aerodinámicas. Pero incluso en estos casos, si contempláramos una atmósfera sin aire, llegarían al mismo tiempo al suelo si el disco volador o la bala son lanzados, disparados o simplemente dejados caer en vertical desde la misma altura. Así, un cuerpo que se mueve en el eje vertical cambiará su velocidad simplemente por la acción de la gravedad, y ésta no se ve afectada porque tenga o no, al mismo tiempo, una determinada velocidad de avance.

PUNTO CLAVE

Un cuerpo que se desplaza en el aire, aunque lo haga muy rápido, no frena la velocidad de descenso respecto a la que tienen los cuerpos en caída libre. La única posibilidad de que esto sucediera sería que aparecieran fuerzas aerodinámicas de sustentación como le sucede a un disco volador.

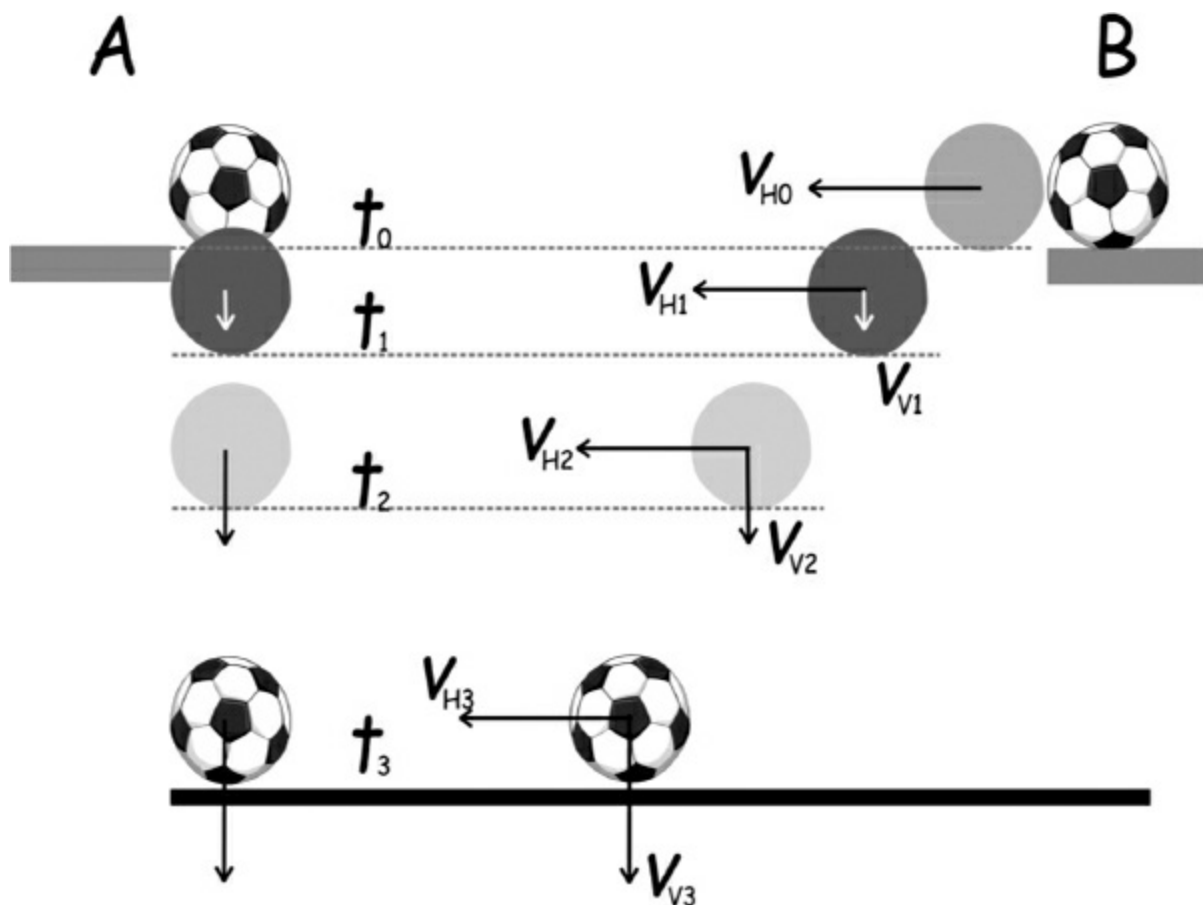


Figura 13. El movimiento en horizontal no afecta el movimiento en vertical de caída libre. Por ello se puede estudiar el movimiento vertical independientemente del horizontal. El balón tarda lo mismo en caer, desde la misma altura, tenga o no velocidad horizontal de avance. Además cubrirá los mismos espacios en los mismos tiempos y sus velocidades verticales serán las mismas, en cada instante temporal que se considere.

8. MOVIMIENTOS “PARABÓLICOS”

Los cuerpos (sean del tipo que sean) que describen trayectorias parabólicas durante su vuelo son llamados en física **proyectiles**. Las **parábolas** son trayectorias que realizan los centros de gravedad de los cuerpos durante el vuelo, en las que además de la constante acción de la gravedad en el eje vertical, y cumplir por ello las características de los movimientos de caída libre, avanzan con una determinada velocidad horizontal. Como sucedía en los movimientos de caída libre, las características que se describen de los movimientos parabólicos, si no se dice lo contrario, se consideran para aplicar en una hipotética atmósfera sin aire. En función del peso que tengan en las situaciones reales los factores aerodinámicos, estas características pueden alejarse más o menos de las que se describen inicialmente. A continuación se describen las características que cumplen los movimientos parabólicos, que se aplicarán a los centros de gravedad de los cuerpos.

PUNTO CLAVE

En física se denominan proyectiles a los cuerpos que describen trayectorias parabólicas.

8.1. Conociendo el vector de velocidad inicial y la altura de salida se conoce toda la trayectoria

La **velocidad de salida** (v_0) es la que tiene el centro de gravedad del cuerpo en el instante de iniciar el vuelo. Iniciar el vuelo significa, en una pelota de tenis, el instante en que abandona la raqueta; en una pelota de fútbol, el momento en que las manos o los pies de quien la lanza o chuta dejan de estar en contacto con ella, y en un saltador de altura significa el

primer instante en que su pie de batida abandona el suelo. Si la velocidad de salida se considera como un vector (V_0), ya tiene implícita una dirección, y por tanto ya se contempla en ella lo que se denomina **ángulo de salida** (α_0). Este ángulo se forma entre V_0 y la horizontal, que es lo mismo que decir entre el trayecto inicial que recorre en el vuelo el centro de gravedad y la horizontal. El ángulo de salida dependerá de las velocidades horizontal y vertical de salida. Así por ejemplo, con una misma velocidad horizontal de salida, si se aumenta la vertical, el ángulo de salida aumentará (figura 14).

La altura de salida (h_0) es en realidad la diferencia de alturas entre los instantes de salida y llegada del centro de gravedad del cuerpo que realiza la parábola. Esta altura se considera **positiva** siempre que se llegue a menor altura de la que tiene el cuerpo al inicio del vuelo, como por ejemplo, en un salto horizontal a pies juntos desde parado, en un salto de longitud, o también en el lanzamiento de peso. En cambio, se considera **negativa** cuando el lugar de llegada se sitúa a mayor altura que el de salida, como, por ejemplo, la parábola que describe el balón de baloncesto después del lanzamiento hasta llegar al aro o el balón de rugby desde que es chutado hasta pasar entre los palos en la transformación. Finalmente, si un cuerpo parte de la misma altura a la que llega después de realizar la parábola se considerará la altura de salida 0, como por ejemplo un balón de fútbol que se chuta desde el suelo y no es interceptado por nadie antes de que vuelva al suelo (figura 15). Conociendo los valores de las variables descritas (v_0 , α_0 y h_0) se conocerá toda la trayectoria que recorrerá el centro de gravedad del cuerpo durante el vuelo. Es importante resaltar que cuando la parábola la describe una persona (su centro de gravedad) en fase de vuelo, por mucho que mueva los diferentes segmentos corporales durante el vuelo, no tiene posibilidad de cambiar la trayectoria, que está condicionada por estas tres variables. Simplemente, lo que la persona puede hacer durante el vuelo es agruparse antes de la caída para lograr aumentar h_0 al disminuir la altura de llegada del centro de gravedad, y de esta manera poder prolongar un poco más el vuelo.

Las personas cuando realizan un movimiento parabólico pueden lograr el efecto de que alguna parte de su cuerpo, como por ejemplo **la cabeza, permanezca a la misma altura** durante una parte del vuelo. Este efecto ha sido descrito a veces en algunos deportistas como gimnastas o jugadores de baloncesto y se ha comentado en algún artículo periodístico que tal o cual deportista desafiaba las leyes de Newton. Pero nada más lejos de la realidad;

para conseguir este efecto bastará con elevar las extremidades (superiores o inferiores) mientras el centro de gravedad de nuestro cuerpo asciende, y descenderlas después en la fase de descenso del centro de gravedad (figura 16).

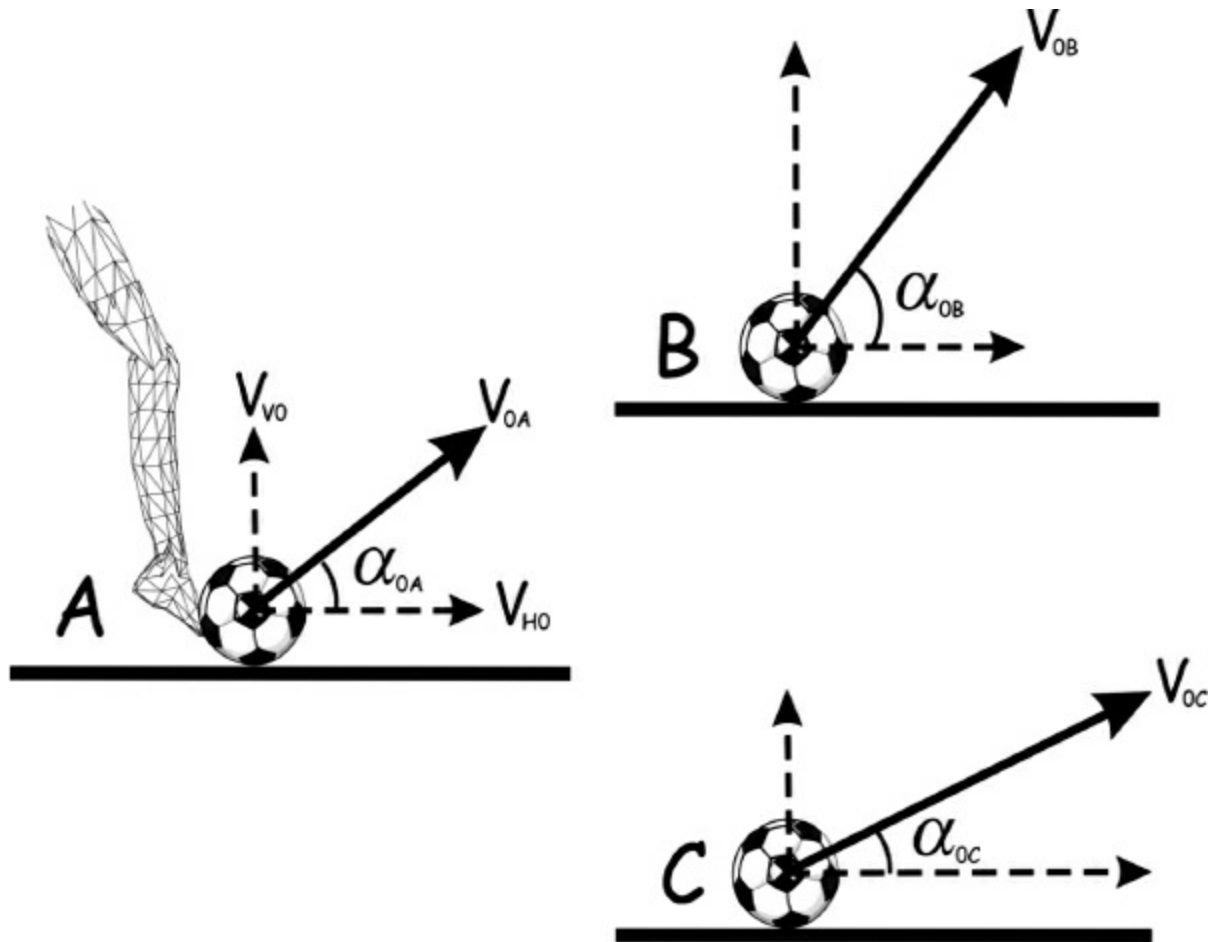


Figura 14. El ángulo de salida (α_0) es el ángulo entre el vector de velocidad de salida (V_0) y la horizontal. Como V_0 es la resultante entre los vectores de velocidad vertical de salida (V_{V0}) y el de velocidad horizontal de salida (V_{H0}), cuando aumente V_{V0} aumentará α_0 (figura B), y cuando aumente V_{H0} , disminuirá α_0 (figura C).

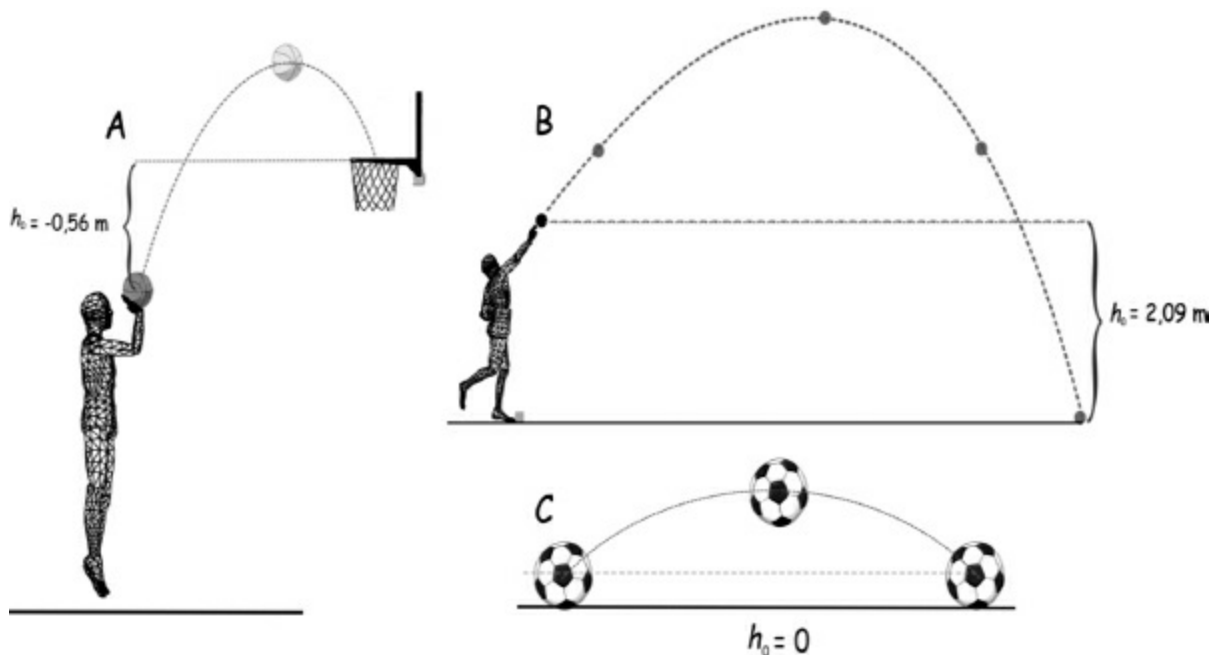


Figura 15. La altura de salida (h_0) es la diferencia de alturas del centro de gravedad entre el lugar de salida y el de llegada. Si se parte desde más abajo de la altura de llegada h_0 , será negativa, como por ejemplo, un lanzamiento a canasta (figura A). Si se parte a la misma altura que se llega h_0 , será 0, como, por ejemplo, un chute (figura C). Finalmente, si se parte más arriba de la altura de llegada h_0 , tendrá un valor positivo, como, por ejemplo, en lanzamiento de peso (figura B).

8.2. Los ángulos de salida y llegada son iguales

El ángulo de llegada (β) es el que se forma en el último momento del vuelo, entre la trayectoria del centro de gravedad y la horizontal, o, lo que es lo mismo, entre el vector de velocidad final y la horizontal. El ángulo de salida será igual al ángulo de llegada ($\alpha_0 = \beta$) siempre que no se tenga en cuenta la resistencia del aire (o cuando ésta sea despreciable) y siempre que el cuerpo llegue a la misma altura de la que partió ($h_0 = 0$) (figura 17). Si se llega más abajo de donde se partió, aumentará, y si se llega más arriba, disminuirá, respecto de α_0 .

Cuanto más importante sea **la resistencia del aire**, tanto mayor será. El caso extremo se produce cuando la resistencia del aire llega a frenar totalmente la velocidad horizontal de avance del cuerpo, como sucede a veces con los volantes de bádmiton y con las indiacas (figura 18). En estos casos, β será 90° , y si quisiéramos que estos cuerpos llegaran en horizontal lo más

lejos posible, deberían ser lanzados o golpeados con ángulos de salida bastante inferiores a 45° .

En los movimientos parabólicos, si no se dice lo contrario, al presuponer el caso ideal de que no existe resistencia del aire, se da por hecho **que la velocidad horizontal se mantendrá** constante a lo largo del vuelo. Las trayectorias realizadas en estos movimientos (parábolas) son fruto de esta característica, junto a la del cambio de velocidad vertical por la acción de la aceleración de la gravedad (figura 19).

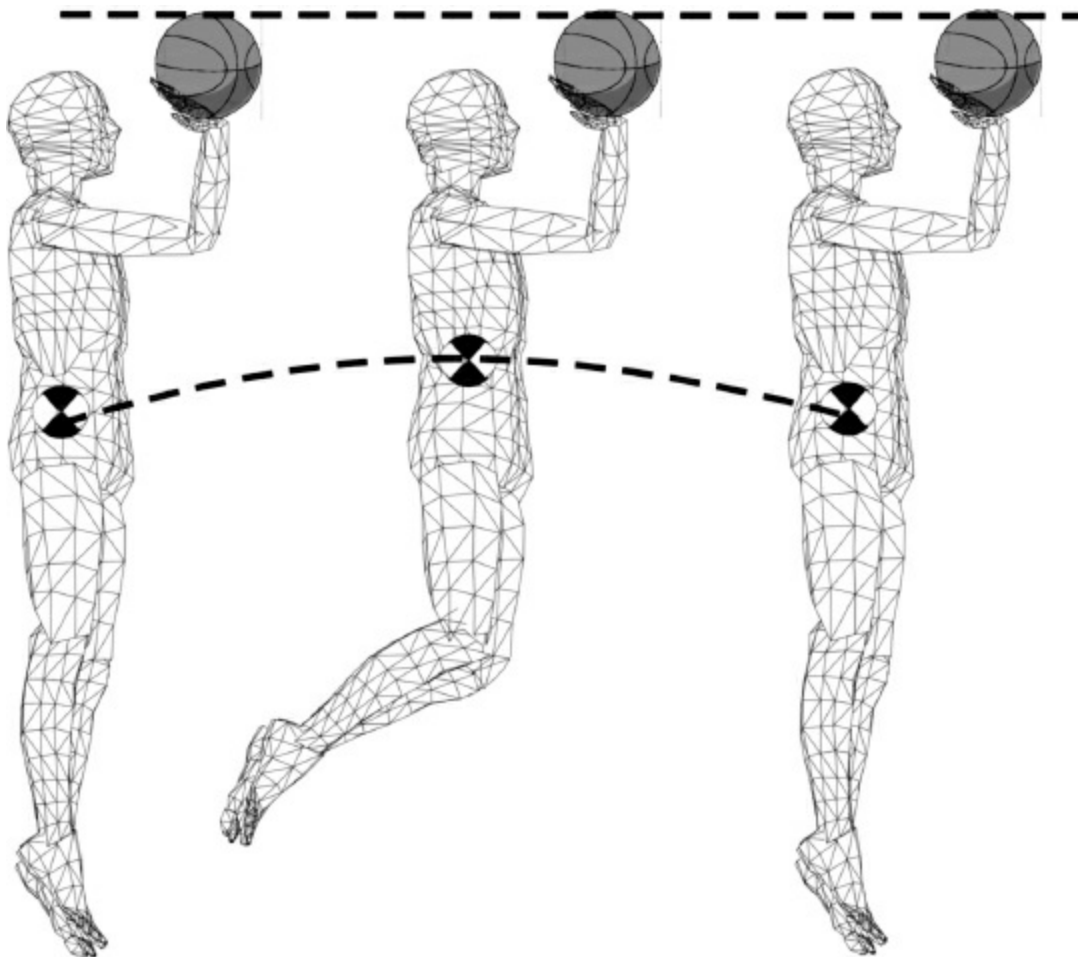


Figura 16. Durante la parábola que describe el centro de gravedad de una persona en el vuelo se puede conseguir que algunas partes del cuerpo permanezcan a la misma altura durante cierto tiempo.

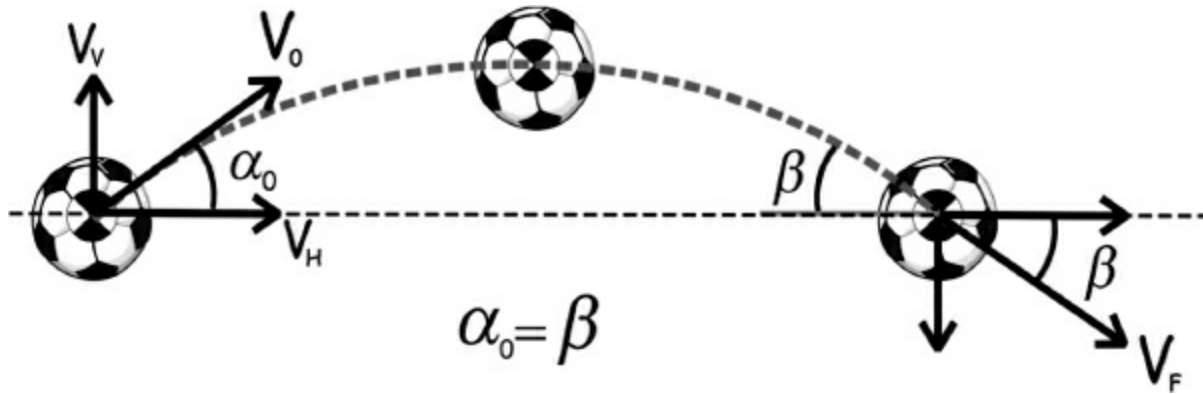


Figura 17. El ángulo de llegada (β) es igual que el de salida (α_0) si no influye la resistencia del aire y se llega a la misma altura de la que se parte ($h_0 = 0$).

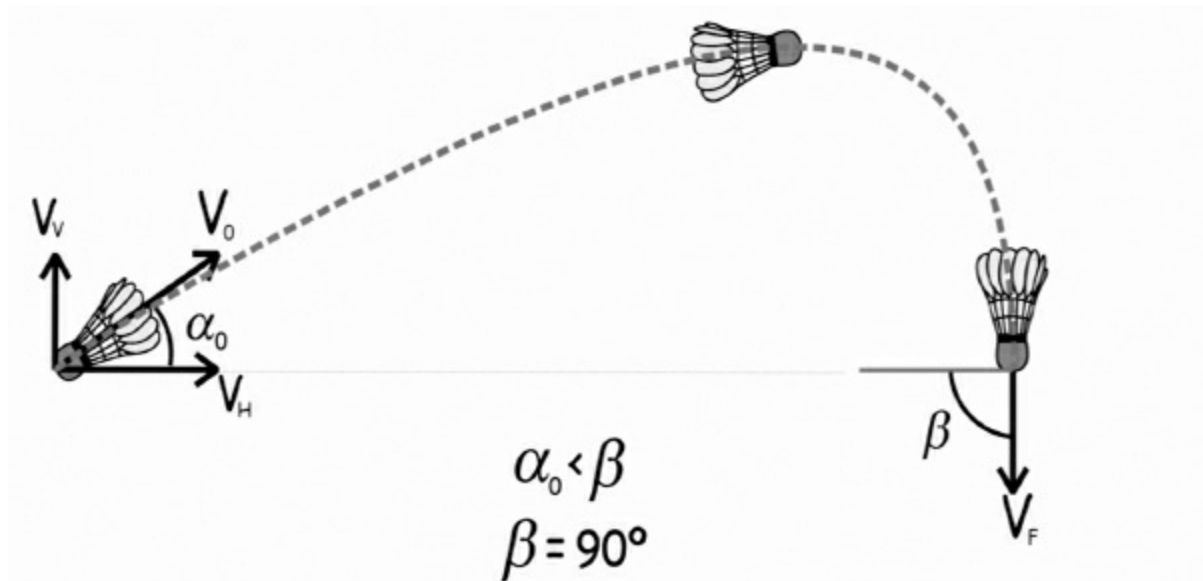


Figura 18. Cuando la resistencia del aire interviene de forma importante, como por ejemplo en el vuelo de los volantes de badminton y las indiacas, la velocidad horizontal se frenará mucho durante el vuelo. Si se pierde toda la velocidad horizontal de vuelo, el ángulo de llegada (β) será de 90° .

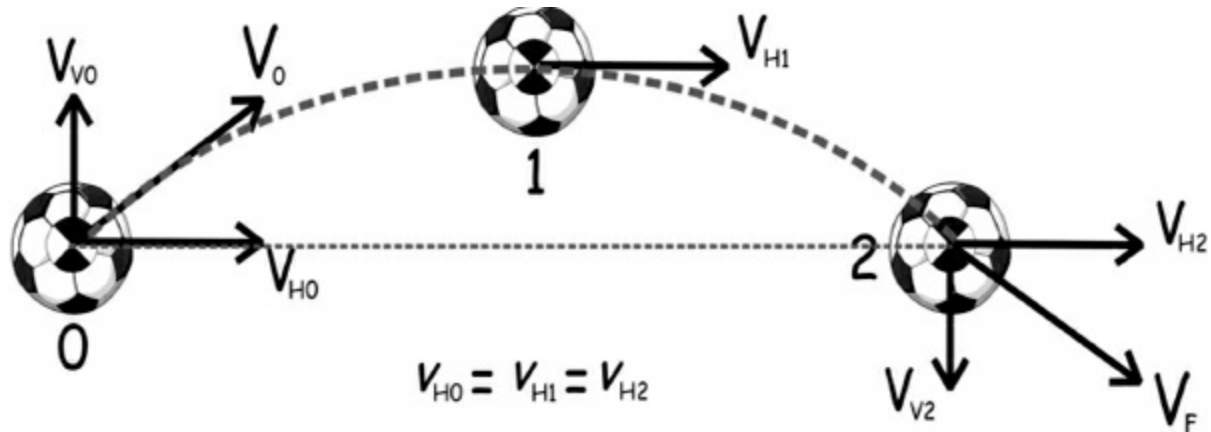


Figura 19. En las parábolas ideales, sin tener en cuenta la resistencia del aire, se conserva constante la velocidad horizontal (v_h) durante todo el vuelo y la única que varía es la vertical (v_v).

8.3. La mayor distancia cubierta en horizontal se logra con 45°

Si la resistencia del aire no es importante, o no se tiene en cuenta, y además $h_0 = 0$, la mayor distancia cubierta en horizontal durante el vuelo se logrará con $\alpha_0 = 45^\circ$. Con otros ángulos (superiores e inferiores a 45°) se conseguirán distancias menores, que además serán iguales entre **ángulos complementarios**. Así, con α_0 de 40° y de 50° se conseguirá la misma distancia (que será menor que con 45°), y lo mismo pasará con 30° y 60° , o con 20° y 70° .

Cuando queramos lograr la máxima distancia en horizontal, con h_0 negativo, α_0 deberá ser mayor de 45° . Y a la inversa, si queremos lograr la máxima distancia con h_0 positivo, deberemos lograr ángulos de salida menores de 45° , como por ejemplo sucede en **el lanzamiento de peso**. En este caso (h_0 positivo) el ángulo óptimo de salida para que el peso llegue lo más lejos posible variará en función del valor de h_0 y de v_0 . Así, siendo siempre menor de 45° , el ángulo óptimo aumentará cuanto mayor sea la velocidad de salida y disminuirá cuanto mayor sea la altura desde la que se libera (figura 20).

PUNTO CLAVE

Para lograr llegar lo más lejos posible en horizontal si se parte de la misma altura a la que se llega ($h_0 = 0$), deberemos usar un α_0 de 45° . Si llegáramos más bajo, deberemos usar ángulos menores de 45° , mientras que si llegamos más alto deberemos usar ángulos mayores de 45° .

8.4. Se puede analizar el movimiento en el eje vertical independientemente del avance en el eje horizontal

Es parecido a lo que decíamos en los movimientos de caída libre respecto a que el posible movimiento de avance en horizontal no influía en el movimiento vertical, y por ello ambos movimientos podían ser estudiados independientemente. Los movimientos parabólicos se pueden estudiar analizando por separado el movimiento en vertical y el horizontal. En este caso se cumplirán todas las diferentes características que se han mencionado de los movimientos de caída libre. De esta manera sucederá que **si apuntamos** con una piedra o un tirachinas, **en dirección de impacto**, a un globo colgado a cierta distancia de nosotros, y en el instante del inicio del vuelo de la piedra o china se suelta el globo, siempre habrá colisión ([figura 21](#)). Solo podría darse el caso de no colisionar en el supuesto de que el objeto que lanzamos, o el globo que soltamos, encontraran el suelo antes del impacto. Pero aun así, si el suelo estuviera más abajo colisionarían. La colisión entre la china y el globo es debida a la dirección de impacto del lanzamiento y a que, a partir de ahí, ambos inician la fase de vuelo en el mismo instante. Y por tanto, la acción de la gravedad se mantendrá durante el mismo tiempo afectando los cambios en la velocidad vertical de ambos. En la página de *applets* de física que hay en la bibliografía de este capítulo se puede observar la simulación de este efecto (Jones y Childers, 2010) en el apartado de movimiento de proyectil (cañón). En él, aparecen 2 cañones, uno de los cuales siempre está en el suelo y el otro a una altura que se puede cambiar. Ambos cañones, que se pueden mover en el eje horizontal, siempre están en dirección de impacto, y además, al dar al botón de inicio lanzan sus bolas al mismo tiempo. Se puede también cambiar la velocidad de salida de cada cañón. Así bastará poner velocidad de salida 0 del cañón superior para observar el fenómeno tal como se ha descrito en el caso del globo y la china.

8.5. Los ángulos óptimos de salida en física no son los

mismos que en biomecánica

Los saltadores de longitud batían con **ángulos muy bajos** (en torno a 22°), y según la diferencia de alturas entre la posición del centro de gravedad al iniciar el vuelo y al final del salto (h_0), el ángulo óptimo para llegar lo más lejos posible debería estar en torno a 43° . ¿A qué es debido esta diferencia entre el ángulo de salida que emplean los saltadores y el óptimo desde un punto de vista físico? El ángulo de salida depende del valor de las velocidades vertical y horizontal del centro de gravedad en el instante en el que el saltador despega del suelo. De esta manera, si la velocidad vertical se mantuviera y aumentara la horizontal, el ángulo de salida disminuiría, y a la inversa, si se mantuviera la horizontal y aumentara la vertical, el ángulo aumentaría (figura 14). Puesto que el saltador tiene prácticamente toda la carrera de aproximación para ganar velocidad horizontal (menos los dos últimos apoyos) y simplemente al final de esta carrera es cuando puede ganar velocidad vertical, resulta que la primera será bastante mayor que la segunda y por ello el ángulo de despegue será muy bajo. Dicho de otra forma, sería fácil al batir llegar con menor velocidad horizontal (frenándola), con lo que obtendríamos un ángulo de salida cercano a 43° , pero de esta forma se conseguiría menor distancia en el salto y no compensaría haber batido con el ángulo óptimo. En un salto de longitud de 8,90 m, Mike Powell batió con un ángulo de salida de 24° y el español Yago Lamela también ha realizado saltos batiendo con 24° . Se considera que estos ángulos más elevados los consiguen **saltadores con buena técnica**, que les permite despegar del suelo con elevadas velocidades verticales en relación con las horizontales. En cambio, muchos de los buenos velocistas, que llegan a competir con buenos resultados en las pruebas de salto de longitud, suelen batir con elevadas velocidades horizontales y limitadas velocidades verticales, lo que les lleva a presentar pequeños ángulos de salida. Así, Carl Lewis, por ejemplo, batía frecuentemente con 18° , como se explica en el artículo “La velocidad sin control no basta para ganar” de la bibliografía de este capítulo (Aguado, 2003).

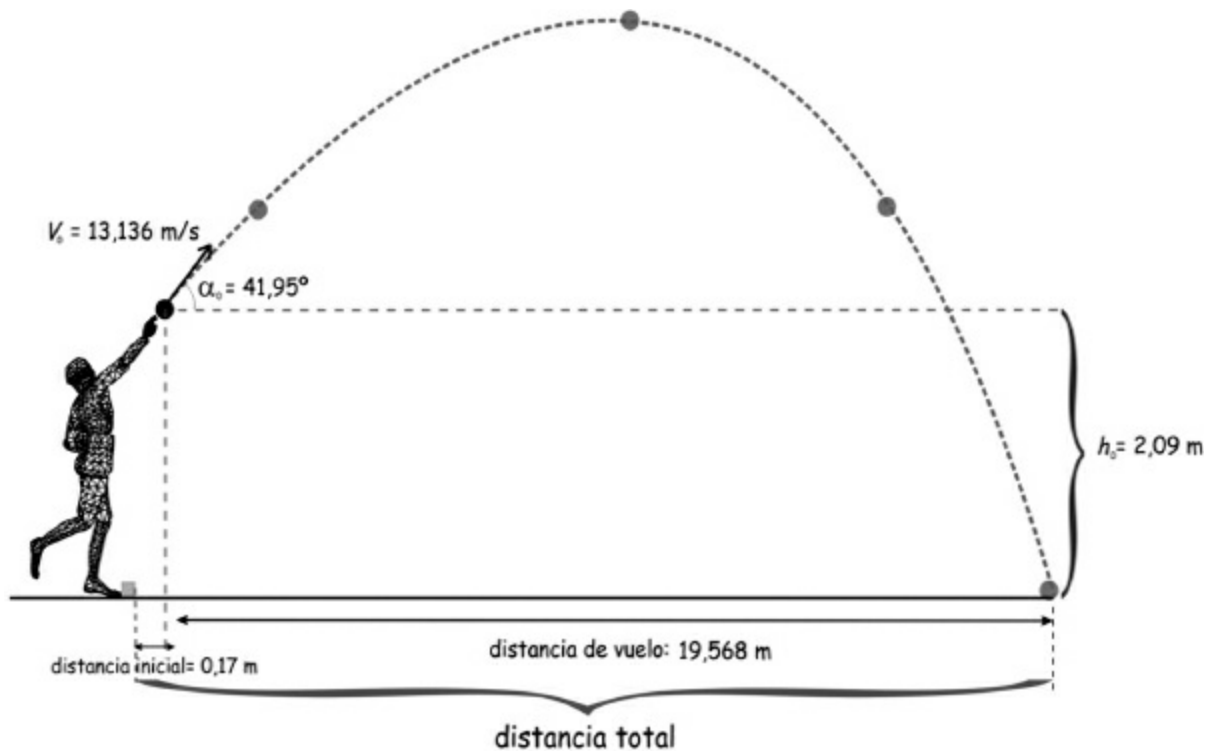


Figura 20. Los ángulos óptimos de salida ($\alpha_0 \text{ opt}$) para llegar lo más lejos posible serán inferiores a 45° cuando la altura de salida sea positiva. En estos casos, siendo los $\alpha_0 \text{ opt}$ siempre inferiores a 45° , aumentarán si aumenta la velocidad de salida (v_0) y disminuirán si aumenta la altura de salida (h_0). Esto sucede, por ejemplo, en lanzamiento de peso. Lanzando con una v_0 de $13,136 \text{ m/s}$ y una h_0 de $2,09 \text{ m}$, el $\alpha_0 \text{ opt}$ será de $41,95^\circ$ y se cubrirá una distancia de vuelo de $19,568 \text{ m}$.

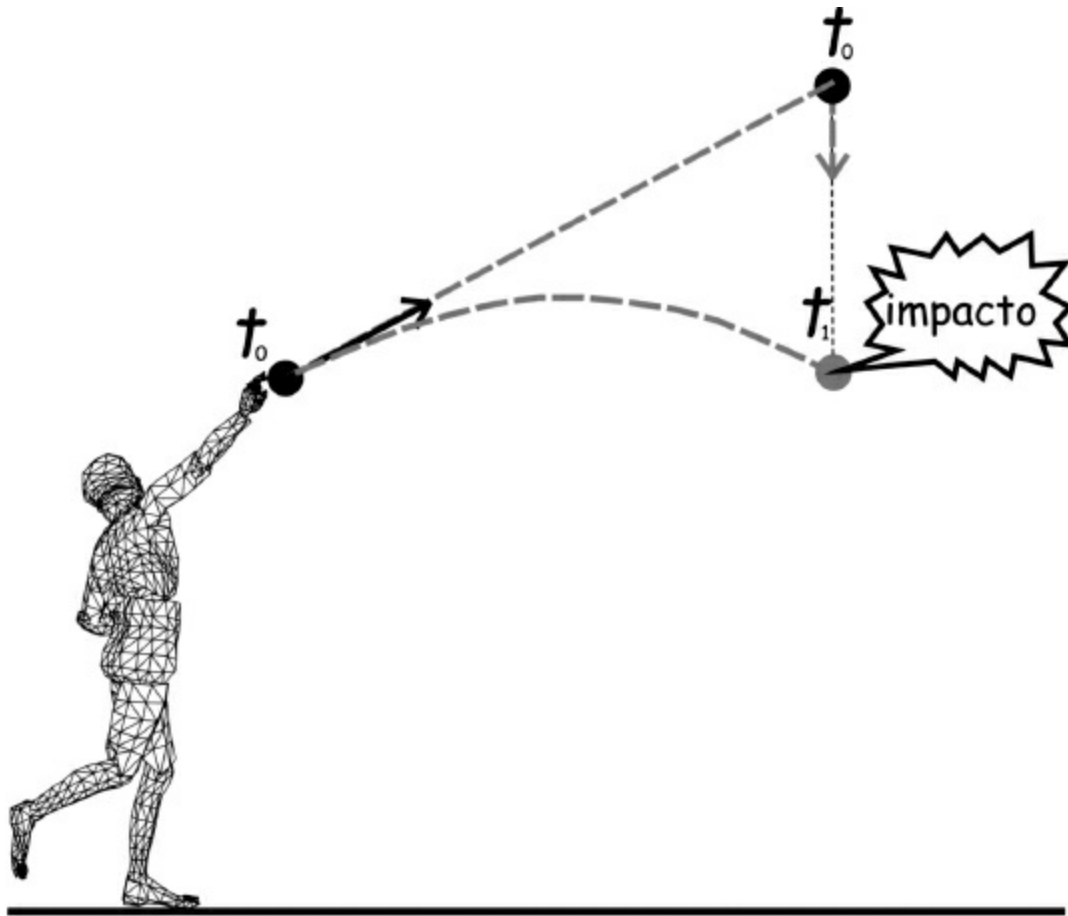


Figura 21. Si se lanza un cuerpo en dirección de impacto hacia otro que se suelta en el mismo instante que el primero inicia el vuelo, ambos cuerpos impactarán salvo que encuentren el suelo antes.

PUNTO CLAVE

Los saltadores de longitud no pueden fiarse de los ángulos óptimos de la física para llegar lo más lejos posible. Si quisieran usar estos ángulos perderían mucha velocidad horizontal y saltarían menos.

En biomecánica deportiva se considera que cuando lo más importante de un lanzamiento o salto sea llegar lo más lejos posible, la variable más importante es **la velocidad de salida**. Se puede, por ejemplo, simular en un lanzamiento de peso ya realizado qué pasaría modificando en un mismo porcentaje cada una de las variables de salida, para ver cuál de ellas tiene más repercusión en la distancia lograda. Así, en el lanzamiento de peso de Manuel

Martínez con el que ganó el Campeonato de España de Atletismo de 1996 (con 19,220 m de distancia de vuelo) (Aguado et al., 1997), tuvo una altura de liberación de 2,09 m, que si se hubiera incrementado un 5% le hubiera hecho alcanzar 19,330 m de vuelo. Incrementando en el mismo porcentaje el ángulo de salida (que fue de 35,9°) hubiera alcanzado 19,304 m. Incluso si Manolo Martínez hubiera lanzado con el ángulo óptimo de liberación (41,95°), hubiera conseguido 19,568 m, que es una distancia menor a la que hubiera obtenido de incrementar un 5% la velocidad de salida (que fue de 13,21 m/s), ya que en este último caso hubiera logrado 20,961 m (tabla 1). Por ello, en biomecánica, cuando la distancia lograda es lo que cuenta, se dice que cualquier mejora en la técnica que conlleve una pérdida de velocidad de salida no será en realidad una mejora, ya que redundará (por mucho que se incremente la altura o se acerque el ángulo al óptimo) en una disminución de la distancia cubierta.

Tabla 1. Simulación de la variación de la distancia de vuelo del lanzamiento ganador de Manuel Martínez del Campeonato de España de Atletismo de Málaga de 1996, al incrementar un 5% la altura de salida (h_0), el ángulo de salida (α_0) y la velocidad de salida (v_0). También se simula lo que se hubiera incrementado la distancia de vuelo de haber lanzado con el ángulo óptimo (α_{opt}).

	Altura (m)	Velocidad (m/s)	Ángulo (°)	Distancia de vuelo (m)
Lanzamiento real	2,09	13,136	35,9	19,220
Incrementando un 5% h_0	2,194	13,136	35,9	19,330
Incrementando un 5% α_0	2,09	13,136	37,69	19,304
Lanzando con $\alpha_{0\ opt}$	2,09	13,136	41,95	19,568
Incrementando un 5% v_0	2,09	13,793	35,9	20,961

James Hay (1993), en el libro *Biomechanics of Sports Techniques*, que aparece en la bibliografía, presenta varios ejemplos de cómo **las variables de salida** de lanzamientos, saltos y golpes en diferentes deportes permiten identificar las ejecuciones realizadas por deportistas experimentados frente a las de nivel medio y de los principiantes. Esto es así porque se conocen cuáles son los valores ideales que se debería lograr y también se sabe cuáles

son los valores que presentan los que se inician en el deporte y la forma de irlos mejorando mediante el perfeccionamiento de la técnica del lanzamiento, salto o golpeo.

9. MOVIMIENTOS PENDULARES

Los movimientos pendulares son aquellos en los que un cuerpo está unido mediante un cable a un punto fijo, situado a cierta distancia horizontal de él. El cuerpo se deja caer y se moverá con trayectoria angular, hacia un lado y hacia el otro del punto fijo de anclaje, por la acción de la gravedad. Los movimientos pendulares ideales se consideran en una hipotética atmósfera sin aire y además se parte del supuesto de la no existencia de rozamiento en el punto de anclaje del cable. En física, a los cuerpos que describen movimientos pendulares se les llama **péndulos**. Así, en los casos ideales, una vez dejado caer o soltado el péndulo, ganará velocidad hasta llegar al punto más bajo del recorrido. Posteriormente perderá progresivamente velocidad hasta llegar a la misma altura a la que fue soltado, pero en el lado contrario. Y ese movimiento lo seguiría haciendo indefinidamente, mientras no lo paremos. En las situaciones reales no existe el movimiento continuo debido a la resistencia del aire y al rozamiento en el punto de anclaje. Por ello, el péndulo irá perdiendo amplitud hasta finalmente parar. Las figuras decorativas de péndulos que no paran nunca una vez puestos en movimiento se explican siempre por un mecanismo que requiere de una pila para funcionar.

Hay pocas aplicaciones de los movimientos pendulares a las actividades físicas y deportes. En los casos de **saltos de puenting**, existe un cuerpo (la persona que salta) que está unida mediante una cuerda, que pasa por debajo del puente, a un punto fijo en el otro extremo del puente. Pero la cuerda, aunque se tensa antes de iniciar el salto, envuelve por debajo el puente y un cierto grosor de vigas y estructuras del puente que provocarán varias fases en la caída. Siempre hay una **primera fase de caída libre** y posteriormente una o dos fases de movimiento pendular con diferentes radios ([figura 22](#)).

10. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

En este apartado se van a comentar dos métodos diferentes para medir **la altura de saltos verticales** y variadas mediciones de tiempo en diferentes

actividades físicas y deportivas. Ambos parten de conocer el tiempo total de vuelo y a partir de él obtener la altura que cubriría en vertical el centro de gravedad, desde el instante de despegue del suelo hasta el punto más alto del vuelo. La fórmula usada ($h = 1,226 \cdot t_v^2$) es la que ya se ha comentado en este capítulo dentro del apartado de características de los movimientos de caída libre. El interés de este tipo de medidas radica en que el salto es uno de los movimientos más presentes en muchos deportes y actividades físicas. Además, es frecuentemente usado para la medición de la fuerza explosiva de extensión de las extremidades inferiores, tanto por no requerir de un aprendizaje complejo (basta con una sencilla sesión de familiarización), como por la rapidez en realizar los test y también por poderse hacer con instrumentación relativamente sencilla.

10.1. Plataformas de contactos

Si se une una placa, o alfombra, o pulsador, que diferencien el contacto del no contacto, a un cronómetro, se pueden calcular muchas variables temporales de interés en la actividad física y los deportes. Por ejemplo, en la marcha, se pueden contar las duraciones de los apoyos, de los no apoyos y las fases de doble apoyo. En la carrera se pueden contar los tiempos de las fases de vuelo y los apoyos. Cuando este pulsador no es una pequeña zona de contacto sino una superficie suficientemente amplia, hablamos de plataformas de contacto (en inglés *Timing Mat* o *Jump Mat*). Tanto los pulsadores como las plataformas de contacto pueden ser autofabricados mediante elementos de construcción baratos y sencillos.

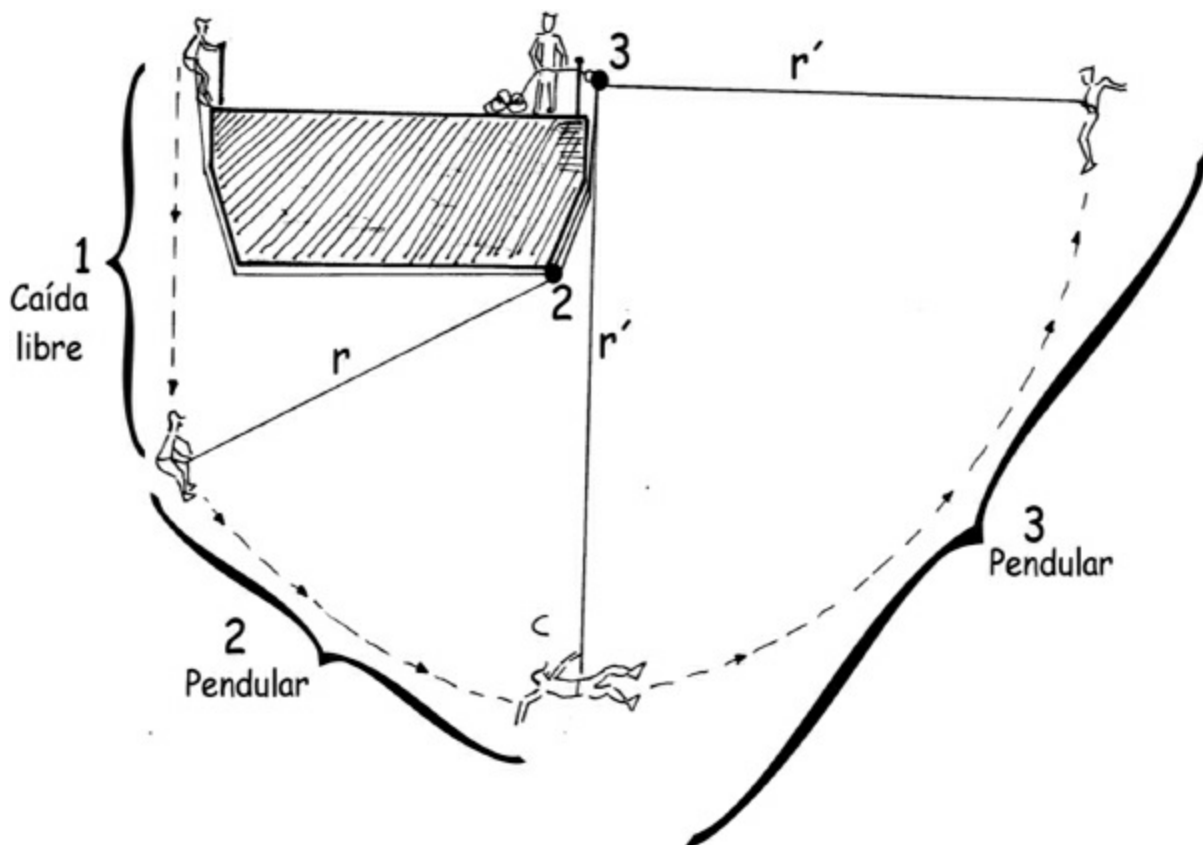


Figura 22. En el salto de puenting se produce una primera fase de caída libre y posteriormente, cuando la cuerda empieza a tirar, se produce un movimiento pendular, que puede variar el radio hasta el eje de giro más de una vez. El dibujo es de Xavier

En la bibliografía del capítulo se incluye la página web de Chronojump (De Blas, 2011), que es un sistema de *hardware* abierto y *software* libre, para medir, gestionar y realizar estadísticas de test de corta duración. El sistema, creado por Xavier De Blas, profesor de biomecánica de la Universitat Ramon Llull, permite realizar diferentes tipos de test y medidas de la actividad física, como, por ejemplo, las comentadas de los saltos y carrera, pero también otros, como medidas de tiempo de reacción o pulsos, tanto con las manos, como con los pies. Tiene una parte de **software libre**, con código fuente visible y modificable. Está traducido de momento a 20 idiomas y se distribuye gratuitamente desde la página web que aparece en la bibliografía. Permite no sólo la valoración de las medidas tomadas, funcionando en tiempo real, por ejemplo mientras se hace un test de saltos continuos (*repeat jump*). También realiza estadísticas, comparando entre test o entre sesiones, y permite comparar con resultados recopilados por entrenadores y profesores de educación física, mediante un servidor que recoge y muestra datos

procedentes de diferentes usuarios. Por otro lado, tiene la parte de **hardware abierto**, consistente en el pequeño y barato dispositivo que consigue conectar la plataforma de contactos al puerto USB del ordenador (Chronopic). Finalmente, para poder realizar las mediciones se necesitará el dispositivo de medida, **una plataforma de contactos**, que se puede autofabricar siguiendo también instrucciones de la página web, aunque también podría acoplarse a plataformas ya existentes en el mercado o encargarse su fabricación a una casa comercial. Por otro lado, el sistema *Chrono jump* también podría conectarse a **un pulsador** colocado en el suelo, o en diferentes lugares dentro del calzado, o sobre una mesa para la realización de tareas manuales. A medio plazo este sistema permitirá también el análisis automático de secuencias de vídeo de saltos, con reconocimiento de puntos anatómicos para la medición de ángulos de la extremidad inferior.

PUNTO CLAVE

Construir una plataforma de contactos es sencillo y se puede usar conectada a un ordenador y *software* libre para medir la altura de los saltos verticales en la realización de test de fuerza explosiva.

10.2.Cámaras de vídeo

Para estudiar el movimiento se pueden colocar sensores al móvil o lograr que éste deje huella o un rastro en algún formato. Si se colocan sensores, es difícil lograr una total libertad de movimientos, y además tampoco es posible hacerlo en numerosas situaciones reales de competición, por entrar en conflicto con los reglamentos deportivos. Los rastros del movimiento más sencillos de obtener serían precisamente las huellas de los apoyos o de los neumáticos que se dejan en el suelo, mediante manchas de tinta, de humedad, de polvo, o incluso colocando previamente un pasillo de papel de aluminio (del usado en cocina) para que queden marcadas las huellas. Pero todos estos procedimientos en sí mismos no permiten obtener más que la orientación de las huellas, su recorrido, la amplitud de los pasos, y si se combinan con un cronómetro, también podremos obtener la frecuencia de pasos y la velocidad media del desplazamiento.

Desde la invención de la fotografía, posteriormente el cine, el vídeo

analógico y actualmente el vídeo digital, disponemos de soportes excelentes en los que el movimiento deja rastro. Se pueden ver las posiciones sucesivas que adoptan los cuerpos instante a instante y sus desplazamientos. También las velocidades y las aceleraciones. Todo esto se puede conseguir simplemente grabando, sin necesidad de colocar nada encima del móvil, pues lo que se analizará no será directamente la persona o el implemento deportivo, sino un soporte, hoy en día digital, con todas las ventajas que ello supone. Una vez grabada la secuencia de vídeo, podremos escoger fotogramas seleccionados en los que marcar puntos, con los que hacer las medidas de cinemática. Los puntos los marcaremos ya sea con el ratón del ordenador, o incluso con una hoja de acetato transparente, colocada encima del monitor o pared en la que se proyecta la imagen. Por ejemplo, el ángulo de salida de un movimiento parabólico ([figura 22](#)) y también el ángulo de una determinada articulación serán muy fáciles de medir con esta técnica, incluso sin recurrir a ningún *software*, simplemente midiendo con un transportador sobre una hoja de acetato. Otra opción es usar un programa gratuito de licencia general pública como Kinovea [25/10/2011] que nos facilitará mucho el análisis con sus variadas herramientas.

Como se ha comentado, mediante el vídeo se pueden medir tiempos. Para ello habrá que **seleccionar los eventos** entre los que se quiere medir el tiempo. Estos eventos pueden estar relacionados con el medio en que se realiza la actividad, como por ejemplo inicio y final del **contacto con el suelo**, o de la fase de la brazada en la que la mano se mueve dentro del agua. También en relación con el material deportivo, como, por ejemplo, desde el primer instante de vuelo al soltar un balón de la mano. También con relaciones articulares, como por ejemplo, entre los instantes de mínima y máxima flexión o pronación. También instantes representativos del movimiento, como por ejemplo desde el de la máxima altura de vuelo. Finalmente, se pueden usar marcas y señalizaciones del terreno deportivo o añadidas sobre el suelo, como por ejemplo la línea de salida y otras referencias dibujadas sobre el tartán, en una carrera de 100 m, con las que se pueden medir tiempos en recorrer diferentes tramos de la carrera.

La ventaja de usar una **cámara de vídeo doméstica**, por ejemplo, para evaluar la capacidad de salto de todo un grupo de alumnos de una clase o un grupo de atletas de entrenamiento es que se requiere muy poco tiempo para la toma de los datos. Bastará con enfocar el plano por donde, uno a uno, irán pasando todos los que realizarán el test. Las personas participantes se pararán

en la zona marcada, realizarán el salto siguiendo los protocolos que se hayan establecido previamente y seguirán caminando después hacia delante. En otro día diferente, ya sin perder tiempo de práctica física o de entrenamiento se hará el análisis. Puede ser en una sala de informática del instituto, colegio, club o en la misma casa, cada alumno o atleta. Cada uno analizará sus test y podrá, además, rellenar una planilla en la que se recoja la valoración cualitativa de la técnica de salto empleada. Para conocer la altura del salto bastará con calcular el tiempo total de vuelo, como se ha explicado previamente, e introducirlo en la fórmula ($h = 1.226 \cdot t_v^2$). Igual que se ha explicado con el ejemplo de la pelota que se dejaba caer desde la mesa, se deberá escoger un criterio complementario en el primero y último campos o imágenes seleccionados. Así, se contará el tiempo transcurrido desde el primer fotograma de vuelo hasta el primero de tocar el suelo o entre el último de contacto con el suelo, en la batida, hasta el último de vuelo, antes de caer al suelo.

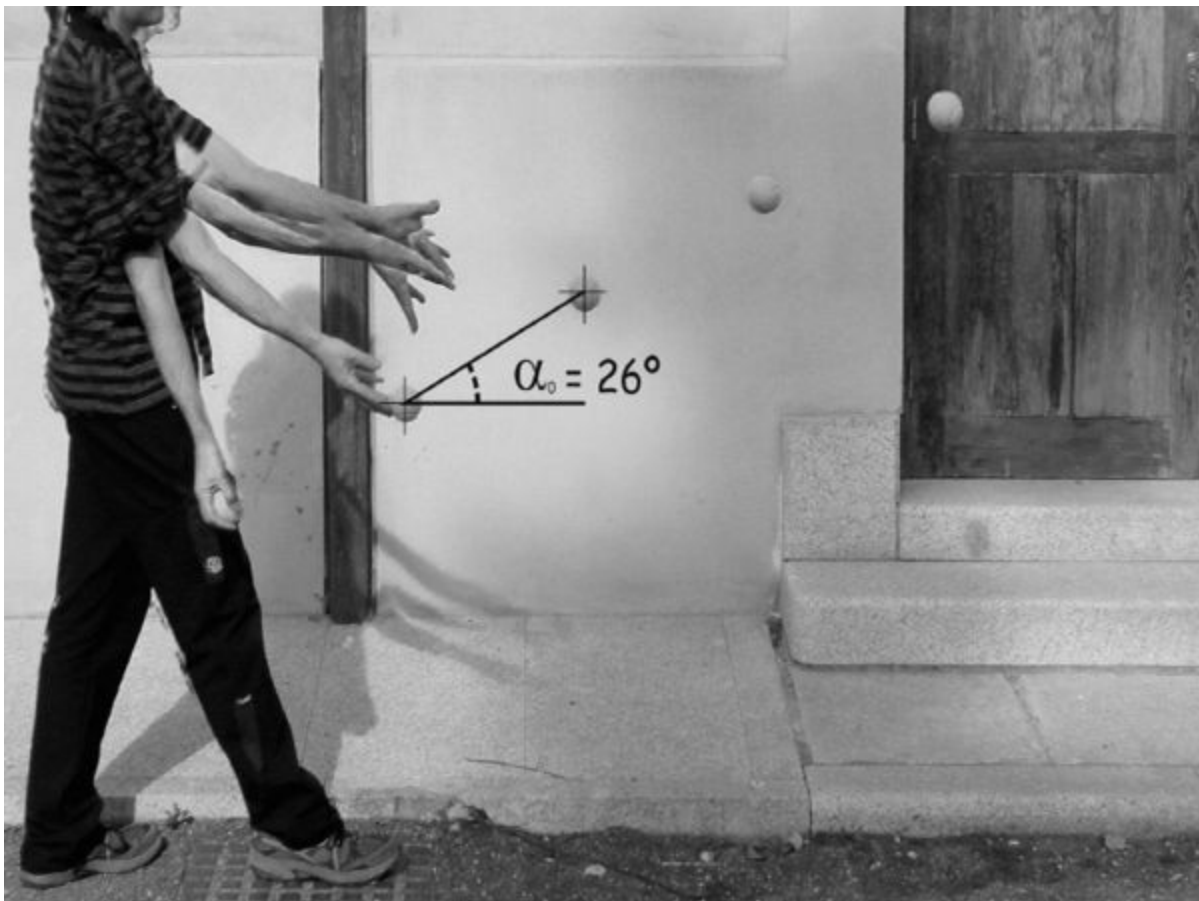


Figura 23. Fotografía cronocíclica del lanzamiento de una pelota sobre la que se ha medido

el ángulo de salida (α_0).

PUNTO CLAVE

El vídeo digital es un buen sistema para hacer análisis cinemáticos, y podemos ayudarnos de *software* gratuito para realizar estudios.

PARA SABER MÁS

En la bibliografía se han incluido tres **libros genéricos** de biomecánica deportiva (Knudson, 2007; Hay, 1993, y Aguado, 1993) y tres **artículos divulgativos** (Aguado, 2006, 2003 y 1997) de movimientos parabólicos en el baloncesto, salto de longitud y lanzamiento de peso. Por otro lado, se han seleccionado varias páginas web. Una de ellas versa sobre la construcción de una plataforma de contactos y de acceso al *software* libre para medir alturas de salto y tiempos en diferentes actividades (De Blas, 2011). En otra de ellas (TependSports, 2011) se dan explicaciones de diferentes test de salto y se muestran varios instrumentos para medir alturas de saltos verticales, ya sea con plataformas de contactos, como con sistemas de varillas móviles (tipo Vertec) y otros. Se muestra también una página con un programa interactivo de cálculo y gráficos de cinemática (López Elvira, 2011). Finalmente, la página web ya comentada, de Jones y Childers (2011), de *applets* con demostraciones y explicaciones de diferentes conceptos de física, tratados de forma entretenida, que sin descargarlos, se ejecutan desde la propia página en tiempo real. Mediante gráficos interactivos, en los que se permite modificar las condiciones de partida, se pueden entender de forma práctica los conceptos de física, siempre con la ayuda del texto que viene acompañando estos programas. En esta página se encuentran *applets* tanto de movimientos parabólicos, como de cinemática lineal y angular. Por otro lado se recomienda hacerse con otros programas de cinemática que se pueden conseguir gratuitamente por Internet. Por ejemplo, si se introduce en cualquier buscador el término “Simulador de tiro parabólico” se puede encontrar fácilmente varios programas que calculan trayectorias, ángulos óptimos, distancias recorridas, tiempos de vuelo y otras variables de los movimientos parabólicos.

BIBLIOGRAFÍA

- Aguado, X. (1993) *Eficacia y técnica deportivas. Análisis del movimiento humano*. INDE, Barcelona.
- Aguado, X., Izquierdo, M., González, J.L., López, J.L., Burón, C. (1997) Análisis biomecánico del lanzamiento de peso: técnica lineal frente a la técnica de rotación. *Revista de Entrenamiento Deportivo* XI(1): 27-32.
- Aguado, X. (2003) *La velocidad sin control no basta para ganar*. Sección de deportes. El País, edición impresa, 29 de agosto, página 50.
- Aguado, X. (2006) *¿Quién desafía a Newton?* Sección de deportes. El País, edición impresa, 31 de agosto, página 66.
- De Blas X. ChronoJump. Página inicial: http://chronojump.org/index_es.html
¿Como construir una plataforma de contactos?:
http://chronojump.org/construction_contact_platform_es.html
[25/10/2011].
- Hay J. (1993) *Biomechanics of Sports Techniques*. Prentice Hall, New Jersey.
- Kinovea. Kinovea Motion Tuner. <http://www.kinovea.org/en/> [25/10/2011].
- Knudson D. (2007) *Fundamentals of Biomechanics*. Springer, New York.
- Jones E., Childers R. *Contemporary College Physics on the web. On Line Library*. <http://www.mhhe.com/physsci/physical/jones/onlibr.mhtml>
[25/10/2011].
- López Elvira J.L. Programas de cinemática. En: Tema 6. *Tipos de movimientos*.
<http://www.uclm.es/profesorado/xaguado/ASIGNATURAS/BMD/4-Apuntes/Apuntes2.htm> [25/10/2011].
- TopendSports. Vertical Jump. En: *Fitness Testing*.
<http://www.topendsports.com/testing/tests/vertjump.htm> [25/10/2011].

EQUILIBRIO Y ESTABILIDAD DEL CUERPO HUMANO

5

Dr. García-López, J. y Dr. Rodríguez-Marroyo, J.A.

Departamento de Educación Física y Deportiva.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad de León

RESUMEN

El equilibrio del cuerpo humano es especialmente inestable porque el centro de gravedad se encuentra por encima de la base de sustentación en la mayoría de las actividades de locomoción (bipedestación, marcha, etc.). Existe un gran interés socioeconómico en conocer los factores que afectan la estabilidad del equilibrio, cómo evaluarlos y cómo mejorarlos, especialmente en poblaciones adultas y con discapacidad. Desde un punto de vista biomecánico, estos factores pueden analizarse a través de la estática, existiendo instrumental específico (p. ej., estabilómetros) y registros (p. ej., estabilometrías) que nos permiten realizar una valoración objetiva de la estabilidad del equilibrio. En el presente capítulo se revisan los principales protocolos y consideraciones metodológicas a tener en cuenta para valorar la estabilidad del equilibrio en bipedestación: posición que debe adoptar el sujeto; test que pueden utilizarse para valorar la contribución de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual; duración de los test; etc. Igualmente se analizan los factores que científicamente se ha demostrado que pueden influir en la estabilidad del equilibrio, tales como el deporte practicado, la edad, el sexo, el nivel de actividad física y la fatiga. Finalmente se establece una asociación entre la baja estabilidad del equilibrio y el riesgo de lesión en deportistas de diferentes disciplinas, recopilando varios estudios que proponen rutinas de entrenamiento propioceptivo que han sido efectivas para mejorar la estabilidad y disminuir el riesgo de lesión.

1. INTRODUCCIÓN

En el ámbito de la actividad física y del deporte, el equilibrio es la “*capacidad del hombre de mantener su propio cuerpo u otro cuerpo (u objetos) en una posición controlada y estable, por medio de movimientos compensatorios*”, distinguiéndose entre el equilibrio estático, dinámico y la capacidad de mantener en equilibrio un cuerpo extraño u objeto (Diccionario de las Ciencias del Deporte, 1992). Desde un punto de vista mecánico ([figura 1](#)), la clasificación de Barham (1979) establece que el equilibrio puede ser analizado desde la estática, que es la parte de la dinámica que estudia las fuerzas que lo provocan (p. ej., parámetros de inercia, fuerzas y centro de gravedad, etc.), mientras que el análisis de las fuerzas responsables de que se produzca el movimiento sería función de la cinética (p. ej., fuerzas propulsivas y resistivas durante diferentes actividades), y el estudio del propio movimiento sería parte de la cinemática (p. ej., distancia, ángulo, velocidad, aceleración, etc.). Uniendo ambas definiciones, el principal objetivo de este capítulo es el análisis del equilibrio estático o estática del cuerpo humano, aunque algunos ejemplos de equilibrio dinámico relacionados con los factores mecánicos que lo determinan también serán comentados. De las definiciones anteriores se desprende que existen dos conceptos relacionados con el equilibrio, uno de ellos de carácter absoluto, y el otro, de carácter relativo, que a veces son tratados como sinónimos, pero que tienen diferentes significados (Gutiérrez, 1999). El equilibrio absoluto del cuerpo humano hace referencia a que el sumatorio de fuerzas externas y de momentos de fuerza aplicados sobre él es “cero”, por lo cual, el cuerpo se encuentra o no se encuentra en equilibrio ([figura 2A](#)). El equilibrio relativo o “estabilidad del equilibrio” del cuerpo humano va un paso más allá, y para una misma situación de equilibrio intenta establecer si se tiene más o menos estabilidad ([figura 2B](#)), dependiendo de la magnitud de la fuerza externa necesaria para provocar un desequilibrio.

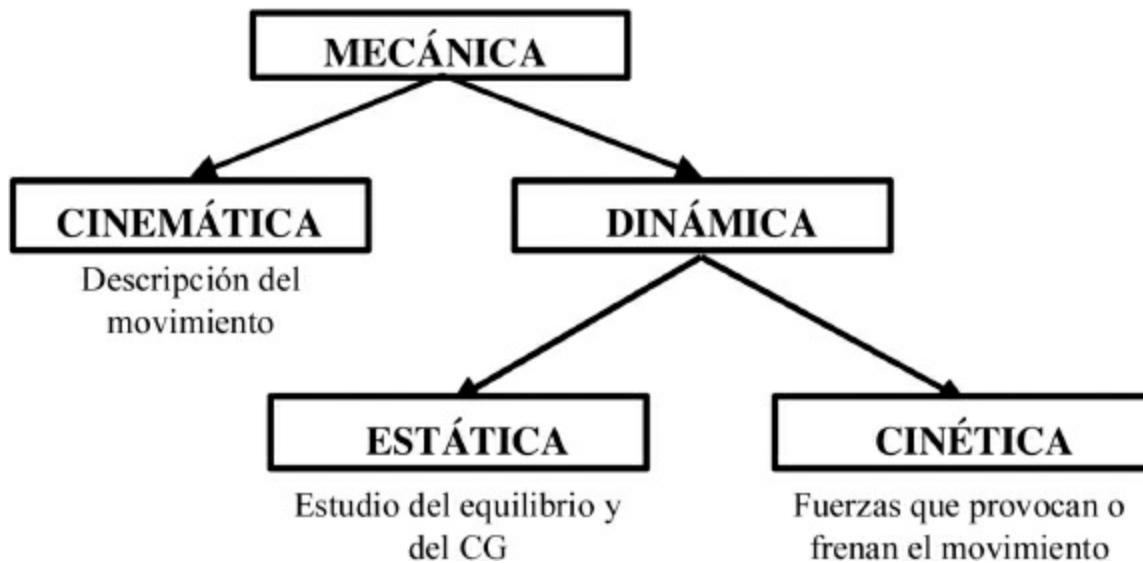


Figura 1. Clasificación de la mecánica (Barham, 1979).



Figura 2A. Representación del concepto de equilibrio absoluto, donde un ciclista se encuentra en equilibrio y el otro no (A). Representación del concepto de equilibrio relativo en el que un grupo de alumnos realiza un equilibrio de poca estabilidad, donde cualquier pequeña fuerza puede provocar un desequilibrio (B).

La mayoría de los textos de biomecánica clasifican el equilibrio absoluto en función de la relación establecida entre el centro de gravedad del cuerpo humano (CG o punto donde se aplican las fuerzas de la gravedad) y su base de sustentación (BDS, véase su posterior definición) y/o centro de flotación (centro geométrico del cuerpo humano donde se aplican las fuerzas del aire y del agua). Así se habla de equilibrio inestable cuando una pequeña fuerza perturbadora puede generar la situación de desequilibrio, y esto ocurre

cuando el CG se encuentra encima de la BDS o del centro de flotación (López Elvira, 2008). Son buenos ejemplos de equilibrio inestable la posición bípeda en los humanos y la mayoría de las actividades de locomoción de éstos (marcha, carrera, desplazamiento en bicicleta, etc.), ya que el CG se encuentra encima de la BDS. También son buenos ejemplos otra serie de situaciones físico-deportivas donde el CG se encuentra encima del centro de flotación, como la práctica de surf o la inmersión del cuerpo humano en el agua cabeza abajo ([figura 3A](#)).

Por el contrario, el equilibrio hiperestable es aquel en el que una fuerza de gran magnitud no provoca el desequilibrio del cuerpo u objeto, o si lo hace, al cabo de un tiempo, éste recupera su posición inicial de equilibrio. En este tipo de equilibrio el CG se encuentra debajo de la BDS y/o del centro de flotación. Son buenos ejemplos de equilibrio hiperestable el balanceo de un gimnasta en barra fija ([figura 3B](#)), la inmersión del cuerpo humano en el agua cabeza arriba, la realización de actividades como paracaidismo o parapente, etc.

Por último, el equilibrio indiferente es aquel en el que las fuerzas externas aplicadas no tienen ningún efecto sobre el equilibrio, ya que el CG siempre se encuentra a la misma distancia de la BDS y/o centro de flotación. Las fuerzas aplicadas sobre objetos esféricos como los balones o pelotas, en el agua y en el aire, son un buen ejemplo de equilibrio indiferente ([figura 3C](#)), ya que al cabo de un tiempo, y por muy grande que sea la fuerza aplicada, estos objetos vuelven a tener una posición de equilibrio similar a la que tenían antes de aplicarse la fuerza.

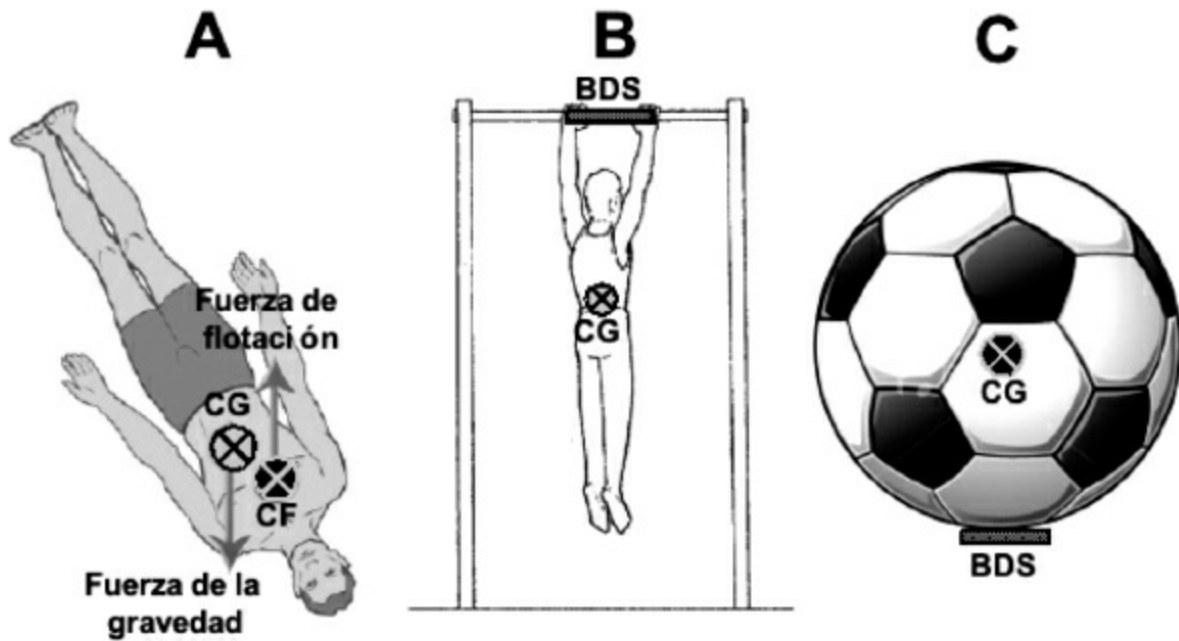


Figura 3. Diferentes tipos de equilibrio en función de la relación entre el centro de gravedad (CG), el centro de flotación (CF) y la base de sustentación (BDS): equilibrio inestable (A), equilibrio hiperestable (B) y equilibrio indiferente (C).

Según lo que se ha comentado, el cuerpo humano en posición bípeda, caminando o corriendo, desplazándose en bicicleta... tiene un equilibrio inestable, que debe ser continuamente reestablecido por su sistema neuromuscular, que es el que en determinadas situaciones establece que se tenga mayor o menor estabilidad (concepto de equilibrio relativo), en función de la conveniencia de las mismas. Por ejemplo, conseguir poca estabilidad del equilibrio apoyándose sobre las puntas de los pies y reduciendo la BDS es beneficioso para un jugador de tenis que resta el servicio del oponente o para un jugador de voleibol que defiende un remate del contrario, ya que generando poca fuerza con sus piernas serán capaces de desplazarse rápidamente hacia diferentes puntos del campo de juego. Sin embargo, conseguir una buena estabilidad del equilibrio en posición bípeda o durante la marcha humana será un elemento crucial para los humanos en su vida cotidiana, ya que la fuerza necesaria para provocar una caída será mayor. Así, en el ámbito de la salud preocupa especialmente valorar y mejorar la estabilidad del equilibrio en estas dos situaciones, ya que en personas de edad avanzada una caída puede tener graves consecuencias (p. ej., fuertes contusiones, fracturas óseas, etc.) que condicionarán su funcionalidad y calidad de vida futura, así como la de las personas que están a su alrededor. Los Gobiernos han percibido que el coste socioeconómico de las caídas en

personas de edad avanzada es muy alto (tiempo dedicado por sus familiares al cuidado de las mismas durante y después de la caída, coste económico de la intervención sanitaria...), y por ello están especialmente interesados en conocer los mecanismos que pueden prevenirlas, como la práctica de actividad física, que ha demostrado ser un factor muy importante para la mejora de la estabilidad del equilibrio.

PUNTO CLAVE

El cuerpo humano en posición bípeda tiene un equilibrio inestable que debe ser continuamente restablecido por su sistema neuromuscular. Una buena estabilidad del equilibrio es un elemento crucial para los humanos en su vida cotidiana. La principal aportación de la biomecánica al equilibrio es que ofrece la posibilidad de valorar la estabilidad del mismo.

2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ESTABILIDAD DEL EQUILIBRIO

Son muchos los factores que influyen en la estabilidad del equilibrio en los humanos. En un intento de agruparlos por áreas de conocimiento, nosotros proponemos una clasificación en la que se distinguen los factores psicológicos y ambientales, aquéllos relacionados con la condición física, los fisiológicos y los mecánicos ([figura 4](#)). Estos últimos serán los que principalmente se desarrollarán en el presente apartado. Sin embargo, más que entender los diferentes factores como compartimentos estancos, debemos ser conscientes de que se encuentran interrelacionados entre sí, y que, por ejemplo, ante una situación inesperada como recibir un empujón, el cuerpo humano conseguirá una mejor estabilidad si se llevan a cabo una serie de procesos relacionados con la calidad de su sistema neuro-muscular (factor fisiológico) que le permitan una rápida adaptación para aumentar la BDS (factor mecánico). Otro ejemplo que ilustra bien la interacción entre estos factores es que, en posición de bipedestación, una misma persona con los mismos factores mecánicos (BDS, etc.) tendrá peor estabilidad del equilibrio en la azotea de un décimo piso que a pie de calle, debido posiblemente a factores psicológicos como el estrés y el miedo que, a su vez, afectan factores fisiológicos como las aferencias vestibulares, visuales y somatosensoriales.

Un último ejemplo íntimamente relacionado con la práctica de actividad física y deporte sería aquel en el que una persona, después de participar en un programa de entrenamiento mediante ejercicios físicos, mejora su estabilidad del equilibrio porque aumenta la calidad de su sistema neuromuscular (factor fisiológico) a la vez que consigue un mejor estado emocional (factor psicológico). Como se verá más adelante, la principal aportación de la biomecánica al equilibrio es que ofrece la posibilidad de valorar la estabilidad del mismo. Para ello habrá que buscar situaciones suficientemente estandarizadas en las que se puedan evaluar de la forma más analítica posible los diferentes factores que pueden influir en él (psicológicos, de condición física, etc.).



Figura 4. Factores que influyen en la estabilidad del equilibrio.

PUNTO CLAVE

La estabilidad del equilibrio depende de una combinación de factores psicológicos y ambientales, de condición física, fisiológicos y mecánicos. Las dimensiones de la base de sustentación y la altura y proyección del centro de gravedad respecto a la misma, entre otros, constituyen los factores mecánicos que afectan la estabilidad del equilibrio.

2.1. Factores mecánicos de la estabilidad del equilibrio

En los humanos, los principales factores mecánicos que determinan la estabilidad del equilibrio son la base de sustentación (BDS), la altura del CG respecto a la BDS y la proyección del CG en la BDS (Gutiérrez, 1999). También existen otra serie de factores mecánicos que pueden ayudar a mejorar la estabilidad del equilibrio, y que se comentarán al final de este apartado.

2.1.1. Base de sustentación (BDS)

Es el polígono delimitado por las aristas que unen los puntos de apoyo en la superficie. Normalmente estos puntos de apoyo están en el suelo ([figura 5](#)), aunque también pueden encontrarse en el agua, o en superficies como las barras de gimnasia ([figura 3](#)) o las presas de escalada. En igualdad del resto de condiciones, una mayor BDS permite que los humanos tengamos una mejor estabilidad del equilibrio. Así, por ejemplo, cuando las personas mayores utilizan bastones o andadores para caminar, realmente lo que están consiguiendo es aumentar la BDS ([figura 5A](#)). Si no necesitan estos implementos, su marcha se distingue de la observada en personas jóvenes porque los pies se abren y separan más respecto a la dirección de avance, aumentando así la BDS ([figura 5B](#)) en un intento de mejorar la estabilidad de su equilibrio. Igualmente, para el aprendizaje de ejercicios gimnásticos como el equilibrio invertido con 2 apoyos (las dos manos), un posible ejercicio de iniciación puede ser realizar el equilibrio invertido con 3 apoyos (triángulo formado por los codos y la cabeza), aumentando así la BDS y simplificando la ejecución del mismo ([figura 5A](#)). Una cuestión similar ocurre durante la iniciación a la conducción de la bicicleta, cuando colocamos dos ruedas traseras adicionales para aumentar la BDS, o cuando giramos la rueda delantera con el mismo objetivo ([figura 6A](#)). En varias actividades físico-deportivas de precisión, como el tiro con arco, el tiro con carabina en el biatlón (los deportistas se tumban en el suelo para disparar), batear una pelota de béisbol ([figura 5A](#)), etc., se aumenta la BDS, ganando mucha estabilidad para ejecutar correctamente la tarea. En deportes acuáticos como el surf y windsurf es posible aumentar la BDS en el agua utilizando, por ejemplo, tablas de iniciación a estas actividades, ya que son de mayor tamaño que las tablas para expertos. En deportes de invierno como el esquí o el snowboard

ocurre algo similar a lo que se ha comentado, tanto con el tamaño de los esquís como con el tamaño de las tablas, respectivamente. En ciclismo (figura 6B), una mayor distancia entre los ejes de las ruedas delantera y trasera, así como una mayor distancia entre los ejes de pedaleo y de la rueda trasera, mejora la estabilidad del equilibrio. Por último, en otra serie de actividades como las salidas de velocidad en atletismo o las posiciones básicas que utilizan los *quarterback* de fútbol americano antes de iniciar una acción (figura 5A), podemos observar que se aumenta exageradamente la BDS con la intención de que, al eliminar alguno de los puntos de apoyo, el centro de gravedad ya se encuentre fuera de la misma, generando un desequilibrio que ayude al inicio del movimiento. Esta estrategia tiene que ver con la proyección del CG en la BDS que abordamos en posteriores apartados.

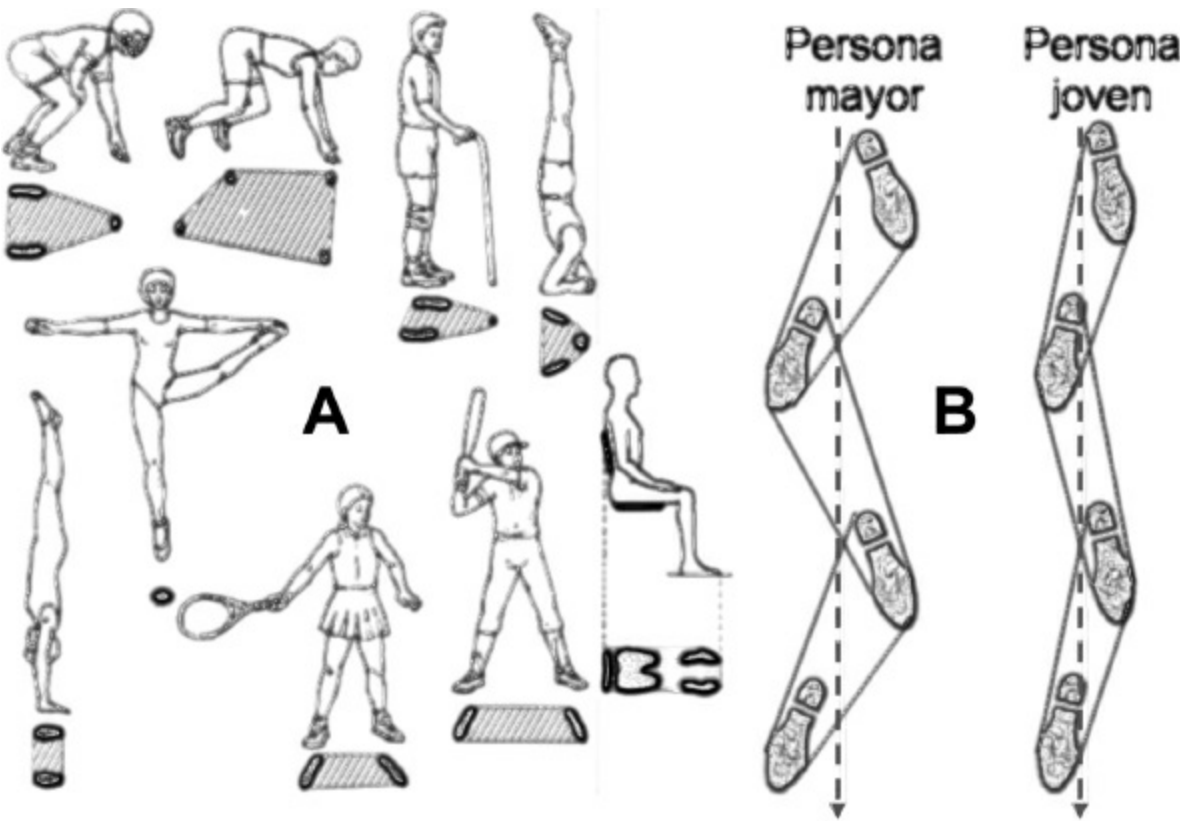


Figura 5. Representación de la base de sustentación en diferentes actividades físico-deportivas (A). Base de sustentación durante la marcha humana en una persona mayor y otra joven (B).

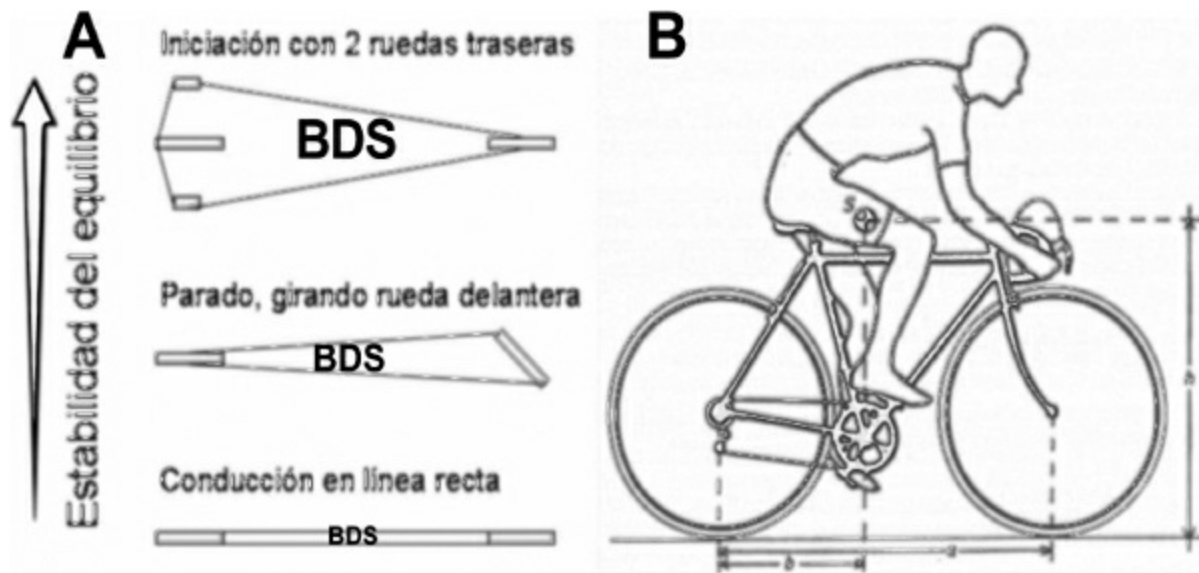


Figura 6. Representación de la BDS de una bicicleta en diferentes situaciones (A). Variables que influyen en la estabilidad de una bicicleta (B): altura del CG ciclista-bicicleta (h), distancia entre los ejes de las ruedas (a), distancia entre el eje de pedaleo y el eje de la rueda trasera (b), altura del centro de gravedad (h).

2.1.2. Altura del centro de gravedad (CG) respecto a la base de sustentación (BDS)

Una menor altura del CG para la misma BDS aumenta la estabilidad del equilibrio, porque la fuerza necesaria para generar el desequilibrio también aumenta, o, lo que es lo mismo, una mayor fuerza genera el mismo momento de fuerza (fuerza \times distancia) desequilibrante en el CG (figura 7A). La estrategia de disminuir la altura del CG para aumentar la estabilidad del equilibrio es muy habitual e intuitiva en diferentes actividades físico-deportivas, y la mayoría de las veces se combina con un aumento de la base de sustentación. En la iniciación a actividades como el esquí alpino, el windsurf, etc., un mecanismo reflejo de los practicantes es “sentarse” o disminuir la altura de su CG, en un intento de ganar estabilidad. Posteriormente, conforme se adquiere un dominio de la técnica, la posición es más erguida y menos estable, lo que a su vez permite mayor capacidad y variedad de respuesta a las diferentes situaciones que pueden acontecer (p. ej., montículos de nieve, olas, etc.). En algunos deportes de lucha como el judo, la lucha leonesa, el sumo, etc., los jueces sancionan con “pasividad” a aquellos luchadores que adoptan durante mucho tiempo una posición demasiado baja de su CG, ya que es una posición extremadamente defensiva

que no permite al oponente atacar e intentar puntuar, volviéndose el combate muy monótono. Aunque los ejemplos anteriores demuestran que una misma persona que disminuye la altura de su CG obtiene mejor estabilidad del equilibrio, ningún trabajo experimental ha demostrado que las personas de mayor talla tengan menor estabilidad que las de menor talla. Posiblemente son los propios factores mecánicos (p. ej., mayor tamaño del pie y mayor separación de los pies en posición de bipedestación en personas de mayor talla) y otros factores (ej. control neuromuscular, etc.) los que enmascaran este hecho, que parecería evidente desde un punto de vista mecánico si se analizaran dos objetos inertes con la misma BDS y diferentes alturas de su CG.

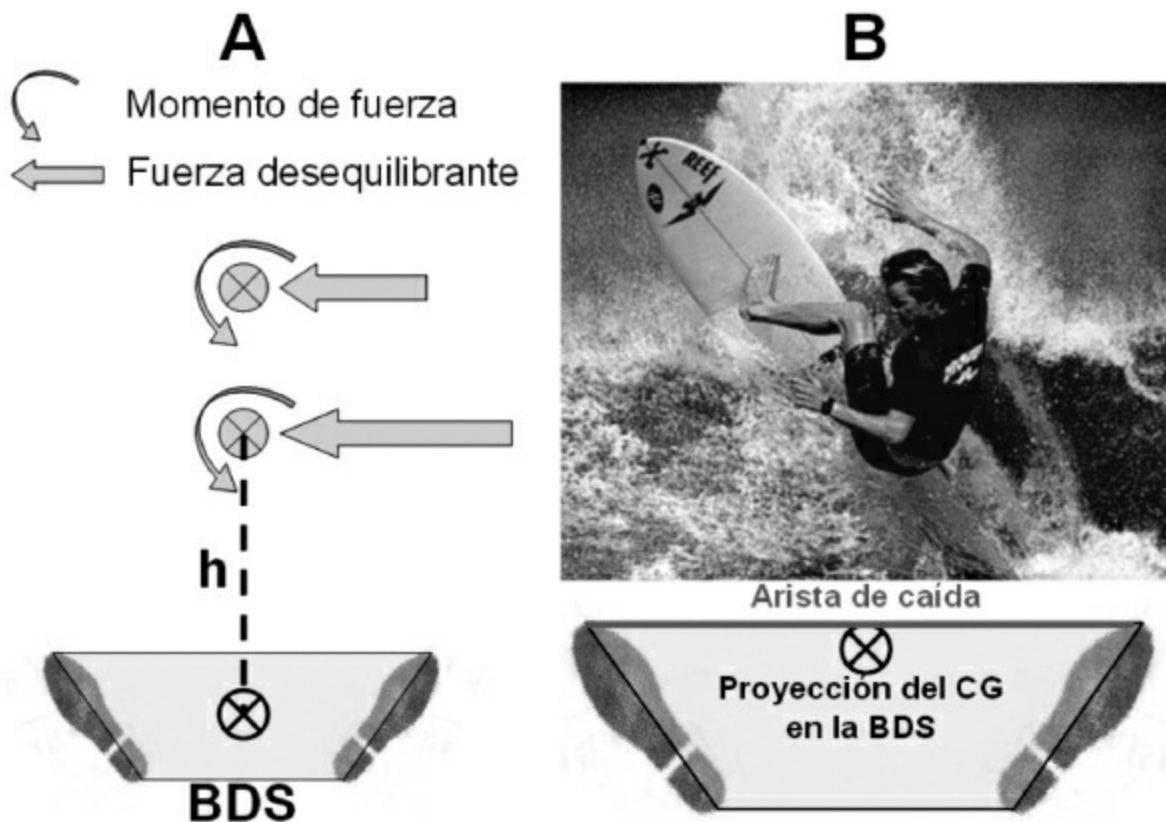


Figura 7. Fuerza necesaria para desequilibrar al cuerpo humano (momento de fuerza) en función de la altura (h) del CG (?) respecto a la BDS (A). Situaciones donde la proyección del CG cae fuera de la BDS y arista de caída (B).

2.1.3. Proyección del centro de gravedad en la base de sustentación

En este punto es importante destacar que, para que un objeto se encuentre en equilibrio sin tener en cuenta más fuerzas externas que la gravedad, la proyección de su CG debe estar dentro del polígono determinado por la BDS (figura 7B). A veces, en las actividades físico-deportivas (p. ej., surf) puede observarse que esta condición no se cumple (figura 7B), lo que es debido a la existencia de más fuerzas que la gravedad, algunas de las cuales comentaremos en el siguiente apartado. Sin tener en cuenta estas circunstancias excepcionales, un humano que tenga similares BDS y altura del CG que otro puede tener peor estabilidad, en función de la proyección vertical del CG en la BDS, y de la dirección de la fuerza que potencialmente puede provocar el desequilibrio. En principio, en posición de bipedestación, donde no existen más fuerzas desequilibrantes que la gravedad, la posición más estable es aquella en la que el CG se encuentra proyectado en el centro de la BDS. Sin embargo, cuando sobre el cuerpo humano se aplican más fuerzas que la gravedad (p. ej., una fuerza externa como el empujón de un contrario), instintivamente las personas proyectamos el CG cerca de las aristas de la BDS (figura 7B), para conseguir que el CG pueda tener más recorrido antes de salir de la BDS. A la arista más cercana a la proyección del CG se le llama “arista de caída”. Ejemplo de lo anterior sería la proyección del CG en la BDS que se observa durante las actividades de lucha (figura 8A). En otra serie de situaciones que se han explicado anteriormente se utiliza la misma estrategia (acercar la proyección del CG a la “arista de caída”) con un objetivo diferente, que pretende que una pequeña fuerza (p. ej., posición defensiva en voleibol) o una variación en las dimensiones de la BDS (p. ej., salidas de velocidad) puedan provocar el desequilibrio (figura 5A). Además de la “arista de caída” como concepto importante en la estabilidad del equilibrio, algunos autores han definido el concepto “ángulo de caída”, que no será desarrollado en el presente apartado, por depender indirectamente de la altura del CG y la proyección de éste en la BDS.

En un intento de desafiar las leyes de la mecánica y la estabilidad del cuerpo humano en situación de bipedestación, el recientemente fallecido Michael Jackson desarrolló una patente (“Method and means for creating anti-gravity illusion”, United States Patent n° 5.255.452, 26-10-1993) que consistía en unos zapatos que le permitían a él y a sus bailarines inclinarse 45° hacia delante sin caerse durante la representación del tema musical “Smooth Criminal” (figura 8B). Este mecanismo consistía en fijar el talón de los zapatos a unos anclajes que había en el suelo mientras el público se

distraía con la actuación de un bailarín que entraba en escena. De esta forma, se creaba una ilusión “imposible” muy atractiva para el espectador.

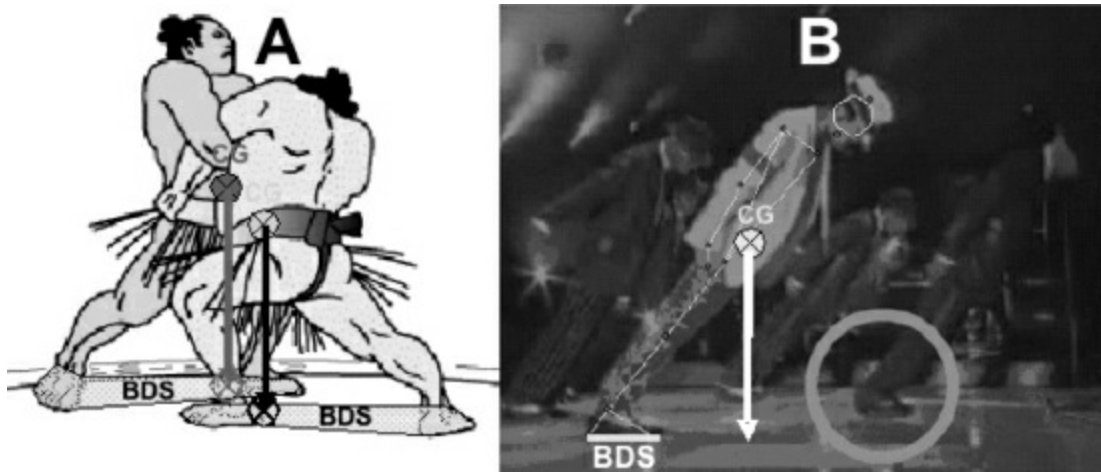


Figura 8. Posición de la proyección del centro de gravedad (CG) en la base de sustentación (BDS) en actividades de lucha (A). Inclinción e ilusión creada por Michael Jackson durante la coreografía de la canción “Smooth Criminal” (B).

2.1.4. Otros factores mecánicos

Además de los tres factores que se han explicado anteriormente (BDS, altura del CG y su proyección en la BDS), existen otra serie de factores mecánicos que pueden explicar una serie de situaciones donde bien la proyección del CG no está en la BDS y sí existe equilibrio (figura 7B), o bien la estabilidad del equilibrio es mejor por otras causas. El primero de estos factores es la existencia de otras fuerzas externas distintas a la gravedad, como la fuerza centrípeta que aparece durante las competiciones de ciclismo en pista (figura 9), permitiendo que exista situación de equilibrio al hacer que la fuerza resultante caiga dentro del polígono delimitado por la BDS. Esta situación es similar a la que ocurre al surfear una ola (figura 7B). El segundo factor es el aprovechamiento de la inercia y la cantidad de movimiento lineal y angular, y tiene que ver tanto con la 1ª Ley de Newton, a partir de la cual sabemos que mover o modificar la trayectoria de un objeto es más difícil cuanto más inercia tiene, como con la cantidad de movimiento, que es producto de la inercia por la velocidad del objeto. Específicamente, cuando se aprovecha la cantidad de movimiento angular para ganar estabilidad del equilibrio se hace referencia a un fenómeno conocido como “efecto giroscópico”. Son ejemplos de este segundo factor: a) La utilización de

grandes barras sujetadas en sus brazos por los equilibristas y/o funambulistas, haciendo más fácil el hecho de caminar por cuerdas y/o superficies que reducen al máximo la BDS, porque las inercias lineal y angular del sistema son mayores (figura 10A). b) La conducción de una bicicleta en línea recta, sabiendo que la estabilidad es mayor a medida que la velocidad de conducción aumenta, porque tanto la velocidad angular de las ruedas como la velocidad lineal del CG del ciclista más la bicicleta hacen aumentar las inercias angular y lineal del sistema, respectivamente (figura 10B). Esto puede observarse al reducir mucho la velocidad de la bicicleta ($< 5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$), donde mantener el equilibrio es más difícil si no se realizan cambios bruscos en la posición del manillar para aumentar la BDS (figura 6A); y también puede observarse durante la conducción de la bicicleta sin manos, ya que sólo puede realizarse cuando la velocidad oscila entre $16\text{-}20 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. c) Hacer que un objeto (p. ej., balón de baloncesto, peonza, plato de cocina, etc.) permanezcan en equilibrio apoyándose en una BDS minúscula (p. ej., dedo índice de la mano, etc.) es posible gracias al “efecto giroscópico” (figura 10C), y permanecerán en esta situación mientras tengan suficiente cantidad de movimiento angular. Este efecto es el mismo, pero con un objetivo diferente, al observado al girar las ruedas de una bicicleta, en el que muchas veces los ciclistas no utilizan ruedas delanteras lenticulares en sus bicicletas porque tienen mayor masa y más inercia angular que otro tipo de ruedas (p. ej., 4 bastones, radios convencionales, etc.), lo que dificulta su conducción.

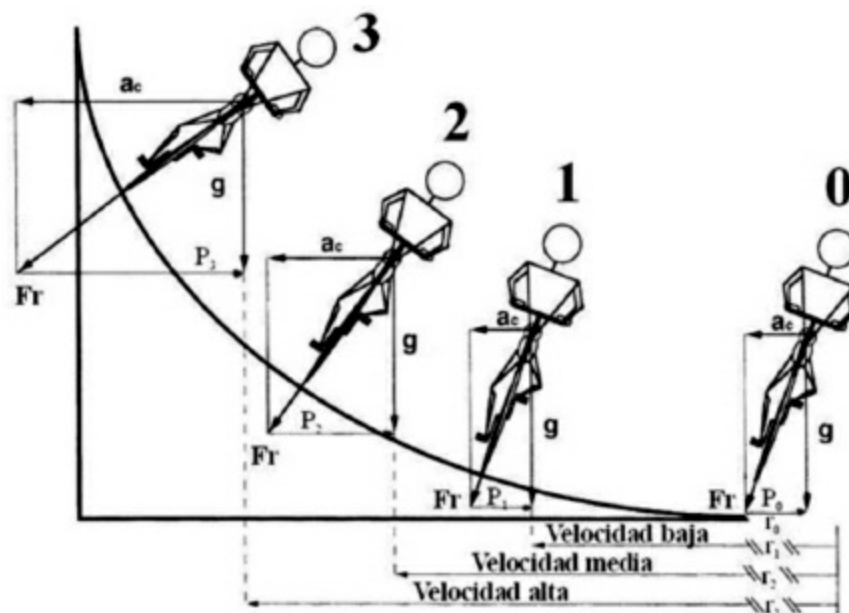


Figura 9. Fuerzas encargadas de mantener el equilibrio durante la conducción en curvas y/o peraltes: a_c = aceleración centrífuga; g = aceleración de la gravedad; $P_{0,1} \dots$ = aceleración centrípeta debida a la descomposición del peso del sistema ciclista-bicicleta; F_r = fuerza resultante de a_c y g ; $r_{1,2} \dots$ = radios de giro de la curva.

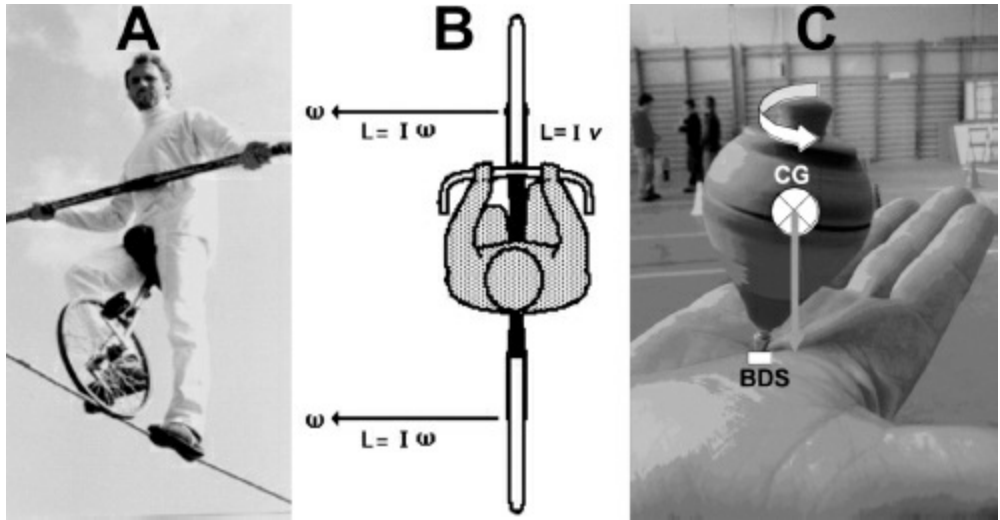


Figura 10. Ejemplos de aprovechamiento del efecto giroscópico. Funambulista utilizando una barra de equilibrio (A). Aprovechamiento de la inercia angular ($I\omega$) y lineal ($I v$) al conducir una bicicleta (B). Equilibrio de una peonza cuyo CG cae fuera de la BDS (C).

El tercer y último factor es el cambio de posición de la BDS, y agrupa otras actividades de la locomoción humana y animal en las cuales técnicamente no se está en equilibrio, sino que hay fases de desequilibrio. Así, por ejemplo, cuando los humanos caminamos, la proyección del CG sale momentáneamente de la BDS en la fase de apoyo simple, y es al colocar el siguiente pie en el suelo cuando establecemos una BDS más amplia dentro de la cual queda proyectado el CG (figura 11A). Algo similar ocurre durante la marcha de los animales cuadrúpedos (figura 11B), donde el CG sale momentáneamente de la BDS al levantar una de sus patas delanteras, haciéndoles avanzar en dirección oblicua hacia delante, para inmediatamente apoyar esa misma pata delantera y levantar la pata trasera contralateral. Una vez apoyada ésta en el suelo, se levanta la otra pata delantera, iniciándose otra vez el ciclo de desequilibrio. En definitiva, este mecanismo se parece bastante al observado en los atletas de velocidad durante la salida de tacos, quitando momentáneamente el apoyo de sus brazos y provocando una caída hacia delante para, a continuación, apoyar el pie más adelantado variando la ubicación de la BDS. Esta habilidad que se acaba de describir es fundamental para conseguir el reequilibrio de la marcha humana después de un tropezón,

colocando el pie que tropieza en el lugar hacia donde se dirige la proyección del CG, evitando así la caída. Otras actividades donde puede observarse un continuo cambio de la BDS para mantener el equilibrio son: estar de pie o caminar utilizando zancos, llevar a cabo una acción defensiva de uno contra uno en un deporte, etc. El equilibrio durante acciones más complejas como correr o saltar depende, en parte, del cambio continuo de la BDS, aunque también, en gran medida, de la generación de fuerzas externas, como las fuerzas de reacción con el suelo o los movimientos de acción-reacción de los brazos y el tronco.

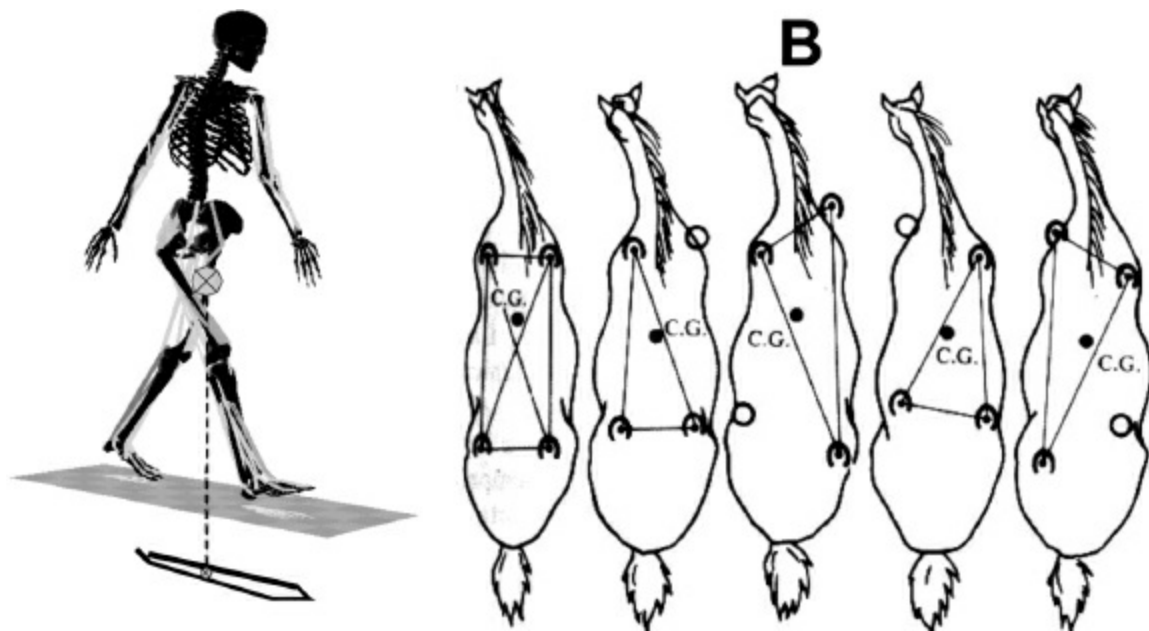


Figura 11. Variación de la BDS y proyección del CG en la misma durante la marcha humana (A) y la marcha de un cuadrúpedo (B). El círculo representa la pata que no está apoyada en el suelo.

3. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

La valoración del equilibrio del cuerpo humano y de su estabilidad se ha realizado habitualmente mediante actividades simples (bipedestación y marcha, principalmente), que son más fáciles de estandarizar y reproducir que las actividades complejas (saltar, bailar, etc.). Ejemplo de lo anterior es que en algunas baterías de valoración de la condición física y la motricidad se incluyen test de equilibrio estático como el “equilibrio Flamingo” (batería Eurofit (figura 12A) o el “test de Oseretsky” (Bruininks-Oseretsky Test of

Motor Proficiency, [figura 12B](#)), donde se contabiliza el número de veces que se pierde el equilibrio respecto a la posición estática de bipedestación, para asignar una puntuación a esta cualidad. También encontramos otra serie de test de equilibrio dinámico como el “Test de Ozeretski” (batería de Ozeretski-Guilmain, [figura 12C](#)), donde deben recorrerse 2 m en línea recta apoyando alternativamente el talón de un pie contra la punta del otro sin salirse de la línea (esta habilidad se supone que debería tenerla un niño a los 6 años), o el test de “excursión en estrella” (Star Excursion Balance Test, [figura 12D](#)), donde 8 líneas de 120 cm son colocadas en forma de estrella con angulaciones de 45° entre ellas, y partiendo el ejecutante desde el centro del círculo, debe alcanzar la mayor distancia posible en cada una de las direcciones, obteniendo una puntuación en función del sumatorio de las mismas normalizado por su longitud de la pierna. Sin embargo, los tres primeros test mencionados hacen referencia a la evaluación del “concepto absoluto de equilibrio”, valorando si el ejecutante se cae o no al realizar el test, pero no siendo capaces de diferenciar entre sujetos que no se caen, o sea, entre diferentes grados de estabilidad. Además, algunos de ellos son altamente dependientes de otras cualidades físicas como la fuerza o la flexibilidad (equilibrio Flamingo y excursión en estrella) y son difíciles de realizar porque conllevan un riesgo añadido para determinadas poblaciones especiales como los ancianos, las personas discapacitadas, etc. (Oseretsky, Flamingo y excursión en estrella). Por los motivos comentados, nuestra propuesta es evaluar la estabilidad del equilibrio del cuerpo humano mediante una técnica llamada “estabilometría”, basada en el análisis de los movimientos del centro de presiones (CP) que se registran en una plataforma de fuerzas, y utilizando movimientos sencillos que pueden ser realizados por cualquier tipo de población. En el caso de sujetos practicantes de diferentes modalidades deportivas, estos movimientos pueden ser mucho más complejos, como se verá en los siguientes apartados.

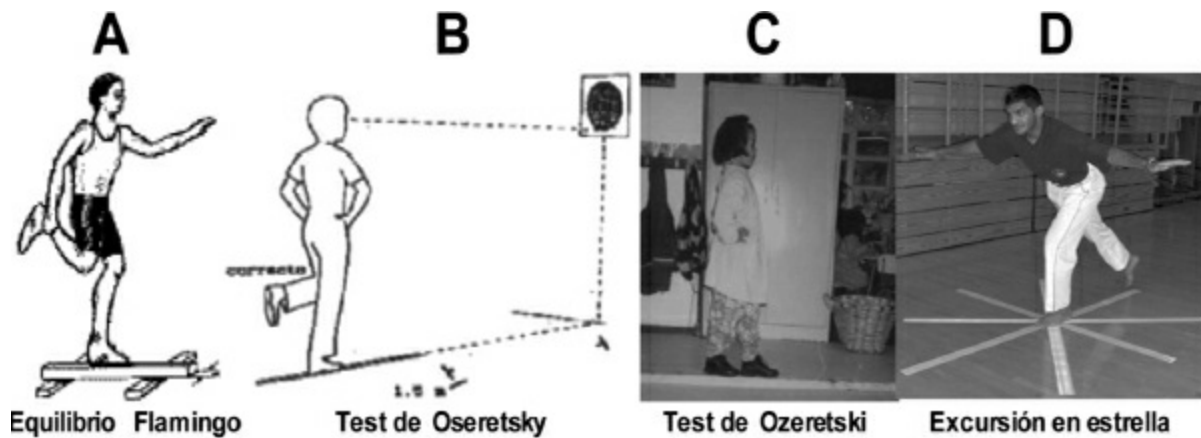


Figura 12. Test de equilibrio estático (A y B) y dinámico (C y D) utilizados en diferentes baterías de valoración de la condición física y la motricidad.

PUNTO CLAVE

La valoración de la estabilidad del equilibrio del cuerpo humano se ha realizado habitualmente mediante actividades de bipedestación y marcha. Los test más simples y que requieren de menos material son aquellos que valoran el concepto de “equilibrio absoluto”, mientras que para valorar el “equilibrio relativo” es necesario realizar una estabilometría. Con ella, se registra el movimiento del centro de presiones en la base de sustentación. El centro de presiones es un concepto diferente al de centro de gravedad, aunque se trata de una respuesta a los movimientos del mismo.

3.1. Valoración de la estabilidad del equilibrio mediante una estabilometría

La estabilometría es una técnica que analiza el movimiento del CP en la BDS, de manera que cuanto menor es el movimiento del CP para realizar una misma tarea estandarizada (estar de pie, caminar, realizar un equilibrio invertido, etc.), mayor es la estabilidad del equilibrio en esa tarea. El CP es el punto donde el sumatorio de las fuerzas verticales aplicadas al suelo es cero, de manera que para medirlo es necesario registrar la fuerza de reacción vertical en una plataforma de fuerzas (figura 13 A). La representación gráfica de los movimientos antero-posteriores y medio-laterales del CP en la BDS a lo largo del tiempo se conoce como “estabilograma” (figura 13B), y tal y como hemos comentado, cuanto mayor sea su dispersión, peor es la estabilidad del equilibrio en la tarea (Gutiérrez, 1999). Sin embargo, el CP es

un concepto nuevo que no se corresponde con la proyección vertical del CG en la BDS (factor mecánico que hemos explicado anteriormente), pero que es mucho más fácil de monitorizar continuamente que el CG, ya que éste requiere de complejos sistemas 3D de análisis del movimiento, por lo que debemos justificar la relación entre ambos términos. Esta relación ha sido muy bien explicada por Winter (1995), quien representa gráficamente cómo el punto de aplicación de la fuerza de reacción vertical (CP) cambia continuamente su posición para contrarrestar los momentos generados por el peso del cuerpo (CG), de manera que el CP es una buena respuesta a los movimientos del CG (figura 13C). Didácticamente podríamos decir que el CG del cuerpo humano en bipedestación, por su condición de equilibrio inestable, es como un niño juguetón que continuamente quiere escaparse de un lugar (en este caso, la BDS). Es el CP quien debe impedir esta acción, atajándolo o colocándose delante de aquél y empujándolo, de manera que después vuelve a iniciarse el proceso de nuevo movimiento del CG y, posteriormente, del CP. Esto ocurre tanto en las direcciones antero-posterior como medio-lateral, dando lugar a que la distancia que recorre el CP en la BDS siempre sea mayor que la que recorre el CG, porque sus movimientos son más amplios y tienen más frecuencia, que es lo mismo que ocurriría cuando alguien persigue por un espacio abierto al mencionado niño juguetón.

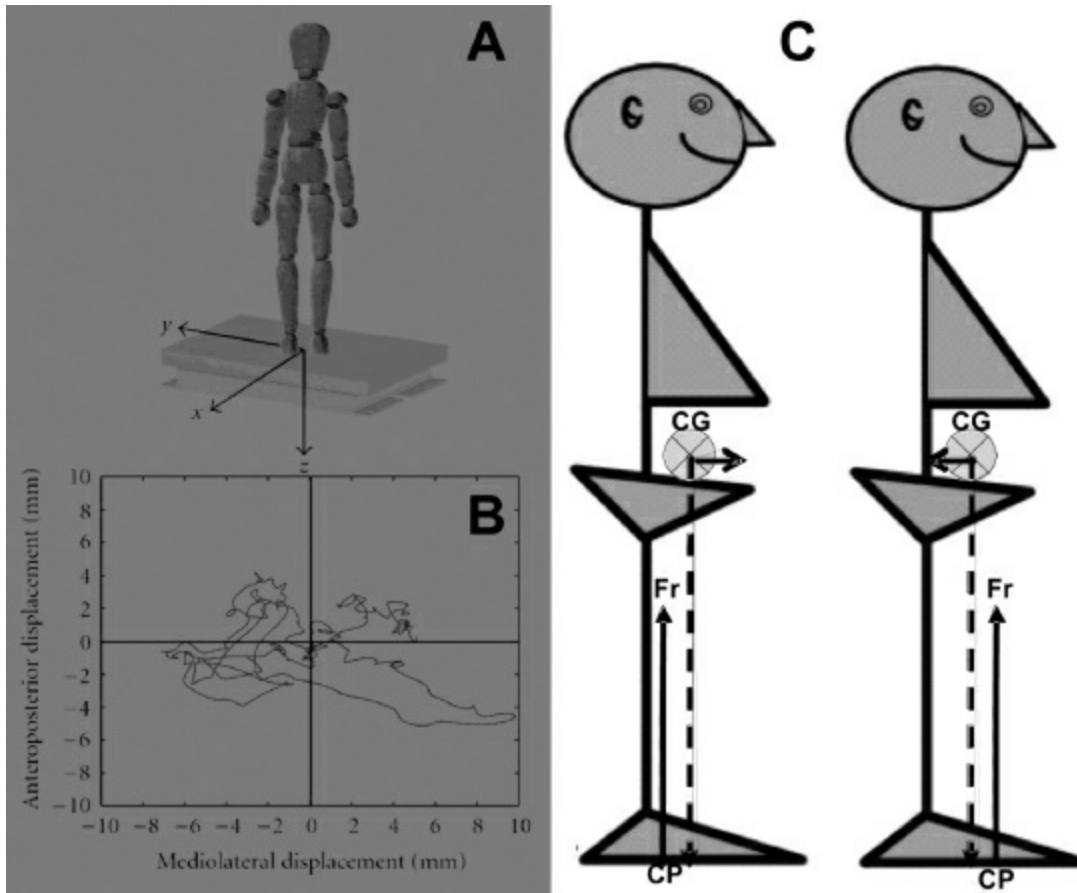


Figura 13. Realización de una estabilometría en una plataforma de fuerzas (A). Estabilograma o registro gráfico de los resultados de una estabilometría (B). Fuerza de reacción vertical (Fr) y movimiento del centro de presiones (CP) como respuesta al movimiento del CG (C).

Es necesario destacar que el cuerpo humano en posición bípeda o de apoyo monopodal regula fundamentalmente la estabilidad de su equilibrio mediante la intervención de los músculos de la cadera y el tobillo, en tanto que la rodilla suele permanecer cuasi-bloqueada. Winter (1995) distingue tres estrategias para reequilibrar la estabilidad del equilibrio en las posiciones mencionadas: de tobillo, de cadera y combinada. En ambas posiciones, los movimientos antero-posteriores del CP son mayores que los movimientos medio-laterales, y se controlan fundamentalmente por la acción del tobillo (flexores plantares y dorsales) y la cadera (flexores y extensores). Sin embargo, el control del movimiento medio-lateral del CP es distinto entre ambas posiciones, y mientras en posición bípeda está controlado fundamentalmente por los músculos abductores-aductores de la cadera, durante el apoyo monopodal son los músculos inversores-ever-sores del

tobillo los encargados de esta tarea. Estos hallazgos tienen implicaciones muy importantes de cara a la rehabilitación de lesiones en ambas articulaciones, donde las tareas de apoyo bipodal/monopodal pueden ser propuestas en función del objetivo planteado.

3.2. Metodología general para llevar a cabo una estabilometría

El sujeto a evaluar se coloca encima de una plataforma de fuerzas en una posición predeterminada (normalmente en apoyo bipodal o monopodal, aunque también pueden utilizarse otras posiciones). Es necesario que una plataforma de fuerzas tenga 3 sensores o más de fuerza vertical con el objetivo de determinar geoméricamente la localización del CP a partir del peso registrado en cada uno de ellos y de la distancia entre ellos ([figura 14A](#)). Los sensores de fuerza deben ser extensiométricos (p. ej., plataforma Dinascan-IBV o AMTI), ya que registran mejor las fuerzas estáticas y tienen mayor precisión en la localización del CP que los piezoeléctricos (plataforma Kistler). La plataforma puede tener forma triangular, rectangular o circular, siempre y cuando cumpla los requisitos anteriores. Sólo algunos modelos específicos permiten balancear la plataforma a diferentes amplitudes y frecuencias mientras se realiza la prueba de estabilometría, aunque lo más habitual en un laboratorio de biomecánica es disponer de una plataforma de fuerzas estática que se utiliza genéricamente para ensayos de fuerzas de reacción en el suelo y para ensayos de estabilometría.

Los test con apoyo bipodal y monopodal deben realizarse con el sujeto descalzo, a fin de evitar la posible influencia del calzado en la estabilidad del equilibrio. La posición del sujeto debe ser estrictamente estandarizada, especialmente en lo referente a la separación de los dos pies (apoyo bipodal) y la colocación de la pierna libre (apoyo monopodal). En apoyo bipodal, lo más normal es estandarizar la separación de ambos pies, utilizando la misma para todo el grupo de estudio, para lo que es necesario un dibujo de los pies encima de la plataforma ([figura 14B](#)), aunque también existe la opción de relativizarla en función de las dimensiones corporales del sujeto evaluado (p. ej., anchura de los hombros). En apoyo monopodal, la rodilla derecha puede flexionarse 90°, con el muslo en el eje longitudinal del cuerpo y la pierna colocada horizontal al suelo ([figura 14C](#)), o también puede flexionarse 90° mientras la cadera también se flexiona 90° y el muslo queda horizontal

respecto al suelo (figura 14D). Igualmente existen dos posibilidades a la hora de colocar los brazos, bien pegados al cuerpo en posición anatómica con/sin pronación de las manos (figura 14D), o bien apoyados en las caderas (figura 14C). Cuando no exista privación o distorsión del sentido de la vista, enfrente del sujeto debe colocarse una referencia visual, a la altura de los ojos, y a una distancia de 0,5-2,0 m, en la cual deberá fijarse durante la realización de toda la prueba. Esto es debido a que algunos estudios han demostrado que, sin referencia visual o con una excesiva distancia a la misma (p. ej., 4 m), se deteriora la estabilidad del equilibrio (Vuillerme *et al.*, 2006). La duración del test puede oscilar entre 20 y 30 s, y el movimiento del CP suele registrarse con una frecuencia de 20-50 Hz. Es importante realizar una sesión previa de familiarización del sujeto con los test que va a realizar, y específicamente en los test de apoyo monopodal el orden de las pruebas con la pierna derecha e izquierda debe ser aleatorio para evitar el posible “efecto aprendizaje”.

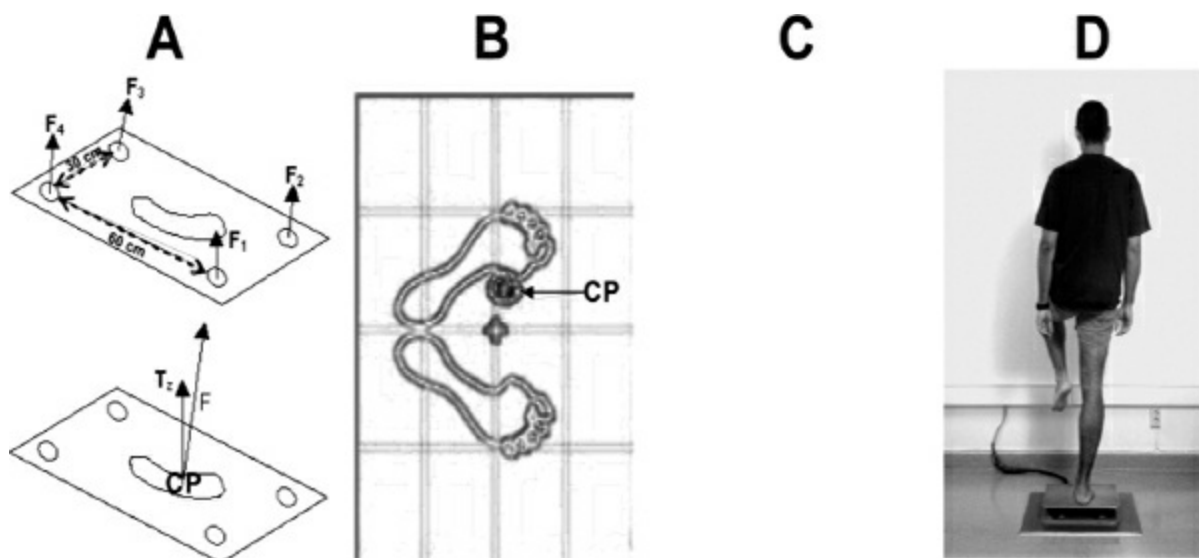


Figura 14. Obtención del CP mediante el registro de las fuerzas de reacción (Fz) en una plataforma de fuerzas (A). Estandarización de la colocación de los pies en los test de apoyo bipodal (B). Diferentes posibilidades de estandarización de los test de apoyo monopodal: pierna libre y brazos (C y D).

Los resultados de la estabilometría se expresan utilizando diferentes indicadores. En general, nos encontraremos unos resultados donde un mayor valor indica una peor estabilidad en los estudios que han utilizado el desplazamiento total del CP en un tiempo determinado, su movimiento antero-posterior o medio-lateral, el área barrida por el CP (producto de las dos variables anteriores), la varianza en la posición del CP o su velocidad de

desplazamiento (ambas pueden expresarse también en función de los ejes de desplazamiento). Por el contrario, otros estudios que agrupan varios protocolos de estabilometría ofrecen resultados en un rango del 0-100%, indicando el 100% un valor óptimo de estabilidad del equilibrio.

PUNTO CLAVE

La estabilometría suele realizarse en apoyo monopodal o bipodal, en una posición estrictamente estandarizada y con una referencia visual a 0,5-2,0 m del sujeto. La familiarización del mismo con el protocolo es importante. Se registra el movimiento del centro de presiones durante 20-30 s a una frecuencia de 20-50 Hz, utilizando una serie de indicadores de la calidad de la estabilidad del equilibrio, que tienen que ver con el menor movimiento del centro de presiones: desplazamiento total, antero-posterior, medio-lateral, área barrida, velocidad, etc.

3.3. Protocolos de estabilometría más utilizados

Los protocolos de estabilometría que podamos utilizar van a depender, en parte, de disponer o no de una plataforma de fuerzas que permita balancear al sujeto. Como esto no es habitual, la mayor parte de los protocolos suelen realizarse sobre una plataforma que se mantiene estática. En ella, los protocolos de apoyo monopodal y bipodal son los más habituales, aunque estos últimos suelen ser más utilizados en población adulta, que no es capaz de mantenerse los 20-30 s en apoyo monopodal, necesitando incluso utilizar elementos de seguridad como barras donde apoyarse y/o arneses (figuras 15A y 16A). Una primera modalidad de test son aquellos que se realizan con los ojos abiertos y cerrados, para evaluar así la importancia de la contribución del sentido de la vista a la estabilidad del equilibrio mediante lo que se conoce como cociente de Romberg (figura 15B). Un cociente de 1,05 significa que el sentido de la vista influye un 5% en la estabilidad del equilibrio. Una segunda modalidad pretende alterar las condiciones de la superficie de la plataforma, lo cual sobre una plataforma estática sólo puede realizarse utilizando superficies de goma-espuma (figura 16A), para así cuantificar la contribución del sistema somatosensorial, formado principalmente por receptores sensoriales mecánicos repartidos por todo el cuerpo. Una tercera modalidad de test analiza la influencia de introducir una información visual errónea (distorsión de la imagen en un espejo, movimiento de las paredes de un

habitáculo o utilización de realidad virtual 3D) en la estabilidad del equilibrio (figura 16B). Otro tipo de protocolos de estabilometría con *biofeedback* consisten en cambiar la ubicación del CP hasta unas dianas que se van encendiendo en la pantalla (figura 16C), intentando permanecer en ellas el mayor tiempo posible, y obteniendo algunos registros estadísticos sobre la estabilidad del equilibrio (p. ej., tiempo encima de la diana, tiempo entre diana y diana, etc.). Sin embargo, es posible que estos protocolos sean más apropiados para el entrenamiento del equilibrio que para la valoración de su estabilidad, dada la influencia de la familiarización de los sujetos con el protocolo y al hecho de que el movimiento se produce de forma voluntaria, y no como respuesta refleja o automática a situaciones de inestabilidad externas. Para más información sobre los protocolos anteriormente mencionados, consultar la referencia IBV (2003).

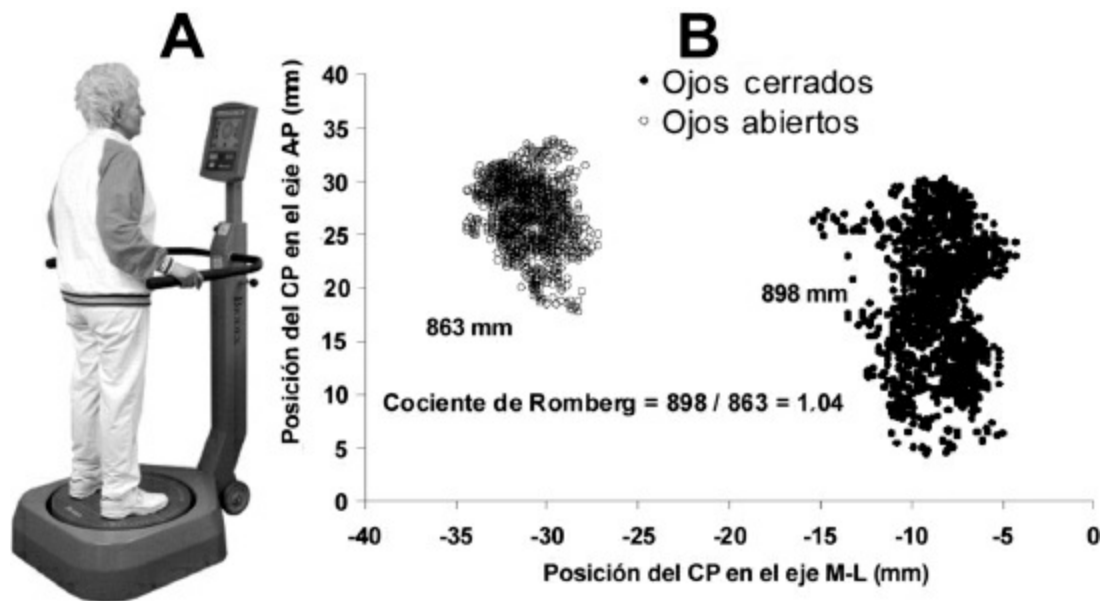


Figura 15. Estabilometría estática con apoyo biopodal en un estabilómetro (Biodex) con barras de seguridad (A). Recorrido del CP (mm) durante la mencionada estabilometría con ojos cerrados y abiertos: cociente de Romberg (B).

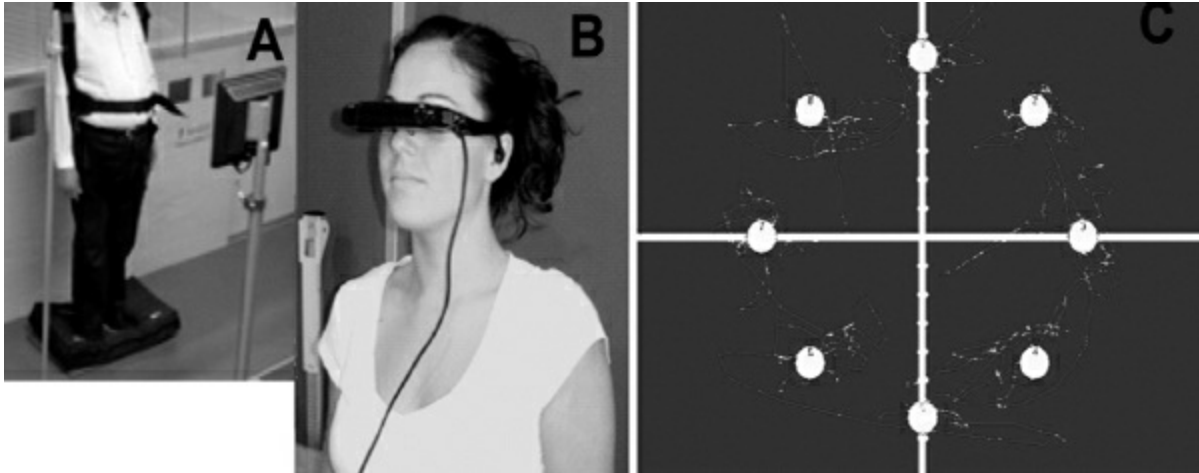


Figura 16. Estabilometría estática con apoyo biopodal utilizando un arnés de seguridad y alterando la superficie de la plataforma con goma-espuma (A). Alteración de la visión durante el test utilizando unas gafas de realidad virtual 3D (B). Sistemas de biofeedback para el entrenamiento del equilibrio (C).

Una valoración más integral de la estabilidad del equilibrio se puede realizar utilizando plataformas móviles, las cuales permiten llevar a cabo todos los protocolos anteriores de forma estática y dinámica (figura 17), constituyendo el protocolo más estandarizado entre los especialistas en esta disciplina. En este protocolo, los resultados de todos los test se expresan mediante una puntuación de 0-100%, tal y como se ha comentado en párrafos anteriores. Su principal ventaja es que al moverse la plataforma valora con mayor profundidad los sistemas que intervienen en la estabilidad del equilibrio (visual, somatosensorial y vestibular). Esto hace que sea menos probable que la interacción de estos sistemas enmascare los verdaderos efectos de una variable independiente (p. ej., fatiga, entrenamiento, etc.) en la estabilidad del equilibrio. Por ejemplo, está demostrado que la fatiga muscular deteriora la estabilidad del equilibrio porque afecta el sistema somatosensorial, pero es muy probable que si queremos valorarla mediante un test estático con ojos abiertos se obtengan los mismos resultados antes y después de la misma, debido a una mayor contribución del sentido de la vista. Lo mismo se ha observado al valorar los efectos de la actividad física en la estabilidad de personas mayores (Buatois *et al.*, 2007), no encontrándose diferencias en los protocolos 1 y 2, pero sí en los protocolos 3, 4, 5 y 6 (figura 17).







		CONDICIÓN VISUAL		
		OJOS ABIERTOS	OJOS CERRADOS	ALTERACIÓN DE LA VISIÓN REFERENCED
TIPO DE PLATAFORMA	FIJA	1 	2 	3 
	MÓVIL	4 	5 	6 

Figura 17. Batería de test para la valoración integral de la estabilidad del equilibrio utilizando diferentes condiciones visuales y de estabilidad de la plataforma.

PUNTO CLAVE

El protocolo más estandarizado de estabilometría utiliza un apoyo bipodal, realizando un total de 6 test (sobre superficie estable e inestable: ojos abiertos, cerrados y alteración de la visión) que suelen dar una valoración global de la estabilidad del equilibrio, así como de la contribución de los sistemas visual, somatosensorial y vestibular al mismo.

3.4. Otros protocolos de estabilometría

Además de los protocolos de estabilometría que hemos comentado, es posible realizar otros protocolos, estáticos y dinámicos, para medir la estabilidad del equilibrio. Por ejemplo, utilizando el test de Uterberger podemos registrar el desplazamiento del CP en condiciones dinámicas, mientras el ejecutante eleva alternativamente ambos muslos hasta la horizontal, a un ritmo de 50 pasos por minuto, que es controlado mediante un

metrónomo (figura 18A). También podemos medir el CP durante actividades estáticas como la posición de bipedestación transportando una mochila (figura 18B). Además, existen otros test adaptados a gestos específicos de deportes, como disparar con una pistola o una carabina, lanzar un dardo (figura 18C), etc. Específicamente durante las actividades gimnásticas, varios estudios han evaluado la influencia del nivel técnico de los gimnastas en la estabilidad durante la realización de un equilibrio invertido (figura 19A) o durante la realización de un equilibrio en barra fija femenina (figura 19B). El fundamento de la medición del CP en todas las actividades anteriores es similar al que ya hemos comentado, constituyendo un factor clave el hecho de estandarizar estrictamente la posición y el tiempo de valoración. Por ejemplo, en el test estático de equilibrio invertido en gimnasia es muy importante estandarizar la posición de partida, y el momento de inicio y final de la medición; durante el test de Uterberger es necesario estandarizar las posiciones de inicio y final de cada movimiento, así como el ritmo de ejecución, y durante los test de lanzar un dardo o disparar una carabina, es muy importante estandarizar tanto la posición de partida como el momento de inicio y fin de la medición del recorrido del CP.

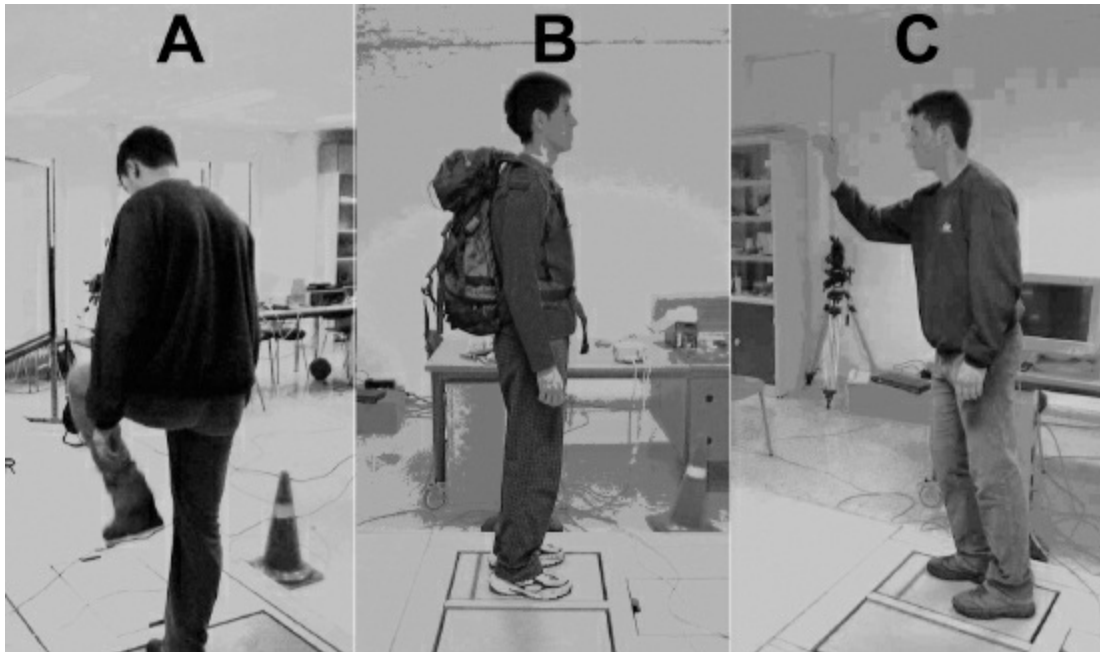


Figura 18. Posiciones de los ejecutantes durante la realización del test de Uterberger (A), el test de equilibrio durante la bipedestación con una mochila en la espalda (B) y el test de lanzamiento de un dardo (C)."

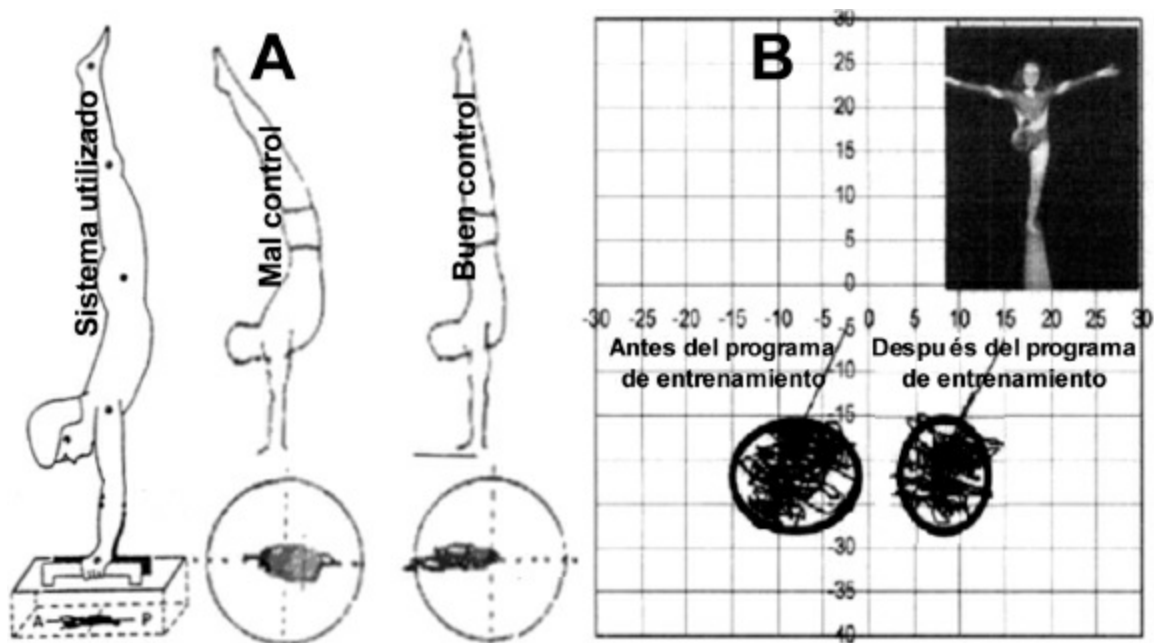


Figura 19. Realización de estabilometrías en diferentes posiciones de equilibrio en gimnasia: equilibrio invertido (A) y equilibrio en barra fija (B).

4. ESTUDIOS SOBRE ESTABILIDAD DEL EQUILIBRIO

En el presente apartado se expondrán, a modo de ejemplo, algunos estudios que han sido realizados utilizando la estabilometría como técnica para valorar la estabilidad del equilibrio. Esta técnica nos ha permitido establecer y analizar una serie de factores que afectan la estabilidad (tabla 1), conociendo mejor los procesos que regulan el equilibrio en el cuerpo humano.

PUNTO CLAVE

La práctica de actividad física y de deporte (así como la maestría en algunos deportes), la edad, el sexo o género y el estado de fatiga afectan la estabilidad del equilibrio. Se ha demostrado que la actividad física, más que otros factores como la edad, potencia la estabilidad del equilibrio, constituyendo una de las herramientas de trabajo más importantes.

Tabla 1. Resumen de los factores que potencialmente pueden afectar la estabilidad del equilibrio.

FACTOR	INFLUENCIA EN LA ESTABILIDAD DEL EQUILIBRIO
Deporte practicado	Sí. Gimnasia > Fútbol > Baloncesto > Sedentarios > Natación
Dominancia lateral	NO en población normal ¿en población deportiva?
Edad	Sí. Disminuye conforme envejecemos
Sexo	Sí. Mujeres > Hombres. Altura relativa de su CG. ¿otros?
Peso	NO por sí mismo. Sí vinculado a la actividad física
Maestría deportiva	Sí en deportes gimnásticos, de precisión y de combate
Actividad física	Sí en todas las poblaciones (niños, adultos, discapacitados...)
Fatiga	Sí. Depende del tipo de ejercicio, intensidad y recuperación

4.1. Influencia de la modalidad deportiva practicada y la dominancia lateral

Los propios estudios realizados con el test de excursión en estrella nos informan que la modalidad deportiva influye en el equilibrio de sus practicantes. Así, comparando a jugadores de baloncesto, jugadores de fútbol y gimnastas, algunos estudios han demostrado que el equilibrio es mejor en estos últimos, sin diferencias entre los dos primeros. Sin embargo, este test no valora específicamente la estabilidad del equilibrio, sino el concepto absoluto de equilibrio, por lo que no nos permite cuantificar las diferencias más pequeñas que pudieran existir entre grupos de deportistas, sexo y/o nivel de rendimiento deportivo. Por este motivo recurrimos a la estabilometría como técnica estándar para valorar el equilibrio y su estabilidad, y cuando consultamos estudios realizados con la misma, podemos apreciar que se han establecido diferencias entre deportistas del mismo nivel en función de la modalidad deportiva practicada. Así, a partir de los resultados obtenidos en test de apoyo monopodal, podemos decir que los gimnastas y los practicantes de deportes de precisión (p. ej., tiro con arco) son los deportistas que mayor estabilidad han mostrado, seguidos por los jugadores de fútbol, los jugadores de baloncesto, las personas sedentarias y los nadadores, quienes tienen peor estabilidad que los sedentarios. Las diferencias entre jugadores de fútbol y baloncesto pueden ser explicadas porque los primeros hacen que intervenga más su sistema somatosensorial, especialmente de la pierna no dominante, ya que durante el control y manejo de balón es la que se encarga de controlar la estabilidad del equilibrio. Por su parte, los jugadores de baloncesto tienen más estabilidad que las personas sedentarias porque utilizan con mayor

intensidad sus músculos antigravitatorios durante el entrenamiento, y se ven sometidos a más situaciones de inestabilidad. Sin embargo, sorprende que las personas sedentarias tengan mejor estabilidad que los nadadores, aunque esto puede ser explicado porque estos últimos, al desplazarse en el agua, pasan gran parte de su tiempo en posición horizontal sin el efecto de la gravedad.

Los estudios mencionados se llevaron a cabo utilizando test de apoyo monopodal, y se suscitó la pregunta de si existía alguna relación entre el apoyo con la pierna dominante/no dominante y la estabilidad del equilibrio. Los resultados indicaron que no, y que aunque los jugadores de fútbol tenían una tendencia a mejorar su estabilidad cuando apoyaban la pierna dominante, esto no se reflejaba en el resto de grupos analizados, observando incluso en los jugadores de baloncesto que esto acontecía al revés (mejor estabilidad con la pierna no dominante, que es con la que habitualmente se realizan las entradas a canasta). Son necesarios futuros estudios con mayor número de deportistas para dilucidar si la práctica deportiva puede condicionar una mayor estabilidad con cualquiera de las piernas durante el apoyo monopodal. Lo que sí sabemos es que en hombres y mujeres jóvenes físicamente activos que no practican ningún deporte existe simetría en la estabilidad con ambas piernas. Así lo demuestran otra serie de estudios recientes, y también lo hemos po-dido contrastar en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de León, mediante un estudio (datos no publicados) realizado con 84 estudiantes de educación física ($20,0 \pm 0,25$ años; $71,3 \pm 1,1$ kg y $174,3 \pm 0,9$ cm) de ambos sexos (tabla 2). En todas las variables analizadas no existieron diferencias estadísticamente significativas entre la estabilidad del equilibrio con apoyo monopodal con la pierna hábil y no hábil.

PUNTO CLAVE

La modalidad deportiva practicada afecta la estabilidad del equilibrio, potenciándola en la mayoría de los deportes, a excepción de la natación. La dominancia lateral no afecta la estabilidad del equilibrio en apoyo monopodal. Futuros trabajos deberían confirmar/rechazar esta hipótesis.

4.2. Influencia de la edad y el sexo

A medida que la población ha ido envejeciendo en las sociedades modernas se ha observado un aumento de las caídas debidas a la pérdida de equilibrio que han motivado un creciente interés por conocer los mecanismos de control de la estabilidad del equilibrio y cómo la edad puede afectarlos. Se sabe que la estabilidad del equilibrio empeora con la edad (Buatois *et al.*, 2007), y que puede estar ligada al aumento de los accidentes previamente mencionados. Esta disminución de la estabilidad del equilibrio es debida al deterioro de los tres sistemas que contribuyen al control postural (somatosensorial, vestibular y visual), ya que existe un marcado descenso en la sensación de vibración, número de receptores vestibulares y agudeza visual. También hay una pérdida de velocidad de conducción nerviosa periférica, una reducción del número de motoneuronas y una reducción de masa muscular. Además, la capacidad de procesamiento central de la información también disminuye con la edad, lo que se refleja en una reducción en la velocidad con la cual la población adulta puede reaccionar y moverse. Como veremos más adelante, la práctica de actividad física en la población adulta y anciana contribuye positivamente a retrasar este deterioro y, en su caso, también puede mejorar los sistemas de control postural. En esta misma línea, otros estudios ya demostraron la capacidad de estudiantes jóvenes (19-23 años) para mejorar la estabilidad del equilibrio sólo mediante un programa de entrenamiento en la agudeza visual, y que las mujeres tenían una mejor estabilidad que los hombres, pero no explicaron por qué. Retomando los resultados del estudio realizado en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de León, en el que participaron 55 hombres y 29 mujeres jóvenes ([tabla 2](#)), también observamos que las mujeres presentan mayor estabilidad del equilibrio durante el apoyo monopodal (media de ambas piernas) que los hombres. Esto puede ser debido, en parte, a que la altura del CG obtenido por el método directo de Reynolds y Lovett (Gutiérrez, 1999) fue mayor en los hombres que en las mujeres, tanto en términos absolutos (97,35 y 90,19 cm, respectivamente) como relativos a la talla (54,68 y 53,96%, respectivamente), siendo éste un factor mecánico que afecta negativamente la estabilidad del equilibrio. Sin embargo, futuros trabajos deben aclarar si existen otras características diferenciales entre hombres y mujeres que pudieran complementar la anterior explicación.

Tabla 2. Resultados del test de estabilometría en apoyo monopodal realizado a 84 estudiantes de educación física de ambos sexos. Desplazamiento, velocidad, movimiento

antero-posterior (A-P), movimiento medio-lateral (M-L) y área barrida por el centro de presiones. Con un asterisco (*) se destacan las diferencias significativas entre hombres y mujeres.

	Desplazamiento (mm)	Velocidad (mm/s)	Movimiento A-P (mm)	Movimiento M-L (mm)	Área barrida (mm ²)
Pierna hábil (n = 84)	1.148±21	57,4±1,1	40,2±1,1	28,6±0,7	68,8±1,4
Pierna no hábil (n = 84)	1.149±24	57,5±1,2	40,3±1,3	27,4±0,6	67,6±1,4
Hombres (n = 55)	1.176±29	58,8±1,4	41,8±1,0	29,2±0,6	71,0±1,3
Mujeres (n = 29)	1.107±26	55,4±1,3	37,7±1,7*	25,9±0,6*	63,6±2,0*

PUNTO CLAVE

La estabilidad del equilibrio empeora a partir de la edad adulta, debido a un deterioro de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual, a la pérdida de velocidad de conducción nerviosa periférica y de función muscular, así como a una menor capacidad de procesamiento de información a nivel central. Las mujeres, como regla general, tienen mejor estabilidad que los hombres, posiblemente debido a factores mecánicos (altura relativa del centro de gravedad respecto a la base de sustentación).

4.3. Influencia del nivel de maestría deportiva

En varios deportes como la gimnasia, las artes marciales, o el tiro con arco, rifle o pistola, es importante el control de la estabilidad del equilibrio, porque de él depende gran parte del rendimiento deportivo (Gianikellis y Maynar, 1998). Así encontramos diferentes estudios que han relacionado el nivel de rendimiento de estos deportistas con los resultados obtenidos durante una estabilometría, o, en su caso, han sido capaces de diferenciarlos y clasificarlos en función de su rendimiento en una estabilometría.

En gimnasia, los deportistas de más nivel han demostrado un mejor control del equilibrio invertido que los de menor nivel, adelantando la localización del CP respecto a la BDS (figura 19A), lo cual consiguen fundamentalmente bloqueando la articulación del hombro y controlando el movimiento del CP con los músculos de los antebrazos. Esto provoca que el desplazamiento del CP en la BDS sea más antero-posterior que medio-lateral cuando se comparan con los gimnastas de menor nivel. En esta misma

disciplina se ha observado que un programa de entrenamiento del equilibrio en barra fija femenina es capaz de mejorar la estabilidad, lo cual puede observarse en una menor dispersión del estabilograma (figura 19B). Otros trabajos realizados en gimnastas destacan la importancia de realizar tests específicos para esta modalidad deportiva. Así, si comparamos la estabilidad entre gimnastas y otros deportistas/sedentarios con apoyo bipodal o sin restringir el sentido de la vista, es fácil que no encontremos ninguna diferencia, mientras que si hacemos el test en apoyo monopodal, sin visión y deteriorando las condiciones de la superficie de apoyo, las diferencias serán mucho más palpables (Vuillerme *et al.*, 2006). En gimnastas de nivel muy avanzado, se recomienda incluso realizar la estabilometría en apoyo invertido, con y sin privación del sentido de la vista, en tanto que se ha demostrado un cociente de Romberg similar estando en posición bipodal y en apoyo invertido, lo que indica que la pérdida de estabilidad en ambas posiciones es similar para gimnastas de alto nivel, los cuales están muy habituados a la postura de apoyo invertido.

En deportes de precisión como el Tiro Olímpico, que incluye disciplinas como el tiro con pistola, tiro con carabina y tiro al plato (figura 20A), también se ha analizado la relación entre el registro estabilométrico y la precisión del tiro. En concreto, la Tesis Doctoral del profesor Kostas Gianikellis, de la Universidad de Extremadura, trató sobre el desarrollo de una metodología de análisis biomecánico en este deporte, dentro de la cual se incluía el uso de estabilometría. En un trabajo de revisión de este mismo autor (Gianikellis y Maynar, 1998) se establece que los tiradores de menor nivel tienen mayor movimiento del CP durante el tiro, lo cual se traduce en una menor precisión del mismo (figura 20B). Así, se ha encontrado incluso una correlación ($r = 0,60$) entre la amplitud del registro estabilométrico y la distancia desde el tiro hasta el centro de la diana. Es necesario destacar que estos estudios hacen referencia a las modalidades deportivas de tiro que se realizan desde posición estática, ya que existen otras modalidades en las que realizar una estabilometría es más dificultoso, porque el tiro se lleva a cabo en posiciones muy estables (p. ej., tiro con carabina desde posición de tumbado) y/o dinámicas (p. ej., tiro al plato).

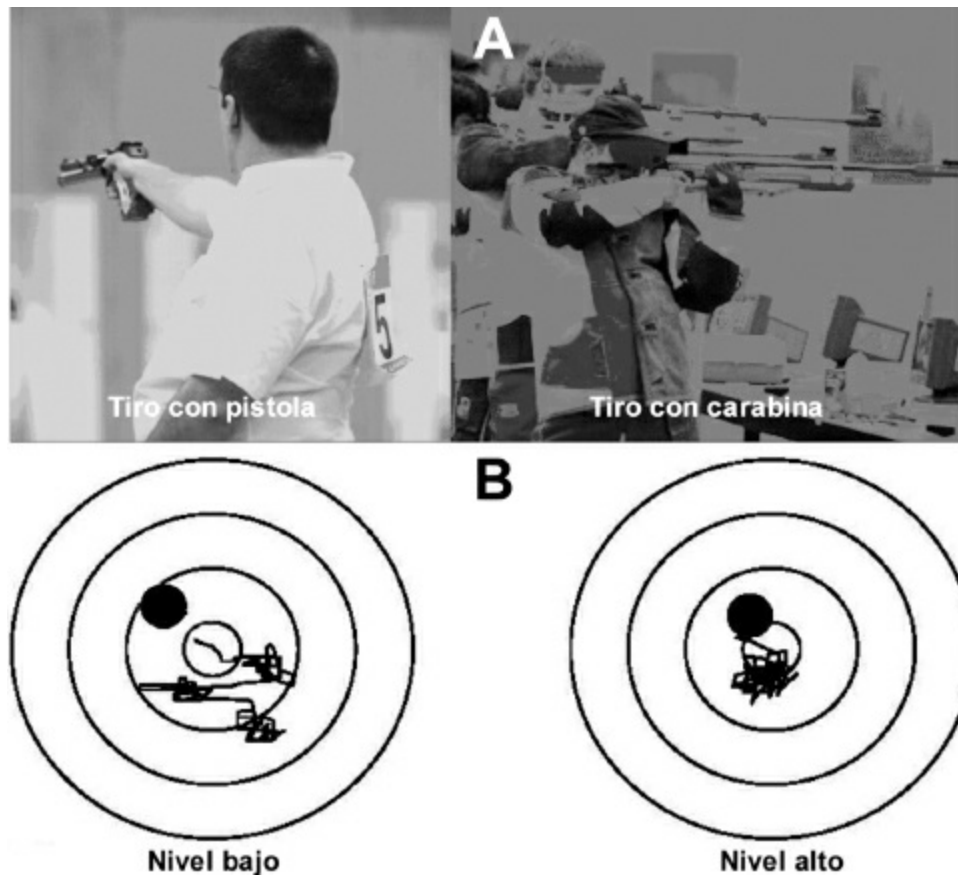


Figura 20. Disciplinas de tiro con pistola y tiro con carabina incluidas en la modalidad deportiva de Tiro Olímpico (A). Registro estabilométrico y precisión del tiro en tiradores de diferente nivel técnico (B).

Los deportes de combate y/o artes marciales (p. ej., Judo, Karate y Tai Chi) también se han mostrado como un buen medio para mejorar la estabilidad del equilibrio en poblaciones jóvenes y ancianas. Relacionado con el nivel de maestría técnica, algunos estudios han utilizado la estabilometría para analizar las posibles diferencias entre estas disciplinas. Así, por ejemplo, al analizar gestos técnicos de piernas en karatekas de alto nivel que simulaban un golpeo durante la realización de un Kata (entendido éste como una secuencia de movimiento preestablecida), las desviaciones del CP fueron menores que en karatekas de bajo nivel, lo cual indicó una mayor estabilidad del equilibrio de los primeros durante la realización de estos gestos técnicos (Perrot *et al.*, 1998). Algo similar se observó al comparar los karatekas que eran especialistas en Kata (la técnica de ejecución es un objetivo en sí mismo) con los que eran especialistas en competición (el objetivo es alcanzar al contrario), encontrando que los primeros tenían menos desviaciones del CP

durante la realización del gesto técnico sin adversario. Otra diferencia importante en los mecanismos que regulan la estabilidad del equilibrio de los practicantes de artes marciales es que, por ejemplo, los karatekas dependen más de la información visual que los judokas, en tanto que estos últimos obtienen información adicional (somatosensorial) a través del agarre con el adversario.

PUNTO CLAVE

En deportes de precisión y combate (gimnasia, artes marciales, tiro con arco, rifle o pistola, etc.) el nivel de maestría técnica está relacionado con una mejor estabilidad del equilibrio valorada tanto mediante test estandarizados como específicos del deporte.

4.4. Influencia de la práctica de actividad física

Innumerables trabajos ponen de relieve la importancia de la práctica de actividad física en la mejora de la estabilidad del equilibrio en diferentes grupos de población. La estabilometría es una técnica fundamental para poder detectar estas mejoras, y proponer programas de ejercicio físico diferenciados. En este apartado ilustraremos con cuatro ejemplos cómo la actividad física mejora la estabilidad en niños y adolescentes, adultos jóvenes y mayores, así como en poblaciones especiales.

El trabajo de Golomer *et al.* (1997) ilustra muy bien cómo la estabilidad del equilibrio de niños y adolescentes que no practican actividad física es peor que la de los que practican baile y/o acrobacia ([figura 21](#)). Para ello, el protocolo propuesto fue una estabilometría dinámica sobre una superficie inestable, realizando dos test, uno con ojos abiertos y otro con ojos cerrados. Este trabajo muestra además cómo la estabilidad se deteriora de los 11 a los 18 años, debido al crecimiento y maduración rápidos que se producen durante el período de la pubertad, lo cual conlleva un cambio en factores mecánicos como la altura del CG, pero también en factores ligados a la percepción y el control neuro-muscular del equilibrio. Sin embargo, podemos observar que cuando no se restringe la información visual, la estabilidad del equilibrio no se deteriora en los niños que practican actividad física (bailarines y acóbatas), y sí en los sedentarios. Igualmente, con la privación del sentido de la vista se

observa mucho mejor la pérdida de estabilidad entre los 11 y 18 años, en cualquiera de los grupos analizados, lo que pone de manifiesto que la información visual tiene un papel importante en la regulación del equilibrio en edades en que las informaciones somato-sensorial y vestibular están sometidas a grandes cambios. Para finalizar, la dependencia del sentido de la vista de los adolescentes que practicaban actividad física fue menor que la observada en los sedentarios, lo cual pone de relieve que, a pesar de su paso por la pubertad, la actividad física ayudó a mejorar la calidad de los sistemas somatosensorial y vestibular en la regulación del equilibrio.

La actividad física también juega un papel importante en la mejora de la estabilidad del equilibrio en adultos jóvenes. Existen multitud de estudios que utilizan diferentes programas de actividad física que se han mostrado efectivos para mejorar la estabilidad. Nosotros hacemos referencia a datos propios no publicados que fueron obtenidos con estudiantes de educación física de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física de la Universidad de León ($n = 84$ y $20,0 \pm 0,25$ años), los cuales fueron agrupados en función del número de horas de práctica de actividad física que realizaban a lo largo de la semana. Así, la mitad de los estudiantes realizaban hasta 6,5 h/semana (mediana estadística) y la otra mitad un valor superior ($> 6,5$ h/semana). Al comparar ambos grupos ([figura 22](#)), pudimos observar una mejor estabilidad del equilibrio (desplazamiento medio-lateral y área barrida por el CP) durante un test de apoyo monopodal con ojos abiertos en el grupo que más actividad física practicaba. Nuestra lectura de estos resultados es que, si en jóvenes físicamente activos se han encontrado diferencias en la estabilidad en función del número de horas de práctica, estas diferencias serían todavía mayores si se comparara con un grupo de jóvenes que no practican actividad física, lo cual pone de relieve la importancia de esta variable en el control de la estabilidad del equilibrio.

En adultos mayores, los resultados que se han encontrado son similares a los que se vienen describiendo, y diferentes estudios que han puesto en práctica programas muy distintos de actividad física (p. ej., bailes tradicionales, entrenamiento de fuerza, Tai Chi, Yoga, caminar, etc.) vienen a concluir que existe una mejora en la estabilidad del equilibrio. Resulta muy interesante el estudio retrospectivo de Buatois *et al.* (2007), quienes quisieron conocer si la estabilidad en personas mayores de 65 años dependía del momento en el que empezaron y/o dejaron de practicar actividad física. Así, estos autores seleccionaron 4 grupos. El grupo 1 practicaban actividad física

(AF) desde hacía +40 años. El grupo 2 empezaron a practicar AF tras la jubilación (~11 años). El grupo 3 pararon de hacer AF hacía tiempo (~16 años). El grupo 4 nunca habían practicado AF. Los resultados mostraron que los grupos 1 y 2 presentaron mejor estabilidad que los grupos 3 y 4, sobre todo en situaciones en que se alteraban gravemente las aferencias somatosensoriales y vestibulares (figura 17, test 3, 4, 5 y 6). Esto demostró que el factor “realizar AF en la actualidad” era más importante para la estabilidad del equilibrio que la edad, el sexo o haber realizado actividad física en el pasado. La lectura de estos resultados es que, en contra de lo que pudiera pensarse, nunca es tarde para iniciarse en la práctica de AF.

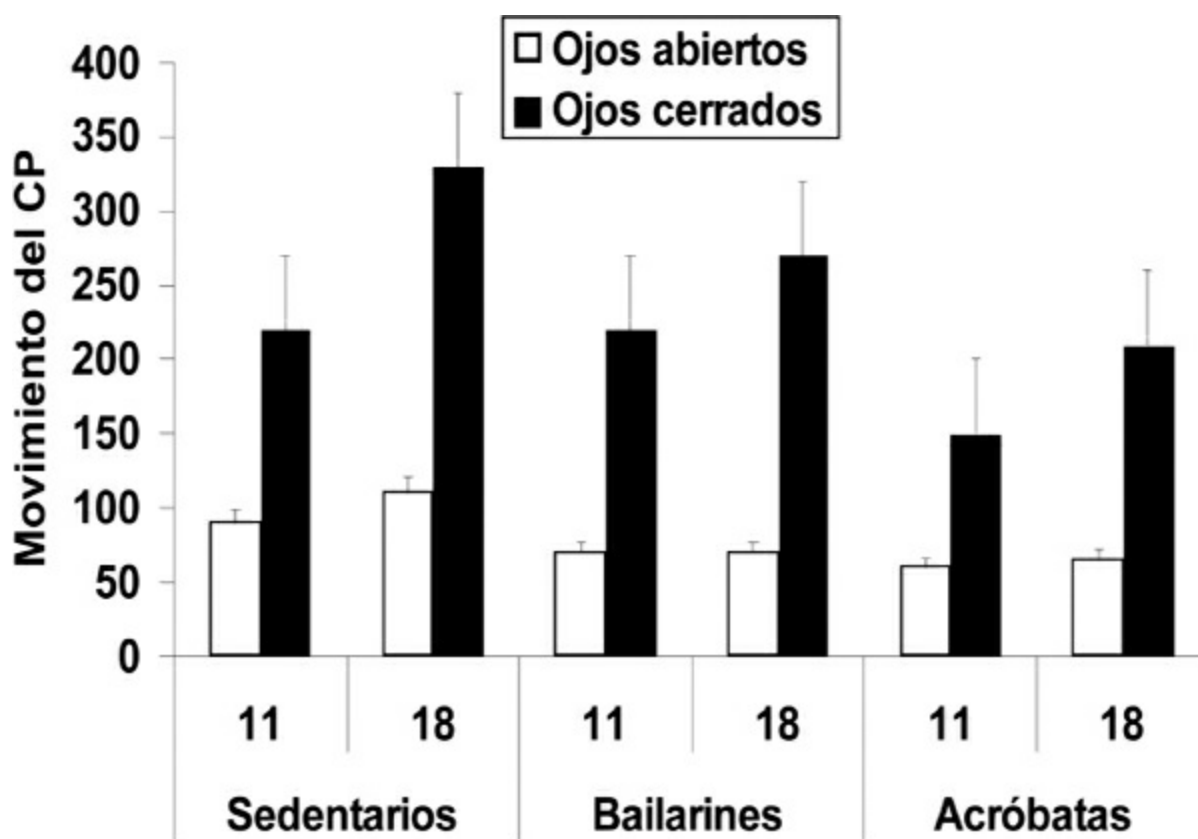


Figura 21. Resultados de la estabilometría dinámica con ojos abiertos y cerrados en niños (11 años) y adolescentes (18 años) sedentarios, practicantes de baile y acróbatas (adaptado de Golomer et al., 1997).

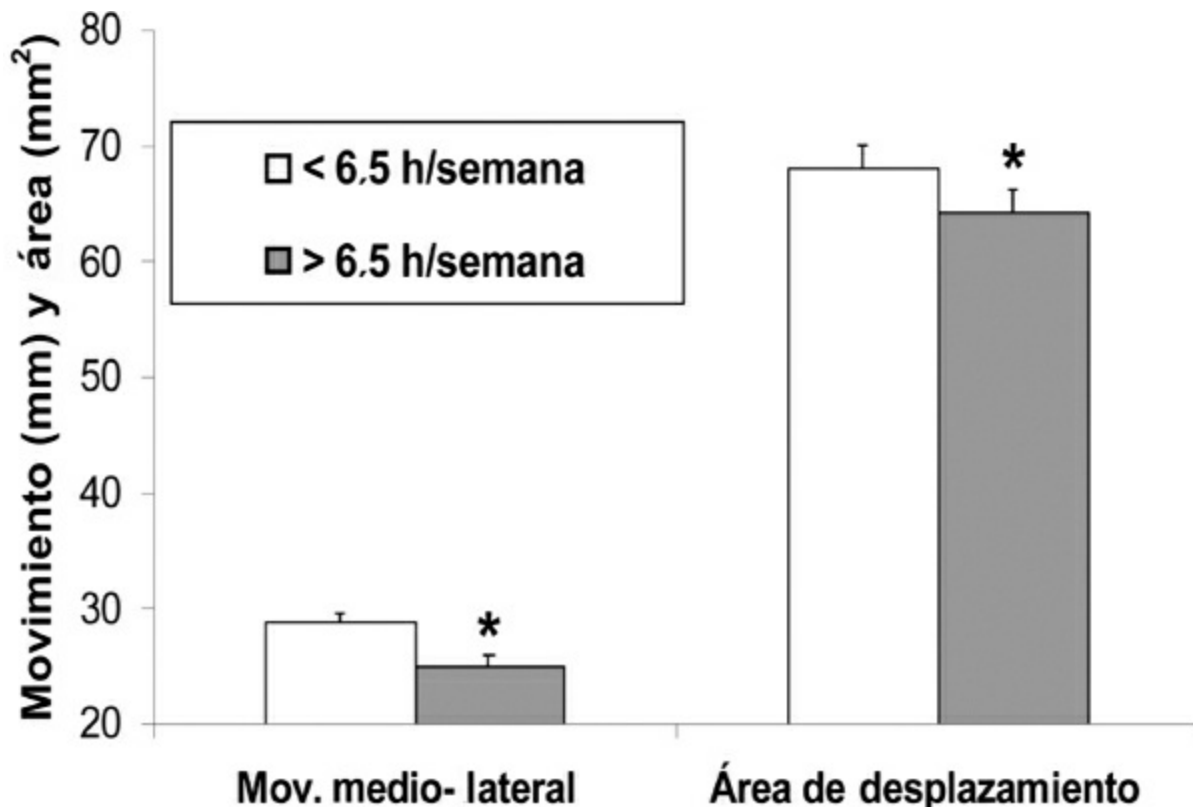


Figura 22. Resultados de la estabilometría estática con ojos abiertos en jóvenes estudiantes de educación física ($n = 84$; $20,0 \pm 0,25$ años), en función del número de horas semanales de práctica de actividad física (datos sin publicar).

En poblaciones especiales con discapacidad física y/o psíquica también se ha demostrado un efecto positivo de la actividad física en la estabilidad del equilibrio, tanto en condiciones estáticas como en tareas funcionales como la marcha. Por eso hemos seleccionado el trabajo de Aydog *et al.* (2006) para poner de relieve que incluso el deporte reglado es beneficioso en este tipo de poblaciones. El grupo de estudio de estos autores eran personas invidentes que practicaban el deporte de Goal-Ball con una frecuencia de 1-2 veces a la semana (figura 23A), las cuales fueron comparadas con un grupo de personas invidentes que no practicaban actividad física y un grupo de personas sin esta discapacidad que tampoco la practicaban. Todos los grupos tenían similares características de edad (entre 24 y 26 años), peso y talla. El test de estabilometría utilizado fue dinámico, mediante un sistema llamado Biodex que permite balancear la base de sustentación, aunque el nivel de movilidad de la misma fue el mínimo permitido por el sistema, dadas las características de los sujetos del estudio. Las personas sin discapacidad realizaron el test con los ojos abiertos y cerrados, mientras que a los invidentes e invidentes

parciales se les puso un antifaz para realizar único test sin visión. Los resultados (figura 23B) se expresaron como índice general de estabilidad, estabilidad medio-lateral (M-L) y estabilidad antero-posterior (A-P). Tal y como era de esperar, existieron claras diferencias entre personas videntes/invidentes en la estabilidad del equilibrio, debido a la posibilidad de los primeros de utilizar la vía de información visual. Sin embargo, estas diferencias se vieron muy reducidas cuando las personas sin discapacidad cerraron los ojos. Además, otro hallazgo importante del trabajo fue constatar científicamente que los practicantes invidentes de Goal-Ball tenían mejor estabilidad que los invidentes sedentarios, estando más cerca de las personas videntes con los ojos cerrados que de los anteriores. Nuestra lectura del estudio es que en las personas con discapacidad visual el deporte y la actividad física pueden potenciar las otras dos vías de control de la estabilidad del equilibrio (somatosensorial y vestibular), compensando parte del déficit de estabilidad que tienen por la restricción de la información visual.

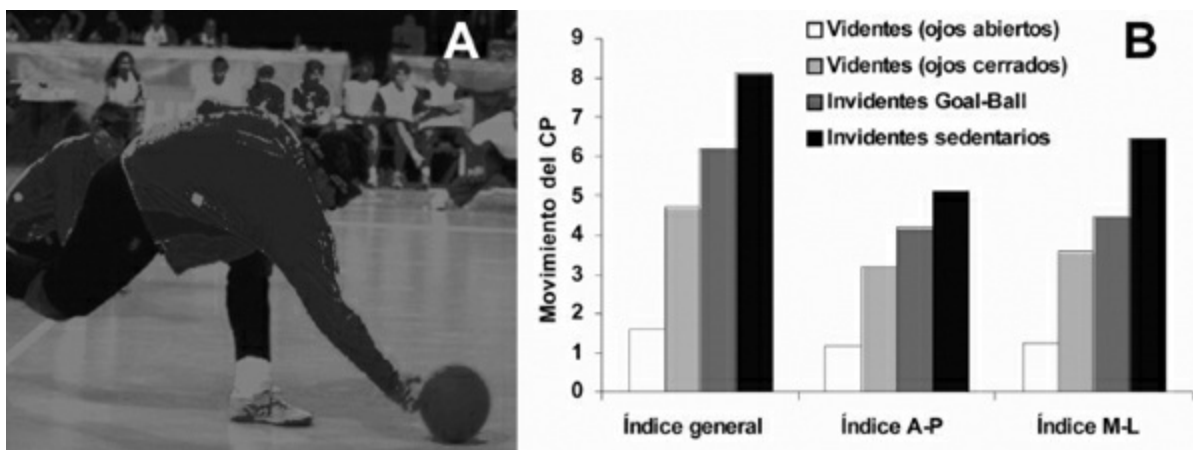


Figura 23. Personas invidentes practicando Goal-Ball (A). Resultados de un test de estabilometría dinámica al ser comparados con invidentes y videntes sedentarios (B) (adaptado de Aydog et al., 2006).

Por último, destacar que algunos estudios han puesto de relieve la relación negativa entre la estabilidad del equilibrio y el peso/masa corporal o el índice de masa corporal, llegando a sugerir incluso que el peso es un importante factor de riesgo de caídas, ya que por sí sólo podría explicar más del 50% de los resultados en estabilidad. Este punto de vista es algo confuso, como también lo es el punto de vista puramente mecánico, que dice que a igualdad en el resto de factores (altura del CG, BDS y proyección del CG en

la BDS), la masa estaría relacionada positivamente con la estabilidad del equilibrio, en tanto que el cuerpo tendría más inercia (López Elvira, 2008). Por lo tanto, según nuestra opinión, el hecho de que la masa corporal y el índice de masa corporal puedan relacionarse negativamente con la estabilidad del equilibrio tiene más que ver con la falta de actividad física y sus factores asociados (sobrepeso, aumento del índice de masa corporal, etc.) que con la masa como magnitud física. Entonces, para prevenir las caídas mejorando la estabilidad del equilibrio, un factor clave va a ser la práctica de actividad física, ya que como se ha demostrado mejora por sí misma la estabilidad del equilibrio, a la vez que previene y/o revierte la obesidad y el sobrepeso, que son factores que deterioran la estabilidad.

PUNTO CLAVE

La práctica de actividad física, independientemente de la edad, sexo o discapacidad, es una herramienta que potencia la estabilidad del equilibrio, mejorándola sustancialmente, con importantes implicaciones en la calidad de vida de los practicantes. No hay una relación directa entre peso/sobrepeso y estabilidad, sino que se trata de una relación indirecta entre peso/sobrepeso y actividad física, y de esta última con la estabilidad del equilibrio.

4.5. Influencia de la fatiga

La fatiga, entendida como una disminución en la capacidad de generar fuerza, afecta negativamente la estabilidad del equilibrio. De hecho, gran parte de las lesiones durante la práctica de actividad física y deporte se producen en condiciones de fatiga, cuando la estabilidad del equilibrio está comprometida por una pérdida de la calidad de la información recibida (a través de los sistemas visual, vestibular y somatosensorial) y una pérdida de la capacidad de procesamiento de esa información a nivel central. Lepers *et al.* (1997) midieron los efectos de correr 25 km en la estabilidad del equilibrio de 9 atletas de resistencia utilizando una batería de test para la valoración integral de la estabilidad (figura 17). Aunque no obtuvieron diferencias antes y después de ese ejercicio en los test estáticos (test 1, 2 y 3), sí que las obtuvieron en los test dinámicos (test 4, 5 y 6). Otros estudios han demostrado que cuando el ejercicio resulta más fatigante, como es el caso de

competir en un Ironman (3,8 km de natación, 180 km de ciclismo y 42,2 km de carrera), sí que se observa una pérdida de estabilidad en los protocolos estáticos (test 1 y 2), dependiente de la intensidad de la misma, y que puede perdurar hasta 20 min después de una carrera intensa (Nardone *et al.*, 1997). Parece ser que, en ausencia de fatiga, los practicantes de carreras de resistencia de larga duración (p. ej., Maratón o Ironman) utilizan menos la información visual, posiblemente debido a la gran cantidad de información que perciben por las otras dos vías sensitivas durante un largo período de tiempo. Esto coincide con los resultados obtenidos por Nardone *et al.* (1997), quienes constataron que el ejercicio de carrera más fatigante producía más alteraciones en el cociente de Romberg, lo que podría obligar a los practicantes de Ironman a hacer uso de otras vías sensitivas diferentes a la vista.

Sin embargo, no todos los ejercicios son igual de fatigantes, ni tienen la misma repercusión en la estabilidad del equilibrio, por lo que son necesarios más estudios que relacionen ambas variables. Se ha demostrado que caminando y corriendo a la misma intensidad, la carrera provoca un mayor deterioro en la estabilidad, debido a que afecta en mayor medida los sistemas visual y vestibular (mayor movimiento vertical de la cabeza). Nardone *et al.* (1997) demostraron que el ejercicio de bicicleta apenas altera el registro estabilométrico (independientemente de su intensidad), por lo que podemos concluir que, en cuanto al tipo de ejercicio, la carrera deteriora más la estabilidad que la marcha, y posiblemente en ambas modalidades de desplazamiento es importante la intensidad (aunque en la marcha no se ha probado experimentalmente). Aun así, no existen estudios que hayan probado los efectos de la fatiga provocada por otros tipos de ejercicio como la natación o los saltos. También es necesario destacar que los estudios de marcha y carrera han sido llevados a cabo en tapiz rodante, donde el movimiento del CG y de los sistemas vestibular y visual es circular, en tanto que el corredor apenas avanza en el espacio (figura 24A), cuando en la carrera normal sobre terreno firme o pista su movimiento es ondulado (figura 24B). El movimiento circular de los sistemas vestibular y visual previo a la estabilometría es probable que conlleve un peor registro estabilométrico que el movimiento ondulado, lo cual debe ser comprobado en futuros trabajos.

La fatiga de los músculos que controlan la articulación del tobillo es fundamental en la alteración de la estabilidad del equilibrio, ya que, como hemos comentado anteriormente, el cuerpo humano se comporta como un

péndulo invertido donde esta articulación juega un papel muy importante. El grupo de investigación de Vuillerme *et al.* (2006) se ha encargado de valorar los efectos de la fatiga localizada en el tríceps sural (sóleo y gemelos) en la estabilidad del equilibrio, demostrando que después de un protocolo fatigante se deteriora la estabilidad, y que esto es todavía más preocupante si la fatiga se ve acompañada de un requerimiento de atención durante la tarea. Estos autores proponen que para detectar verdaderamente la fatiga se utilice, de no ser posible una estabilometría dinámica, una estabilometría estática con los ojos cerrados, en tanto que han apreciado que la información visual puede suplir la somatosensorial en condiciones de fatiga. Nosotros hemos reproducido este ensayo de estabilometría estática con apoyo monopodal, antes y después de provocar una fatiga aguda del tríceps sural realizando varias repeticiones de flexo-extensión de tobillo con sobrecarga del 30% del peso corporal hasta el agotamiento (figura 25). Así hemos podido comprobar que la fatiga del tríceps sural sólo se detecta en el test estático con ojos cerrados (no en el test con ojos abiertos), y también hemos apreciado, como hicieron Vuillerme *et al.* (2006), que con la fatiga de estos músculos el CP se desplaza hacia la parte del antepié, en un intento de dar mayor participación en el control de la estabilidad a los flexores de los dedos, que no están fatigados. Sin embargo, la capacidad de estos músculos para controlar la estabilidad es mucho menor que la del tríceps sural, porque son mucho más pequeños y tienen menos fuerza.

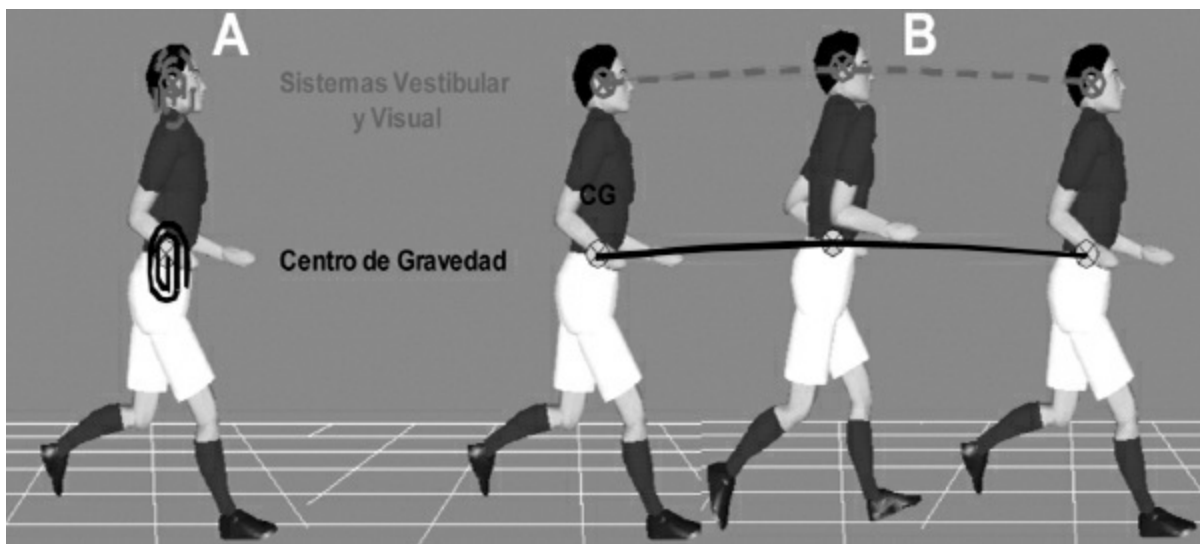


Figura 24. Movimiento del centro de gravedad y de los sistemas vestibular y visual durante la carrera en tapiz rodante (A) y sobre terreno firme o pista (B).

Por último, abordaremos los efectos de la deshidratación en el registro estabilométrico, y también del tiempo mínimo de recuperación postejercicio para llevar a cabo una estabilometría con garantías. Se ha demostrado que la fatiga unida a la deshidratación deteriora aún más el registro estabilométrico que la fatiga sola, porque afecta las vías eferentes musculares, y a las vías sensitivas o aferentes como la propiocepción. Así, se ha recalcado la importancia de hidratarse bien durante el ejercicio, no sólo para retrasar los efectos de la aparición de la fatiga, sino también para conseguir un mejor control postural que podría derivar en una menor incidencia de lesiones. Por otra parte, una aplicación muy interesante de la estabilometría la encontramos en la batería de pruebas “Balance Error Scoring System” (BESS) que se aplican en fútbol americano (figura 26). El BESS se utiliza para saber cuándo los practicantes de este deporte pueden volver a competir después de traumatismos cráneoencefálicos moderados que son propios de esta actividad, y también para poder detectar alteraciones neurológicas de traumatismos que han pasado desapercibidos. El protocolo consiste en tener un valor de referencia del test al iniciarse la pretemporada de entrenamiento, y posteriormente utilizar esa referencia para poder evaluar la existencia o no de las mencionadas alteraciones. Sin embargo, un trabajo reciente se preguntó en qué momento después del traumatismo se podría realizar este test (Fox *et al.*, 2008), ya que muchas de las evaluaciones se llevaban a cabo tan sólo 3 minutos después, y así era difícil diferenciar entre los efectos de la fatiga provocada por la actividad que se estaba realizando y el propio traumatismo. Realizando un test de Yo-Yo de ida y vuelta a diferentes intensidades (aeróbica y anaeróbica) establecieron que el tiempo mínimo de recuperación hasta conseguir los niveles basales de BESS era de 13 minutos en los dos test. Sin embargo, esto en parte contradice lo comentado anteriormente por otros trabajos (Nardone *et al.*, 1997), en los que se reconocía que la intensidad del ejercicio alargaba el tiempo de recuperación hasta los 20 minutos, lo que puede deberse a que el presente estudio realizó un ejercicio anaeróbico muy liviano (2 minutos). Por lo tanto, una solución intermedia entre ambos estudios puede ser considerar suficientes 13 minutos de recuperación después de un ejercicio aeróbico y 20 minutos de recuperación después de un ejercicio anaeróbico y/o extenuante.

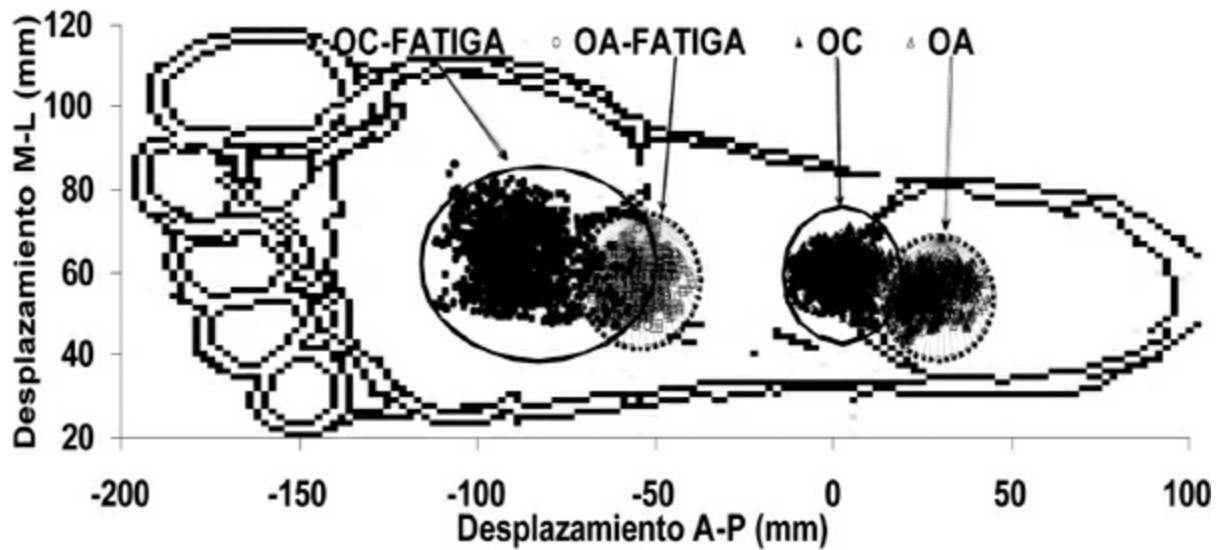


Figura 25. Localización del CP durante la realización de una estabilometría estática con apoyo monopodal antes de fatigar el tríceps sural, con ojos abiertos (OA) y cerrados (OC), y después de fatigarlo, con ojos abiertos (OA-fatiga) y cerrados (OC-fatiga).

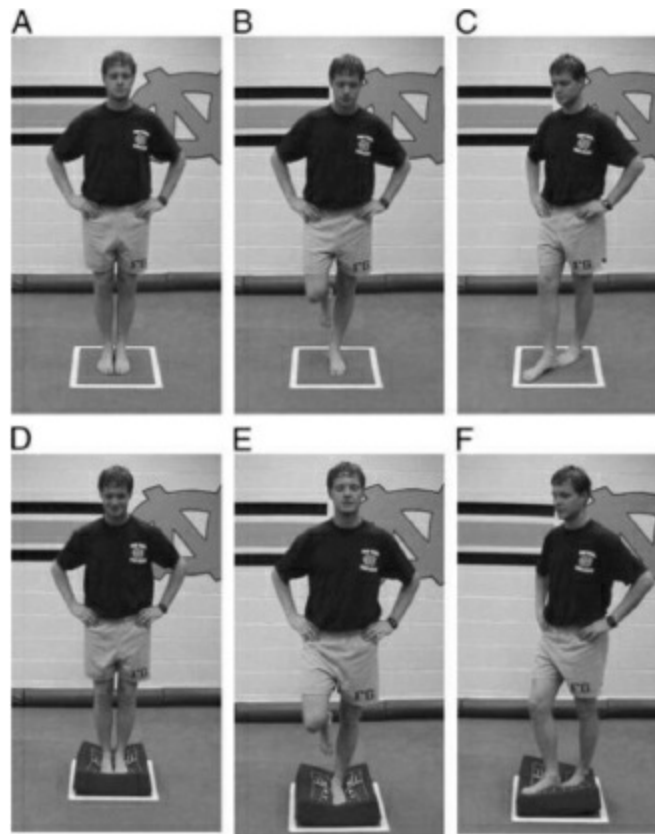


Figura 26. Las 6 posiciones utilizadas en la batería del test “Balance Error Scoring System”. Apoyo bipodal (A), apoyo monopodal (B) y apoyo bipodal en línea (C) en suelo firme. Ídem en superficie de goma-espuma (D, E y F).

PUNTO CLAVE

La fatiga es otra variable que influye claramente en la estabilidad del equilibrio. Los ejercicios de carácter antigravitatorio y con efecto directo en la articulación del tobillo serán los que más deterioren la estabilidad. El tipo de ejercicio y la contribución de los diferentes sistemas de control de la estabilidad (somatosensorial, vestibular y visual) también condicionarán el efecto de la fatiga. Algunos deportes como el fútbol americano utilizan test de estabilidad para saber cuándo sus practicantes pueden volver a competir después de traumatismos cráneo-encefálicos moderados que son propios de esta actividad.

5. ESTABILIDAD DEL EQUILIBRIO Y RIESGO DE LESIÓN

La utilización de la estabilometría también nos ha permitido en los últimos años profundizar en el conocimiento de los factores que predisponen a la lesión en los deportistas, y valorar los efectos de las mismas y de diferentes protocolos de prevención aplicados. De hecho, aunque no lo hemos comentado en el apartado metodológico, salvo que sea el objetivo principal del trabajo, en los estudios con estabilometría no deben incluirse sujetos con un historial previo de lesiones en la extremidad inferior, ya que éstas alterarían por sí mismas el registro estabilométrico. En la [tabla 3](#) se muestra una relación de estudios que han analizado la asociación entre la estabilidad del equilibrio y el riesgo de lesiones en la extremidad inferior, y la mayoría de ellos encuentran esta asociación (sólo se incluyen aquellos estudios que utilizaron la técnica de estabilometría, y no otros que utilizaron el equilibrio Flamingo o el tiempo que se permanecía encima de un tablero inestable). Si exceptuamos el primero de estos estudios, que ha sido bastante cuestionado por la categorización de los sujetos con poca y mucha estabilidad, se puede decir que hasta el año 2000 la estabilometría sólo se utilizaba como método de valoración de las lesiones en la extremidad inferior ([figura 27A](#)), para evaluar cómo afectaba la estabilidad del equilibrio la utilización de diferentes sistemas de fijación del tobillo (p. ej., tobilleras) y para validar protocolos de rehabilitación (ámbito de la rehabilitación), pero no orientada a la prevención de lesiones actuando mediante ejercicios físicos incluidos como parte del entrenamiento (ámbito de los Licenciados en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte).

Tabla 3. Estudios que relacionan el déficit de estabilidad del equilibrio (estabilometría) y las lesiones en la extremidad inferior (adaptado de Hrysonmallis, 2007).

Estudio (año)	Deporte (nivel)	Sujetos de la muestra	Variable analizada	Lesión analizada	Principales hallazgos
Tropp <i>et al.</i> (1984)	Fútbol (4ª división)	127 ♂ adultos	Área barrida por el CP	Articulación del tobillo	↓ estabilidad ↔ ↑ riesgo de lesión
McGuine <i>et al.</i> (2000)	Baloncesto (Juniors)	210 jóvenes (119♂, 91♀)	Vel. CP, puntuación	Articulación del tobillo	↓ estabilidad ↔ ↑ riesgo de lesión
Soderman <i>et al.</i> (2001)	Fútbol	148 ♀ adultas	Puntuación	Extremidad inferior	↓ estabilidad ↔ ↑ riesgo de lesión
Beynnon <i>et al.</i> (2001)	Fútbol, lacr. y hockey	118 adultos (50♂, 68♀)	Movimiento A-P del CP	Articulación del tobillo	No existe relación entre ambas
Hrysonmallis <i>et al.</i> , 2007	Fútbol	Australiano 210♂ adultos	Movimiento M-L del CP	Articulación del tobillo	↓ estabilidad ↔ ↑ riesgo de lesión

El estudio de McGuine *et al.* (2000) fue realizado con más de 200 jugadores juveniles de baloncesto, y demostró que aquellos jugadores que tenían un peor registro estabilométrico durante la pretemporada podían llegar a tener incrementado hasta 5 veces el riesgo de lesiones en el tobillo al compararlos con jugadores con un buen registro estabilométrico, y casi 2 veces cuando se comparaban con lo que tenían un registro intermedio (figura 27B), lo cual ponía de relieve la necesidad de incorporar, dentro de las rutinas de entrenamiento, ejercicios que mejoraran el control postural como estrategia para la prevención de lesiones. De la misma forma, el reciente trabajo de Hrysonmallis *et al.* (2007) llevado a cabo con 210 jugadores de elite de fútbol australiano pertenecientes a 6 equipos ha demostrado que los jugadores que obtuvieron mejores registros durante una estabilometría estática (3 repeticiones con cada pierna de 20 s de apoyo monopodal con los ojos abiertos) sufrieron menos de la mitad de lesiones de tobillo a lo largo de la temporada que los jugadores con peor estabilidad (7,7 y 16,9%, respectivamente). En este punto, lo que parece evidente es que el entrenamiento de la estabilidad del equilibrio previene lesiones de la extremidad inferior, y especialmente las lesiones de tobillo. A este respecto, la excelente revisión de Hrysonmallis (2007) establece que sólo el entrenamiento de estabilidad ha resultado efectivo para la prevención de lesiones de tobillo en fútbol, voleibol y deporte recreativo, pero en personas que no tenían lesiones previas en esta articulación. Además, en fútbol

masculino también existe evidencia de que previene las lesiones de rodilla, pero sorprendentemente parece aumentarlas en fútbol femenino y en voleibol masculino y femenino. Por eso, este autor propone que este tipo de entrenamiento se combine con otras habilidades como el salto, los aterrizajes o ejercicios de agilidad, ya que se ha demostrado que así es efectivo para prevenir lesiones de rodilla y tobillo en deportes como el balonmano, el voleibol y en deporte recreativo. Los programas utilizados por los distintos estudios son diferentes en sí mismos, y esto no permite conocer qué entrenamiento (estabilidad, salto, aterrizaje o agilidad) contribuye más a la prevención de las lesiones mencionadas. Esto pone de manifiesto la necesidad de seguir investigando en esta temática.

Desarrollaremos el contenido de dos estudios que se llevaron a cabo sólo con entrenamiento de estabilidad, aunque volvemos a resaltar la importancia de combinar este tipo de trabajo con otras habilidades. En el primer estudio (McGuine *et al.*, 2006) realizado con 765 jóvenes jugadores/as de fútbol y baloncesto (~ 16 años) se demostró que en el grupo experimental (373 jugadores que realizaron entrenamiento deportivo más entrenamiento de estabilidad) disminuía casi a la mitad (del 10% al 6%) la incidencia de lesiones del tobillo respecto al grupo control (392 jugadores que realizaron sólo entrenamiento deportivo). Es necesario destacar que en estas edades aproximadamente el 15% de los practicantes sufre lesiones de tobillo a lo largo de una temporada, lo que supone más visitas a urgencias, períodos de recuperación largos, mayor probabilidad de esguinces en un futuro y un alto coste económico. El programa duró 5 semanas, y se realizó 5 veces a la semana durante las 4 primeras semanas de pretemporada y 3 veces a la semana durante la primera semana de la temporada, reconociendo los autores que en plena temporada de competición bastaría con 1-2 sesiones para mantener los efectos. Los 4 ejercicios por sesión planteados fueron en progresión y consistían en apoyos monopodales alternativos derecha/izquierda de 30 s. Un ejemplo sería: primera semana, con ojos abiertos: estar sobre una pierna, *ídem* pero balanceándola, *ídem* pero flexionándola 30-45°; segunda semana, con ojos cerrados: *ídem* que la primera semana, etc.), lo que puede suponer un tiempo total de ejecución por sesión inferior a 5 minutos.

En el segundo estudio (Gioftsidou *et al.*, 2006), llevado a cabo con 39 jugadores de fútbol, se quiso dilucidar si era importante realizar este tipo de entrenamiento antes o después de la parte principal de la sesión, para lo que

utilizaron tres grupos de estudio (grupo 1, no realizaba entrenamiento de estabilidad; grupo 2, realizaba entrenamiento de estabilidad al principio de la sesión; grupo 3, realizaba entrenamiento de estabilidad al final de la sesión) que entrenaron durante 12 semanas, a razón de 3 veces/semana, utilizando sesiones de 20 minutos y realizando 5 ejercicios de apoyo monopodal alternativo de 45 s (p. ej., apoyo monopodal en suelo, apoyo monopodal en semiesferas con movilidad en los 3 ejes del espacio y apoyo monopodal en minitrampolín). Los resultados fueron que los jugadores que realizaron el entrenamiento mejoraron su registro estabilométrico, y que no existieron diferencias entre realizarlo antes o después de la parte principal de la sesión.

PUNTO CLAVE

En conclusión, se ha demostrado una asociación inequívoca entre la estabilidad del equilibrio y el riesgo de lesión en la extremidad inferior, fundamentalmente en la articulación del tobillo, y en personas sin lesiones previas en la misma. Esto hace necesario la aplicación de programas de entrenamiento de la estabilidad del equilibrio, combinando 4-5 ejercicios de 30 s de duración en apoyo monopodal alternativo (piernas derecha e izquierda) con/sin la privación del sentido de la vista (p. ej., en diferentes superficies estables e inestables, mientras se realizan gestos técnicos deportivos, etc.), conjuntamente con 4-5 ejercicios de agilidad, habilidades de salto y aterrizaje. Los ejercicios pueden realizarse 3-5 veces a la semana durante el período preparatorio, disminuyendo a 1-3 veces durante el período competitivo. La duración de los mismos estará comprendida entre 10 y 20 minutos, y pueden ubicarse indistintamente al inicio y/o final de la parte principal de la sesión.

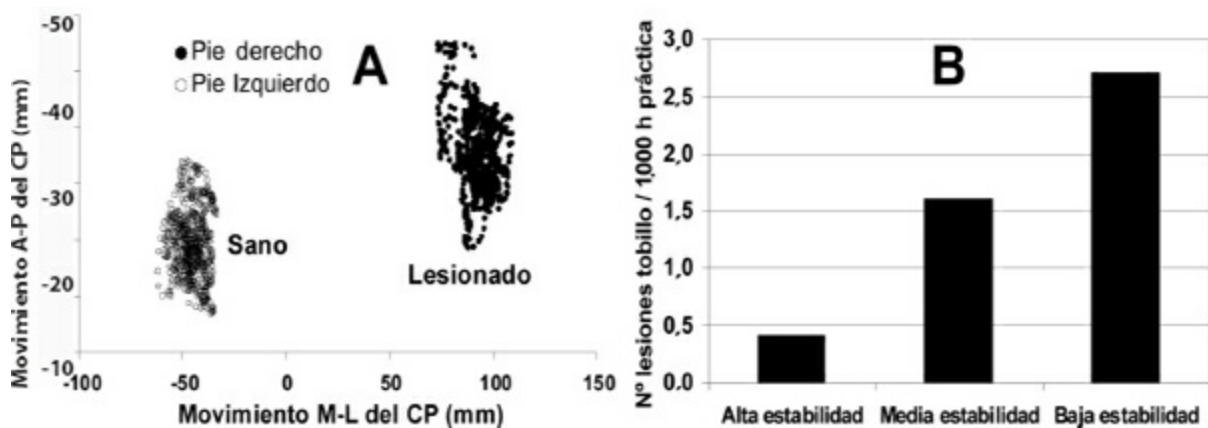


Figura 27. Movimiento del CP del tobillo sano y lesionado de una misma persona (A). Número de lesiones de tobillo por cada 1.000 h de práctica (adaptado de McGuine et al., 2000) en función de la estabilidad antes de producirse la lesión (B).

BIBLIOGRAFÍA

- Aydo, E., Aydo, S.T., Cakci, A., Doral, M.N. (2006) Dynamic postural stability in blind athletes using the biodex stability system. *International Journal of Sports Medicine* 27(5) 415-8.
- Buatois, S., Gauchard, G.C., Aubry, C., Benetos, A., Perrin, P. (2007) Current physical activity improves balance control during sensory conflicting conditions in older adults. *International Journal of Sports Medicine* 28(1) 53-8.
- Fox, Z.G., Mihalik, J.P., Blackburn, J.T., Battaglini, C.L., Guskiewicz, K.M. (2008) Return of Postural Control to Baseline After Anaerobic and Aerobic Exercise Protocols. *Journal of Athletic Training* 43(5) 456– 463.
- Gioftsidou, A., Malliou, P., Pafis, G., Beneka, A., Godolias, G., Maganaris, C.N. (2006) The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability. *European Journal of Applied Physiology* 96(6) 659-64.
- Golomer, E., Dupui, P., Monod, H. (1997) The effects of maturation on self-induced dynamic body sway frequencies of girls performing acrobatics or classical dance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 76(2) 140-4.
- Hrysomallis, C. (2007) Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Medicine* 37(6) 547-56.
- McGuine, T.A., Keene, J.S. (2006) The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *American Journal of Sports Medicine* 34(7) 1103-11.
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., Schieppati, M. Fatigue effects on body balance. *Electroencephalogram and Clinical Neurophysiology* 105(4) 309-20.
- Perrot, C., Moes, R., Deviterne, D., Perrin, P. (1998) Postural adaptations during specific combative sport movements. *Science and Sports* 13(2) 64-74.
- Vuillerme, N., Burdet, C., Isableu, B., Demetz, S. (2006) The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. *Gait and Posture* 24(2) 169-72.

PARA SABER MÁS

- Dinascan-IBV. <http://www.ibv.org/index.php/es/productos/aplicaciones-biomecnicas->
- Gianikellis, K., Maynar, M. (1998) Fundamentos biomecánicos de la estabilometría y su aplicación en diferentes modalidades de los deportes de precisión. *Biomecánica* 6 (10) 37–44.
- Gutiérrez, M. (1999) *Biomecánica deportiva*. Madrid, Síntesis.
- IBV (2003). Posturografía ¿algo se mueve? *Revista de Biomecánica*. Ed. Instituto de Biomecánica de Valencia (monográfico). <http://libreria.ibv.org/AdaptingShop/usuario/productos/fichaproducto2.asp?id-Producto=41&acc=ver>
- López Elvira, J.L. (2008) Control y análisis del equilibrio y la estabilidad en la actividad física y el deporte. En: Izquierdo, M. (Coord.). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Madrid, Médica Panamericana, 259-279.
- Winter, D.A. (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* 3(4) 193-214.

DINÁMICA

6

Dr. Morey, G.¹ y Dra. Mademli, L.².

1. INESCOP - Laboratorio de análisis funcional del calzado
2. Department of Physical Education and Sport Science at Serres (Aristotle University of Thessaloniki)

RESUMEN

La dinámica es la parte de la mecánica que estudia las causas del movimiento o del equilibrio estático. Éstas son las fuerzas y los momentos. Cualquier cambio en el estado de movimiento de un cuerpo es debido a una fuerza. Por tanto, sin fuerza no hay cambio de movimiento. La dinámica se fundamenta en las leyes de Newton que describen esta relación entre fuerza y movimiento. En el presente capítulo se intenta explicar los fundamentos de la dinámica y exponer ejemplos prácticos que sirvan de apoyo para la comprensión de los conceptos explicados.

1. CÓMO LEER ESTE CAPÍTULO

En realidad el capítulo está escrito para ser leído de corrido. Sin embargo, en general cada una de las secciones puede entenderse por sí sola. Este capítulo contiene un glosario. En el texto pueden aparecer términos cuyo significado no se conoce con precisión. Se ha intentado incluir todas estas palabras en el glosario. En el apartado de ejemplos prácticos se ha intentado cubrir un amplio abanico de posibilidades. Se ha pretendido con ello que para la mayoría de cuestiones o problemas que puedan surgirle al lector y que no son tratadas en otros capítulos haya al menos un ejemplo que pueda extrapolarse a su interés particular.

2. INTRODUCCIÓN

El [capítulo 4](#) se ha dedicado a la cinemática, es decir, a la descripción del movimiento: posiciones, velocidades y aceleraciones. La dinámica se encarga de estudiar las causas del movimiento o del equilibrio estático. Éstas son las fuerzas y los momentos.

A veces, nos basta con observar fuerzas externas para responder a nuestras preguntas: ¿Con qué fuerza impacta el talón en el suelo? ¿Cuál es la potencia de salto de mi atleta? Para contestar a la pregunta ¿con qué fuerza impacta el pie en el balón?, dado que es difícil instrumentar la bota con un sensor que nos permita medir la fuerza directamente, podemos inferirla a partir de otros parámetros. En este caso, podemos determinar el tiempo de contacto del balón con el pie y su velocidad de salida (y la de llegada si no está parado) utilizando una cámara de alta velocidad. Conociendo la masa del balón, podremos calcular la fuerza media ejercida sobre él durante el tiempo de impacto (ver el apartado Ejemplos prácticos). Sin embargo, la biomecánica va mucho más allá. En el ámbito de la biomecánica deportiva (y en muchos casos también en el ámbito clínico o en ergonomía) a menudo nos interesa saber cuánta fuerza hacen los músculos de nuestros sujetos durante la ejecución de un gesto determinado, o la magnitud del momento de rotación que generan alrededor de una articulación durante el mismo. En el rendimiento deportivo, la potencia en la ejecución de un gesto es muchas veces uno de los parámetros de interés, igual que lo es el trabajo realizado (ver [capítulo 7](#)).

Con la mera observación externa, es decir, a partir de la cinemática apoyada en general por los datos dinámicos de una plataforma de fuerzas y con cierta información antropométrica, podemos contestar muchas preguntas como las anteriores con relativa seguridad. Las respuestas serán generalmente estimaciones, porque lo que observamos externamente puede ser el resultado de distintas acciones internas. Así pues, en cualquier movimiento intervienen varios músculos. El cómo éstos comparten las distintas cargas no se puede observar externamente. En general tampoco conocemos con precisión las propiedades inerciales de cada segmento corporal, los orígenes e inserciones de los músculos de cada sujeto, ni las fuerzas pasivas de los ligamentos implicados, etc. A estas limitaciones se suman muchas otras, como por ejemplo la limitación de la precisión de nuestro análisis cinemático a la hora de describir el movimiento de cada articulación. En fin, nuestro aparato

locomotor es muy complejo como para describirlo exhaustivamente. Por ello, para estudiarlo utilizamos modelos. Un modelo es siempre una simplificación de la realidad. Los modelos deben adecuarse al objeto del estudio, y en general será válida la máxima de que un modelo deberá ser lo más simple posible y de la complejidad necesaria para estudiar un determinado fenómeno. Si bien es verdad que, conforme avanza nuestro conocimiento y la potencia de cálculo, los modelos y sistemas utilizados son cada vez mejores y permiten estimaciones más precisas, consideramos que el lector debe ser consciente de las limitaciones, sobre todo para poder ser crítico e interpretar con el debido rigor la información que le llega.

A lo largo del capítulo vamos a conocer los fundamentos físicos/mecánicos de la dinámica y cómo se aplican al estudio biomecánico del deporte o la actividad física general. En cuanto a la precisión, no se tratarán aquí temas de cálculo de error. El mensaje a transmitir al respecto es que la precisión del método empleado tiene que ser mayor que la magnitud del efecto que se desea observar.

3. BASES DE LA DINÁMICA: LAS LEYES DE NEWTON

Para entender la dinámica, el primer paso es comprender bien las 3 leyes que Newton formuló en 1687 en su obra “*Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*”. Su formulación es clara y sencilla. Lo bueno es que además de su sencillez contienen muchísima información. Tanto es así que quien haya entendido bien estas tres leyes habrá entendido los fundamentos de la dinámica.

PUNTO CLAVE

Primera ley de Newton o ley de la inercia: “En ausencia de fuerzas exteriores, todo cuerpo continúa en su estado de reposo o de movimiento rectilíneo uniforme a menos que actúe sobre él una fuerza que le obligue a cambiar dicho estado.”

Segunda ley de Newton o ley de fuerza: “La aceleración de un objeto es directamente proporcional a la fuerza que actúa sobre él, e inversamente proporcional a su masa.”

Tercera ley de Newton o ley de acción y reacción: “Por cada fuerza que actúa sobre un cuerpo, éste realiza una fuerza igual pero de sentido opuesto sobre el cuerpo que la produce.”

Dicho de otra forma:

“Las fuerzas siempre se presentan en pares de igual magnitud y sentido opuesto.”

3.1. Análisis de las leyes de Newton

Analicemos las tres leyes y veamos cuánta información podemos extraer de ellas para el fin que nos ocupa: la biomecánica deportiva y de la actividad física.

La primera ley identifica la fuerza como causa de cualquier cambio de velocidad que sufra un cuerpo. Es decir, si un cuerpo cambia su velocidad (sea en magnitud o en dirección) es porque hay una fuerza que actúa sobre él, y si un cuerpo mantiene su velocidad rectilínea constante es porque no actúa ninguna fuerza sobre él o porque la suma de las fuerzas que actúan sobre él (la resultante de fuerzas) es cero.

¿Entonces no bastaría con dar un empujoncito al coche para que éste se mantenga en movimiento hasta que uno pise el freno? Ese mismo problema lo tenía también Aristóteles, y desde él hasta Newton todos los demás que se preocuparon por este tema (bueno, en su caso no eran coches y tal vez alguno diera con la solución, pero no dijo nada por miedo a la hoguera). Aristóteles, como buen científico, observaba los fenómenos y vio que todos los cuerpos se paran poco después de empujarlos. Por tanto, dedujo erróneamente que “el reposo es el estado natural de los cuerpos y las fuerzas son necesarias para mantenerlos en movimiento”. Si los cuerpos se paran poco después de empujarlos y el saltador de altura vuelve a caer a la colchoneta en vez de despegar y alejarse de la tierra y la galaxia a velocidad constante es porque de hecho hay fuerzas que actúan sobre estos cuerpos. En la tierra, los cuerpos están siempre sometidos a fuerzas de contacto, fricción o rozamiento, empuje (con el aire, el suelo, el agua, etc.) y a la fuerza de la gravedad (ver apartado “Para saber más”), que es la fuerza con la que la tierra nos atrae hacia su centro. La existencia de estas fuerzas, que hoy nos parece tan clara y evidente, no fue observada por Aristóteles. Hoy sabemos que estas fuerzas existen y que son las culpables de que para mantener el coche en marcha haya que tener el motor en marcha o ir cuesta abajo y dejar que sea la fuerza de la gravedad la que haga el trabajo. Así pues, la primera ley de Newton no falla. Podemos afirmar que “la fuerza es la causa de cualquier cambio de velocidad”.

La segunda ley de Newton se puede formular de varias maneras; aquí

hemos escogido la que es probablemente la más común y sencilla. Del capítulo anterior (Equilibrio y estabilidad) se extrae que la aceleración equivale a cambio de velocidad en el tiempo.

La segunda ley postula que la fuerza y la aceleración son directamente proporcionales (si una aumenta o disminuye, también lo hace la otra en la misma proporción), y la constante de proporcionalidad es la masa del cuerpo. Expresada matemáticamente, esta ley es sumamente sencilla:

$$F = m \cdot a$$

Donde F = fuerza, m = masa, a = aceleración El equivalente en rotación es:

$$M = I \cdot \alpha$$

PUNTO CLAVE

Si la primera ley identifica la fuerza como causa de cualquier cambio de velocidad, la segunda ley cuantifica esta relación entre fuerza y aceleración (que no es más que un cambio de velocidad).

Donde el equivalente a la fuerza es M = momento de rotación, el equivalente a la masa es I = momento de inercia y el equivalente a la aceleración es α = aceleración angular

Analícemos lo que dice la segunda ley. Lo primero es tan simple como que cuanto más masa tenga un cuerpo, más fuerza será necesaria para acelerarlo (o frenarlo). La segunda ley explica, por tanto, por qué uno tiene que pedalear más fuerte para arrancar la bicicleta cuando lleva a alguien de paquete, o por qué tiene que frenar más fuerte para parar la bicicleta con alguien de paquete que sin él, estando en marcha a la misma velocidad en ambos casos. También explica por qué un pelotazo de hockey duele más que un pelotazo de tenis a la misma velocidad (ver apartado “Ejemplos prácticos de la dinámica”).

PUNTO CLAVE

La tercera ley nos dice que no puede existir una fuerza sin una contrafuerza.

Por tanto, si el cuerpo sobre el que quiero ejercer una fuerza no ofrece resistencia, seré incapaz de ejercer la fuerza deseada. Como ejemplo sirva el intento de empujar con mucha fuerza un globo que está en el aire. No conseguiremos ejercer una fuerza significativa hasta que el globo choque con la pared, el suelo u otro objeto, o bien alcance una velocidad tal que la resistencia del aire sea suficientemente grande; esta resistencia varía con el cubo de la velocidad (ver [capítulo 8](#)).

4. GLOSARIO: ALGUNAS DEFINICIONES

Tras explicar las leyes de Newton que conforman la base de la dinámica, en este apartado se presentan las definiciones de varios términos típicos de la dinámica. Al final de las definiciones hay una tabla que incluye el nombre, el símbolo y las unidades de cada magnitud en el sistema internacional (SI).

4.1. Dinámica inversa

La dinámica inversa permite calcular las fuerzas y momentos articulares responsables de un movimiento a partir de la observación externa del mismo. Para ello necesitamos estimar la distribución de masas de cada uno de sus segmentos, y en caso de contactar con el entorno, la fuerza ejercida sobre el mismo. El ejemplo más típico en biomecánica es seguramente la dinámica inversa aplicada al análisis de la marcha. A partir de la altura, el peso y algunas otras dimensiones antropométricas del sujeto, se estiman las masas e inercias de cada uno de sus segmentos. La cinemática de la marcha se obtiene a partir de cualquiera de los métodos de captura de movimiento (ver [capítulo 4](#)), y las fuerzas de reacción del suelo se obtienen mediante una plataforma de fuerzas. Con toda esta información, gracias a las leyes de la mecánica, podemos calcular qué fuerza ha sido necesaria para producir el cambio de movimiento observado en la cinemática. Por tanto, si empezamos el análisis por el pie (que es el que contacta con el suelo), podremos calcular las fuerzas y momentos alrededor del tobillo, la rodilla e incluso la cadera o más arriba. Hay que tener en cuenta que cuanto más nos alejemos del punto en que iniciamos el análisis, más error acumularemos. Cuando el análisis cinemático y las fuerzas de reacción del suelo no son muy precisos, las fuerzas y

momentos calculados para la cadera pueden desviarse considerablemente de la realidad (ver también [capítulo 12](#)).

4.2. Centro de masas o centro de gravedad

El centro de masas de un cuerpo es un punto específico en el que la masa del cuerpo se comporta como si estuviera concentrada en él. En un cuerpo rígido, la posición del centro de masas es fija y no necesariamente está en contacto con él.

En un cuerpo articulado, como el cuerpo humano, la localización del centro de masas depende de la posición y las masas de los distintos segmentos.

4.3. Fuerza

Puede definirse simplemente como la capacidad para acelerar un cuerpo. También se define como la capacidad de generar trabajo o energía.

La fuerza es un vector con magnitud y dirección que tiende a acelerar un objeto en la dirección de su aplicación. La unidad de fuerza es el Newton (N). Un Newton equivale a la fuerza necesaria para acelerar un cuerpo de 1 kg de masa a $1\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ en dirección de la línea de actuación de la fuerza ($1\text{ N} = 1\text{ kg}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$).

4.4. Impulso

Magnitud vectorial que describe la cantidad de movimiento transferida a un cuerpo. Equivale al producto de la fuerza aplicada y el tiempo durante el cual se aplica. Su unidad es $\text{kg}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ y equivale a la del momento lineal.

4.5. Masa y peso

La masa es una constante inherente a cada cuerpo. Su unidad es el kilogramo (kg). El peso es el equivalente de multiplicar la masa por la gravedad y es por tanto una fuerza ($m\cdot a$), y en el sistema internacional debería expresarse en Newtons (ver apartado “Para saber más” Ley de gravitación universal).

4.6. Momento de fuerza o momento de rotación

Frecuentemente también llamado sólo momento. Es el efecto de rotación sobre un punto de una fuerza. Equivale al producto de la fuerza y la distancia mínima (perpendicular) de su línea de acción a ese punto. Su unidad es $\text{N}\cdot\text{m}$ (figura 1).

4.7. Momento de inercia

Si la masa es la resistencia que un cuerpo opone a ser desplazado, el momento de inercia describe la resistencia que un cuerpo opone a ser rotado sobre un eje dado. Equivale al producto de la suma de sus masas diferenciales y el cuadrado de sus distancias al eje de rotación. Cuanto mayor sea la masa y cuanto más lejos esté la masa del eje, mayor será el momento de inercia. Su unidad es $\text{kg}\cdot\text{m}^2$, (figura 2).

4.8. Momento lineal o cantidad de movimiento

Magnitud vectorial que posee un cuerpo en movimiento que viene cuantificada por el producto de su masa y su velocidad. La magnitud de un choque, por tanto, viene determinada por las masas de los objetos chocantes y sus velocidades relativas. Su unidad es $\text{kg}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ y equivale a la del impulso.

4.9. Par (de fuerzas)

También llamado momento puro. Su efecto genera rotación sin implicar traslación. Puede definirse también como sistema de fuerzas cuya fuerza resultante es igual a cero, mientras que su momento resultante es distinto de cero.

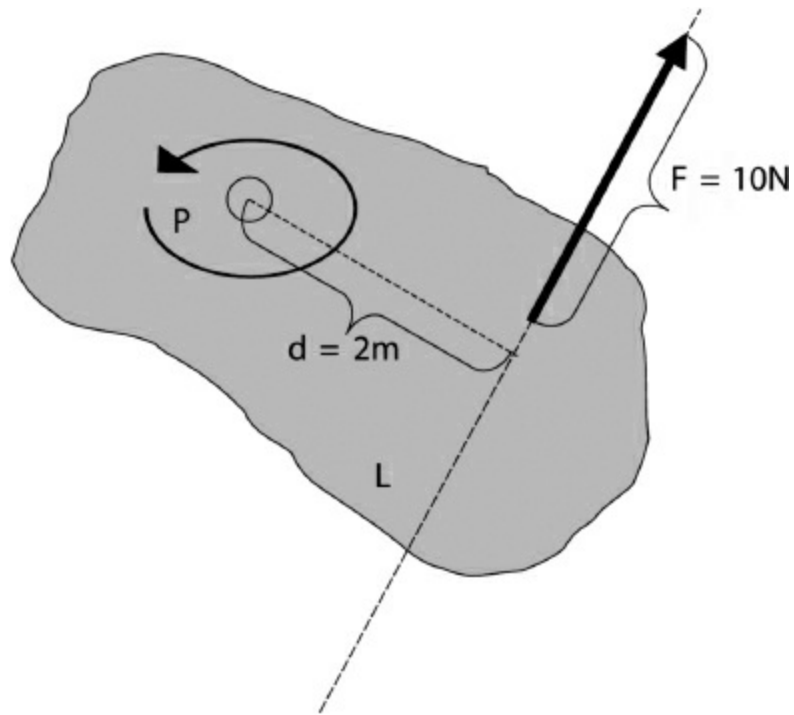


Figura 1. La magnitud del momento de rotación que la fuerza F causa sobre el punto P es igual al producto de la magnitud de la fuerza F por la distancia d . Ésta es la menor distancia entre la línea de acción (L) de la fuerza F y el punto P . En este caso, $M = 10 \times 2 = 20 \text{ Nm}$.

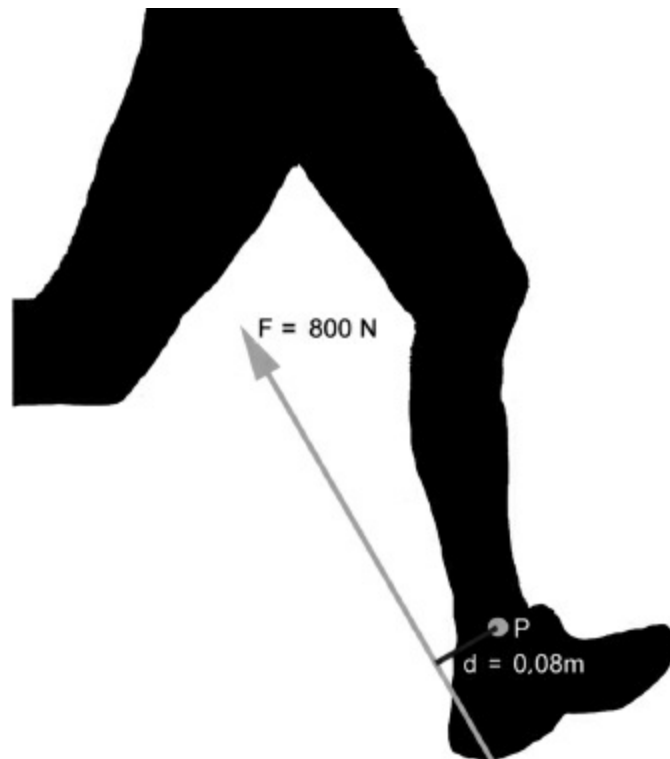


Figura 2. La magnitud del momento de rotación que la fuerza F causa sobre el punto P es

igual al producto de la magnitud de la fuerza F por la distancia entre la línea de acción de la fuerza F y el punto P . En este caso, el momento flexor plantar será $M = 800 \text{ N} \times 0,08 \text{ m} = 64 \text{ Nm}$.

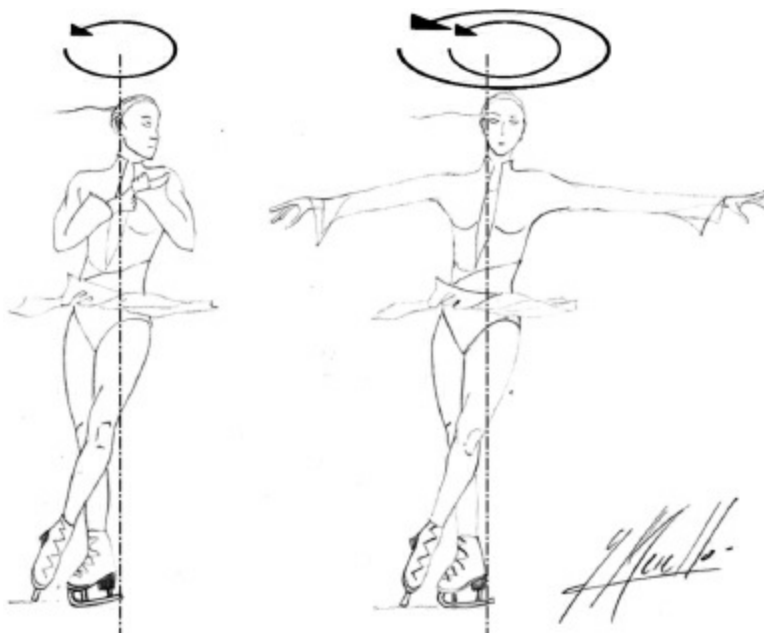


Figura 3. La patinadora tiene la misma masa en ambas posiciones; sin embargo, al pegar los brazos al cuerpo, acerca parte de su masa al eje de giro, disminuyendo así su momento de inercia con respecto al eje vertical, o lo que es lo mismo, disminuyendo la resistencia que opone su cuerpo a girar sobre ese eje. El resultado es que la patinadora girará más rápido. Así puede controlar su velocidad de giro acercando o alejando masa de su cuerpo del eje de giro.

4.10.Presión

Es la magnitud que describe la cantidad de fuerza aplicada o distribuida sobre un área determinada, es decir, fuerza por unidad de área. Su unidad es el Pascal (Pa). Un Pa es la presión que resulta de aplicar uniformemente y en perpendicular una fuerza de 1 N sobre una superficie de 1 m² (1 Pa = N·m⁻²).

4.11.Resultante de fuerzas

Es el vector de fuerzas que equivale a la suma de todas las fuerzas que actúan sobre un cuerpo.

Tabla 1. Tabla de magnitudes y unidades.

--	--	--

MAGNITUD FÍSICA	SÍMBOLO	UNIDADES (SI)
Fuerza	F	Newton (N)
Impulso / Momento lineal	l / p	$\text{kg}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$
Masa	m	Kilogramo (kg)
Peso	G	N
Momento de fuerza	M	$\text{N}\cdot\text{m}$
Momento de inercia	I	$\text{kg}\cdot\text{m}^2$

5. INSTRUMENTAL DE MEDIDA: MÉTODOS DE CAPTURA Y ANÁLISIS

Tal como se dijo al principio del capítulo, nos centraremos en las causas del movimiento, es decir las fuerzas y los momentos. A continuación describimos los métodos de captura de fuerzas y momentos más comúnmente utilizados en la biomecánica.

PUNTO CLAVE

Todos los instrumentos que presentamos a continuación transforman una señal mecánica (fuerza) en una señal eléctrica que podemos medir. Estos “transformadores de señal” son genéricamente denominados transductores.

Existen varios tipos distintos de transductores, según el principio físico que utilizan.

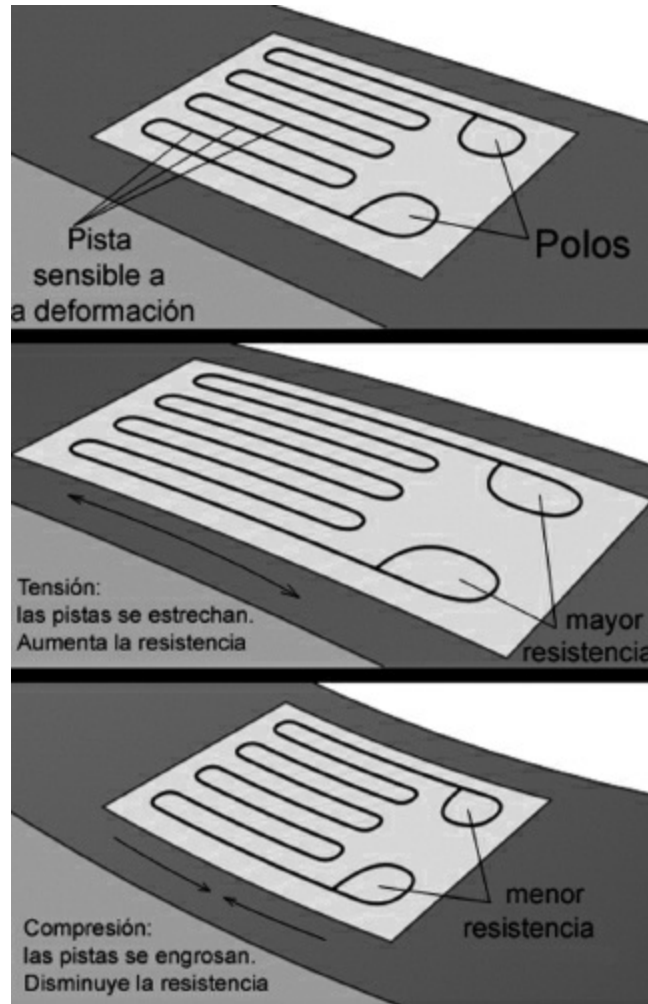
5.1. TIPOS DE TRANSDUCTORES

5.1.1. Transductores piezoeléctricos

Se basan en el principio del mismo nombre. Ciertos cristales, como por ejemplo el cuarzo, o también algunos polímeros sintéticos, al ser comprimidos (al actuar una fuerza sobre ellos) liberan pequeñas cargas eléctricas proporcionales a la deformación y por tanto a la fuerza, que una vez amplificadas pueden ser medidas. Estos cristales son muy rígidos y por tanto las deformaciones son mínimas al igual que la corriente generada. Por eso estos sensores requieren una electrónica de amplificación muy precisa, lo cual los hace relativamente caros.

5.1.2. Galgas extensométricas

Se basan en la capacitancia (principio del condensador eléctrico). En ellos, dos superficies conductoras están separadas generalmente por un polímero elástico aislante con una constante de elasticidad lo más lineal posible. Al ejercer una fuerza un cambio en su resistencia eléctrica. Estos sensores son alimentados a un voltaje constante, y se mide el voltaje de salida que es proporcional a la resistencia ofrecida por el sensor (ley de Ohm) y por tanto a la fuerza ejercida sobre él. También existen otros sensores basados en cambios de resistencia eléctrica, que llamaremos “resistivos”. Éstos en general disminuyen la resistencia al aumentar la fuerza de unión entre dos superficies conductoras.



Esquema adaptado de WIKIPEDIA
[HTTP://en.wikipedia.org/wiki/File:StrainGaugeVisualization.png](http://en.wikipedia.org/wiki/File:StrainGaugeVisualization.png)

Figura 4. Esquema de de una galga extensométrica.

5.1.3. Sensores capacitativos

Se basan en el principio de que la deformación producida por la fuerza aplicada sobre ellas produce sobre este sensor, el polímero se comprime; cuando la fuerza cede, el polímero recupera su grosor inicial. De este modo, la distancia entre las superficies conductoras se reduce y aumenta, cambiando la capacitancia de manera proporcional a la fuerza de compresión.

Los sensores descritos son todos unidimensionales. Para poder medir fuerza en varias direcciones, por ejemplo, para tener un sensor de fuerza tridimensional, es necesario montar varios de estos sensores de forma

ortogonal entre sí. El problema principal reside en lograr que la fuerza aplicada actúe únicamente sobre el eje central de cada uno de los sensores individuales.

Los parámetros más típicos calculados a partir de los datos de fuerza son máximos y mínimos, el gradiente de fuerza, generalmente utilizado para describir la rapidez con que se alcanza la fuerza máxima, la integral temporal de la fuerza (impulso) y los instantes en que se alcanzan máximos, mínimos y/o ceros. También se calculan o miden momentos de rotación.

PUNTO CLAVE

Las plataformas de fuerza son seguramente el instrumento de medición de fuerzas más común en el estudio de la biomecánica aplicada al movimiento humano, especialmente a la marcha humana.

5.2. PLATAFORMAS DE FUERZA

Típicamente, una plataforma de fuerzas es rectangular y sus dimensiones oscilan entre 40 x 60 y 60 x 90 cm. Generalmente, las plataformas están equipadas con 4 sensores de tres dimensiones cada uno y miden las fuerzas en 3 dimensiones (F_x , F_y , F_z). Generalmente las dos primeras son las horizontales (mediolateral y anteroposterior) y la tercera es la vertical. A partir de estos 12 valores (4 sensores x 3 direcciones), además de obtener el vector de fuerza en 3 dimensiones, se puede calcular el punto de aplicación de la fuerza (punto sobre la plataforma de donde sale el vector), así como los momentos de rotación (M_x , M_y , M_z) alrededor de un punto cualquiera de la plataforma. Típicamente, los sensores son leídos a 500 ó 1.000 Hz, por lo que obtenemos una secuencia de 500 ó 1.000 valores (x 12 sensores) cada segundo. En realidad, los amplificadores suelen hacer ya cálculos internos y devuelven 6 u 8 canales, con lo cual serían 500 ó 1.000 x 6 u 8. A partir de esos valores calculamos lo que nos interesa. Así, por ejemplo, si el tiempo de apoyo de una pisada al caminar dura 600 ms y estamos midiendo a 1.000 Hz, obtendremos una secuencia con 600 valores del vector de fuerza (3 coordenadas) y de su punto de aplicación (2 coordenadas). (figura 5)

A menudo es interesante tener dos plataformas de fuerzas, para de esta manera poder medir dos apoyos consecutivos durante la marcha. De lo

contrario habría que realizar dos mediciones, una con cada pie. También es interesante tener dos plataformas de fuerza en tareas de bipedestación, por ejemplo, para evaluar la distribución de fuerzas entre ambos pies durante el swing en el golf o durante un lanzamiento en judo. Las plataformas además se utilizan para estudiar el equilibrio (estabilometría). Para ello se cuantifica de distintas maneras la trayectoria del punto de aplicación de la fuerza. A menor distancia recorrida por el centro de presión, o menor área descrita por su recorrido, mejor será el equilibrio. Estas técnicas permiten una evaluación más precisa que el clásico test de Romberg.

En la [figura 6](#) se explica cómo extraer parámetros de interés para un diagnóstico de salto, a partir de la lectura de una plataforma de fuerzas:

Más ejemplos sobre la utilización de las plataformas de fuerzas pueden hallarse en el capítulo dedicado al análisis de la marcha.

5.3. CÉLULAS DE CARGA

Las células de carga generalmente son sensores de fuerza unidimensionales (miden fuerzas de tracción o compresión en un solo eje). Se utilizan para medir la tensión de una cuerda o una cadena o la compresión y tracción en una barra. Como ejemplos se podría utilizar una célula de carga para medir la tensión alcanzada en el “Bungee” durante un “bungee jumping” o en la cuerda de escalada durante una caída de varios metros, para determinar que las cuerdas sean suficientemente “dinámicas” (elásticas) para que el frenado no sea demasiado “seco” (para que la desaceleración no sea demasiado elevada), o la fuerza de tracción en un arrastre en natación para medir la resistencia al agua ofrecida por distintas posiciones o los distintos tipos de bañadores actuales. También permiten medir la fuerza de compresión de un bastón de esquí, de nordic walking o de una muleta ([figura 7](#)).

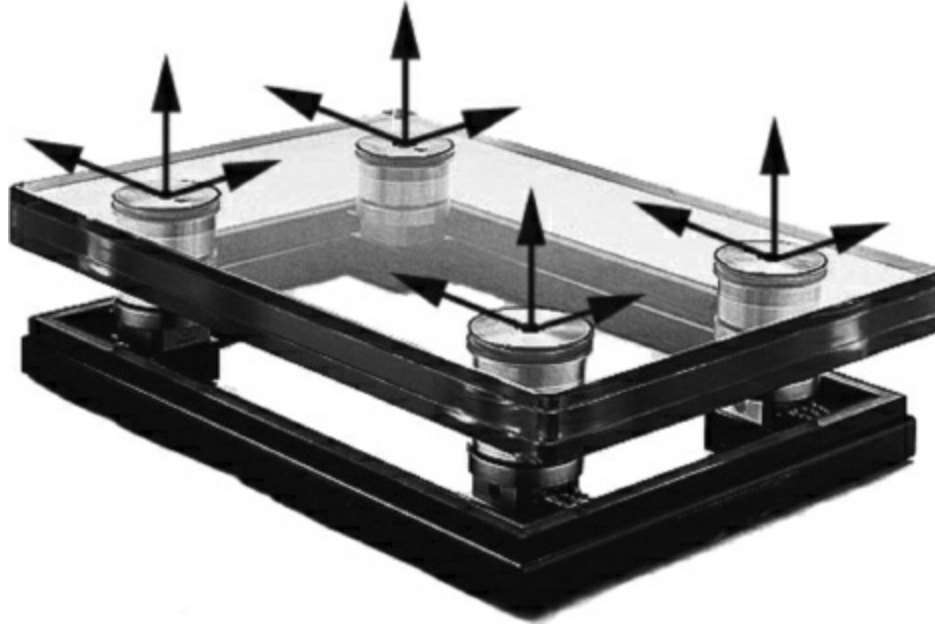


Figura 5. La mayoría de las plataformas de fuerza constan de 4 sensores de fuerza tridimensionales dispuestos en forma rectangular. A partir de esas 12 fuerzas se calcula la resultante de fuerzas y su punto de aplicación. No es habitual obtener 12 valores de la plataforma. Normalmente, los amplificadores hacen ya cálculos internos y devuelven 6 u 8 canales.

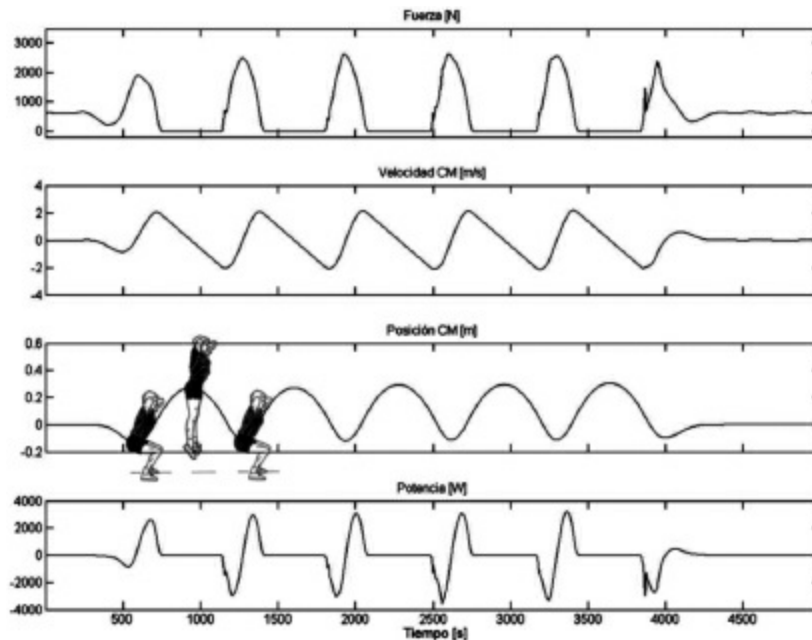


Figura 6. Curvas correspondientes a un ejercicio de multisaltos verticales de un sujeto de 64 kg.

1. Curva de fuerza vertical (F_z) obtenida de la lectura de una plataforma de fuerzas
2. Velocidad del centro de masas, calculada a partir de la curva de fuerza vertical (impulso debido a F_z)

- impulso debido a la gravedad) / masa del atleta
3. Posición del centro de masas obtenida a partir de la curva de velocidad
 - integral de la velocidad
 4. Potencia, calculada como producto de la fuerza y la velocidad

Por tanto, sólo a partir del registro de la fuerza vertical, podemos extraer fácilmente datos de interés para el diagnóstico de rendimiento, como por ejemplo la potencia de salto y la altura máxima alcanzada.

$$v_{CM} = \frac{\int Fz \cdot dt - \int mg \cdot dt}{m}$$

$$Pos_{CM} = \int v_{CM} \cdot dt$$

$$Potencia = Fz \cdot v_{CM}$$

PUNTO CLAVE

Una simple célula de carga puede servirnos para medir la fuerza real ejercida en casi cualquier máquina de fuerza que funcione con tracción.

5.4. Sensores del momento de rotación

Estos sensores estrictamente no miden la fuerza sino el momento (par o momento puro). Este sensor nos devuelve el momento de rotación alrededor de un eje.

PUNTO CLAVE

Para que el momento medido coincida con el momento de rotación alrededor de una articulación, ambos ejes, el de la articulación y el del sensor, deberán estar alineados. En la práctica, la correcta alineación de ambos ejes es muy importante, pues incluso cuidándola se pueden producir desajustes importantes que, por ejemplo, en el caso de los extensores de la rodilla, pueden superar el 15% del momento real.

Estos sensores son los que utilizan los dinamómetros isocinéticos (Cybex, Biodex, etc) empleados en rehabilitación o para el diagnóstico de fuerza. En algún caso puede interesarnos la fuerza realizada en el punto de aplicación; para ello basta dividir por el brazo de palanca (distancia mínima entre el eje

del sensor de momento y el punto de aplicación) (figura 8).

Para estudiar fenómenos de fuerza muscular o biomecánica muscular, los dinamómetros isocinéticos son utilizados preferentemente sobre otros dinamómetros, pues además de ofrecer una lectura de la fuerza o momento ejercida, permiten controlar la velocidad de rotación de la articulación. Esto es importante, ya que la velocidad de contracción es una de las tres principales variables (activación, longitud instantánea del músculo y velocidad de contracción) que influyen directamente en la capacidad de generación de fuerza. Si bien una velocidad de rotación articular constante no implica necesariamente una velocidad de acortamiento constante de las fibras musculares, en muchas ocasiones la aproximación es válida. En todo caso, los dinamómetros isocinéticos ofrecen una posibilidad de control que otro tipo de máquinas de fuerza no permiten.

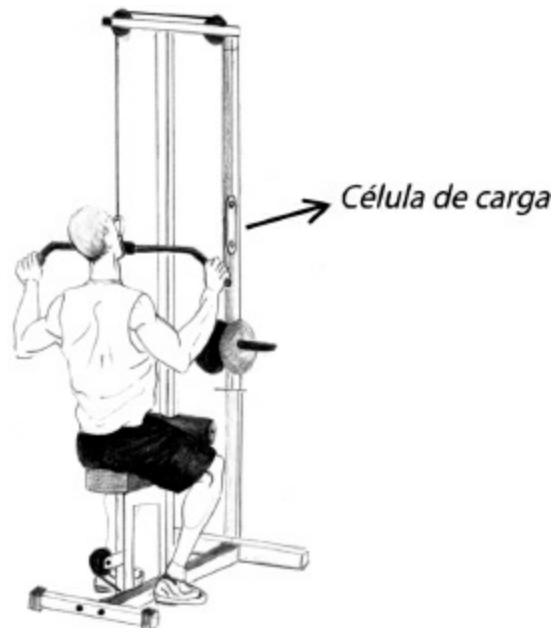


Figura 7. Célula de carga integrada en una máquina de entrenamiento de fuerza. La célula de carga es fácilmente utilizable en cualquier tarea en la que interese medir la fuerza en un cable (tensión). Ésta es idéntica en toda su longitud, y por tanto podremos colocar la célula de carga en donde más nos convenga.

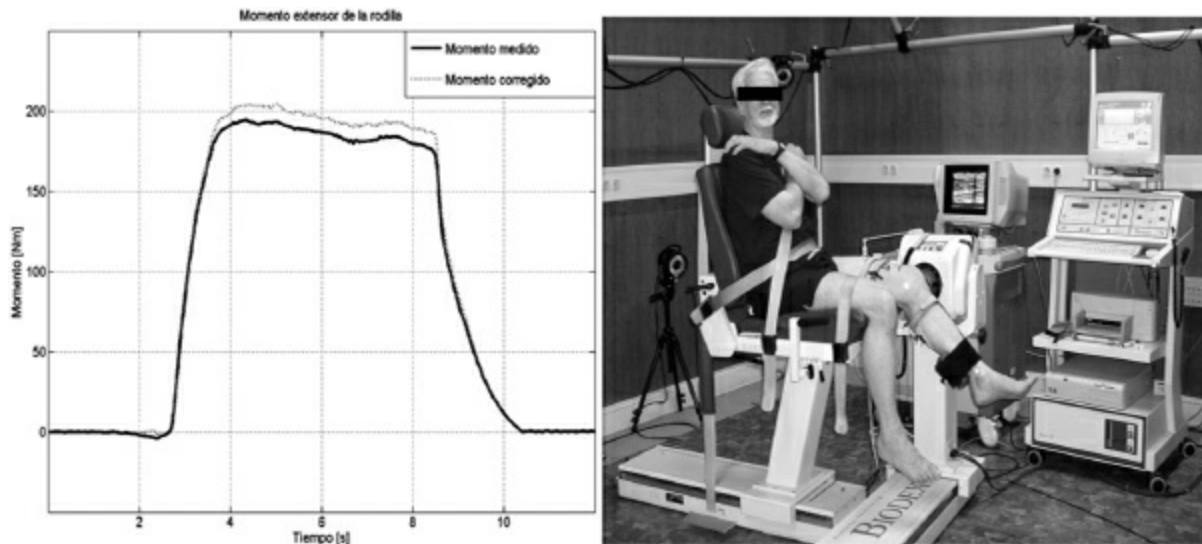


Figura 8. Momento extensor de la rodilla de un sujeto de 80 kg durante una contracción isométrica máxima. En la gráfica puede observarse cómo la curva medida por el sensor de momento está infravalorando el momento real. Este error se debe a que, durante la contracción, el eje de la rodilla y el del sensor de momento dejan de estar alineados. El error puede diferir considerablemente entre sujetos y depende mucho del ajuste inicial de ambos ejes, la fijación del sujeto y la rigidez de la silla.

6. ALGUNOS EJEMPLOS PRÁCTICOS DE LA DINÁMICA

6.1. ¿Porqué un pelotazo de hockey duele más que un pelotazo de tenis a la misma velocidad?

En realidad es cuestión de energía (y eso se explica en el [capítulo 7](#)). A idéntica velocidad tendrá más energía la pelota de mayor masa ($E_{cin} = \frac{1}{2}mv^2$). Pero tal vez resulte algo más intuitivo pensar que cuanto más fuerte sea el golpe, más duele. Por tanto veamos qué pasaría con la fuerza, partiendo del supuesto de que tanto la pelota de hockey como la de tenis al golpearnos reducen su velocidad a cero en el mismo tiempo. En ese caso tendrán la misma aceleración negativa o deceleración. La pelota de hockey pesa 160 gramos, y la de tenis, 57 gramos. Para que se cumpla la segunda ley de Newton, dado que la aceleración en ambos casos es la misma, la fuerza de impacto deberá ser tantas veces más grande en el caso de la pelota de hockey que en el de la de tenis, como veces mayor es su masa. En este caso, la fuerza será casi 3 veces mayor ($160/57 = 2,8$) en el caso de la pelota de hockey.

6.2. Una barra para hacer dominadas debe soportar más que el peso del atleta

Al colgarnos de una barra, cuando estamos quietos (sujetos sólo a la fuerza de gravedad con una aceleración de $9,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$) la barra sólo hará una fuerza equivalente a nuestro peso ($\text{masa} \cdot g$) y en sentido contrario al mismo (nuestro peso hacia la tierra, la barra hacia arriba). La resultante de fuerzas será cero. Al iniciar la dominada, estamos acelerando nuestro cuerpo (cambiando su velocidad, que era cero, a un valor positivo). Para acelerar nuestro cuerpo necesitamos fuerza adicional. La barra tendrá que hacer más fuerza puesto que la fuerza que acelera mi centro de gravedad pasa necesariamente por la barra ([figura 9](#)).

PUNTO CLAVE

Si me cuelgo de la barra de un salto, la fuerza necesaria para frenar (desacelerar) mi caída podría multiplicar varias veces mi peso corporal.

6.3. En un buen salto de altura el centro de gravedad del atleta pasa por debajo de la barra

De acuerdo con la 1ª ley de Newton y dado que la fuerza de la gravedad es constante y es la única fuerza externa que va actuar sobre el cuerpo hasta que este toque la colchoneta, serán la gravedad y el impulso de la batida los que determinan la trayectoria. Por tanto, la trayectoria del centro de masas queda determinada en el instante en que acaba la batida. Sin embargo, gracias a nuestros músculos podemos generar fuerzas internas para cambiar la configuración de nuestros segmentos (cambiar nuestra postura) y de esta manera cambiar la localización del centro de masas con respecto a nuestro cuerpo. Para franquear el listón sin tirarlo no es necesario que todo nuestro cuerpo esté a la vez por encima del listón, basta con que lo esté aquella parte del cuerpo que se halla encima del listón en cada instante. La [figura 10](#) lo muestra con mucha claridad.

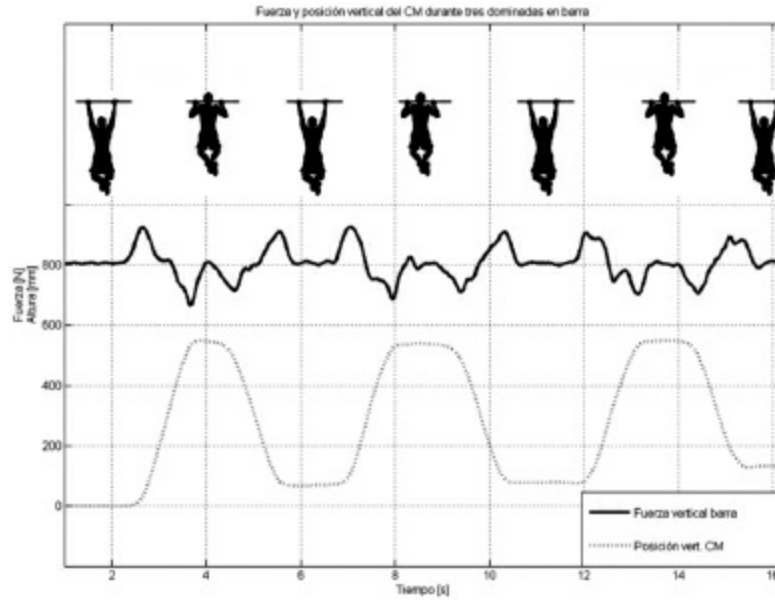


Figura 9. Posición del centro de masas (CM) y fuerza ejercida sobre una barra horizontal durante la ejecución de 3 dominadas en barra. La posición del CM se ha calculado por integración de la fuerza (ver también la [figura 5](#)).



Figura 10. Gracias al arqueado del cuerpo del saltador, éste es capaz de franquear el listón aunque su centro de masas no llegue nunca a rebasar esa altura. Eso significa también que el impulso vertical necesario para que el atleta pueda franquear el listón, con una buena técnica, puede ser inferior al impulso requerido para proyectar su centro de masas a esa misma altura. Rebasar alturas de hasta 5 cm más que la altura máxima alcanzada por el centro de masas es relativamente común en el salto de altura.

7. FUNDAMENTOS

7.1. Masa y peso: ley de la gravitación universal

La masa es una propiedad inherente a un cuerpo; es una magnitud escalar que describe la cantidad de materia que éste posee. La unidad de masa es el kilogramo (kg).

El peso es una fuerza y por tanto un vector. El peso depende de la gravedad imperante en el lugar donde se encuentre el cuerpo. En nuestro caso casi siempre estaremos sobre el planeta Tierra, y la gravedad sobre la tierra es relativamente constante ($9,82 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$). El peso resulta de multiplicar la masa de un cuerpo por la gravedad a la que está sometido “en la Tierra”. La unidad de peso, que es una fuerza, es por tanto el newton (N).

Formulado matemáticamente sería:

$$F_{AB} = G \frac{m_A \cdot m_B}{r_{AB}^2}$$

PUNTO CLAVE

También a Newton debemos la “Ley de la gravitación universal”. Ésta dice: “Dos partículas cualesquiera se atraen con una fuerza que es directamente proporcional al producto de sus respectivas masas, e inversamente proporcional al cuadrado de la distancia que las separa.”

Donde G es la constante de gravitación universal (aproximadamente $6,674 \times 10^{-11} \text{ Nm}^2/\text{kg}^2$).

La masa de la tierra es de $5,9742 \times 10^{24} \text{ kg}$, y la distancia entre los centros de gravedad de la persona y la tierra es aproximadamente de 6.378 km en el ecuador.

Agrupando las constantes: constante de gravitación universal, masa de la Tierra y distancia entre los centros de gravedad, podemos reordenar la ecuación de la siguiente forma:

$$F_{AB} = m_A \left(G \frac{m_B}{r_{AB}^2} \right) = m_A \left(6.674 \times 10^{-11} \frac{N \cdot m^2}{kg^2} \frac{5.9742 \cdot 10^{24} kg}{6378000m^2} \right)$$

Quedando que el peso de un objeto, es decir, la fuerza con que es atraído hacia la Tierra es igual a su masa multiplicado por 9,8:

$$F_{AB} = G \frac{m_A \cdot m_B}{r_{AB}^2}$$

Por tanto, sobre la Tierra una persona de 70 kilogramos (kg) pesa: $70 \cdot 9,8 = 686 \text{ N}$.

¿Cuánto pesa esa misma persona en la Luna?

Masa de la Luna: $7,36 \times 1.022 \text{ kg}$

Radio de la Luna: $1.737,4 \text{ km}$

$$F_{AB} = m_A \left(G \frac{m_B}{r_{AB}^2} \right)$$

$$F_{AB} = 70 \left(6.674 \cdot 10^{-11} \frac{7.36 \cdot 10^{22}}{1737400^2} \right) = 114 \text{ N}$$

PUNTO CLAVE

Mientras permanezcamos en las inmediaciones de la Tierra, el peso será también una constante, pues la gravedad no cambiará. Eso ha favorecido que coloquialmente se confundan peso y masa. En física, el peso expresa la fuerza con la que los objetos y la Tierra (o la Luna, o Marte, o donde estos estén) se atraen mutuamente. Como ejemplo, hemos visto que el peso de una persona es en la Tierra aproximadamente 6 veces superior de lo que sería en la Luna, mientras que su masa es constante.

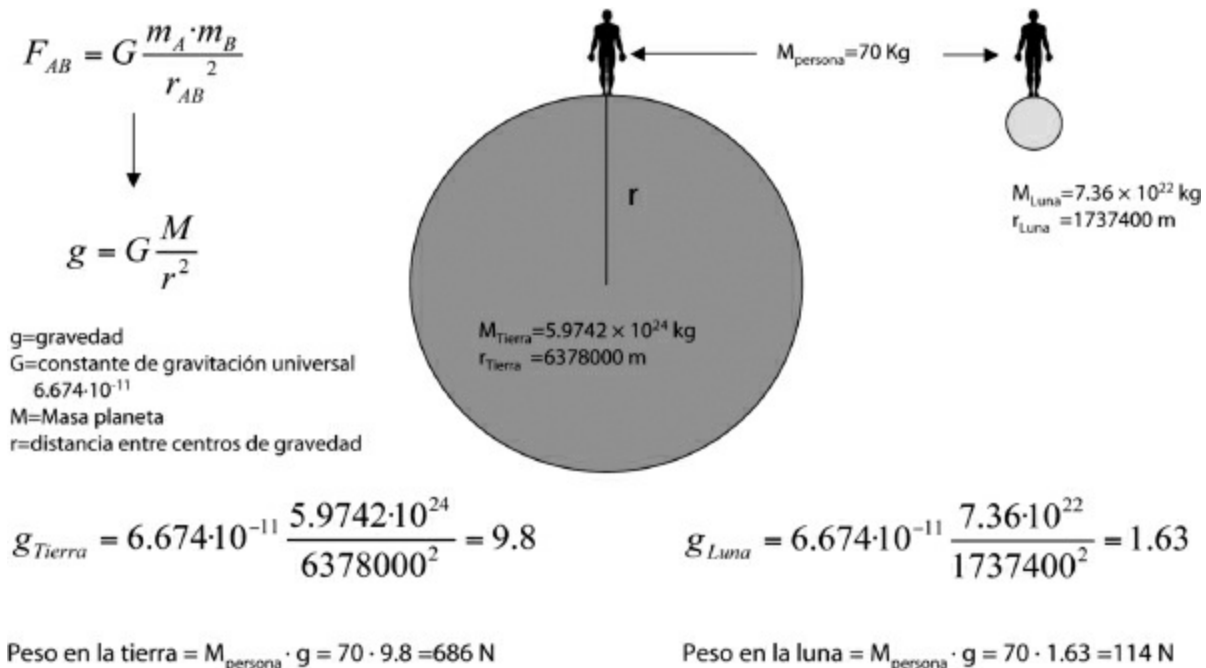


Figura 11. Masa y peso. La masa es una constante inherente a cada cuerpo, y el peso es la fuerza con la que un cuerpo es atraído hacia la Tierra (o la Luna, o donde esté). Es el resultado del producto entre masa y gravedad (g).

7.2. Cálculos con fuerzas: Resultante de fuerzas, par de fuerzas, etc.

Para analizar un problema (bio)mecánico, en general intentaremos primero simplificar al máximo las fuerzas y momentos que actúan sobre el o los cuerpos implicados. En la mayoría de los casos, sobre un cuerpo actúa más de una fuerza. En este punto consideraremos los cuerpos como sólidos rígidos, es decir indeformables. Aunque estrictamente no sea cierto, en la mayoría de los cálculos utilizados en el análisis biomecánico del movimiento, el cuerpo es modelado como un conjunto de sólidos rígidos articulados entre sí.

Cuando una fuerza actúa sobre un sólido rígido, su punto de aplicación puede estar en cualquier punto que se halle sobre su línea de acción. Para facilitar la comprensión de la acción de las fuerzas, éstas se han clasificado en coplanares y no coplanares.

Fuerzas coplanares, son aquellas que se hallan sobre el mismo plano. Por tanto, siempre que no sean paralelas, sus líneas de acción se cruzarán en algún punto (fuerzas concurrentes). En el caso de las fuerzas coplanares la

resultante de fuerzas se puede calcular simplemente como la suma vectorial de esas fuerzas (figura 12). En muchos casos, el análisis biomecánico se limita a un solo plano de movimiento, en estos casos evidentemente las fuerzas siempre serán coplanares y el cálculo de fuerzas y momentos será relativamente sencillo. Sin embargo, todos estos cálculos también pueden realizarse en tres dimensiones. En el caso de fuerzas no coplanares concurrentes, se pueden ir sumando las fuerzas dos a dos y al final siempre quedarán dos fuerzas coplanares, puesto que dos vectores con un punto común siempre forman un plano. Cuando tengamos fuerzas no coplanares y no concurrentes, el cálculo de la resultante de fuerzas es algo más complejo. Para resolverlo, podemos hacer que todas las fuerzas sean concurrentes, sustituyendo cada una de ellas por un sistema equivalente compuesto por un vector paralelo de la misma magnitud que pase por el punto común que escojamos y un par (momento puro) equivalente al momento que la fuerza original habría ocasionado con respecto a ese punto (figura 12).

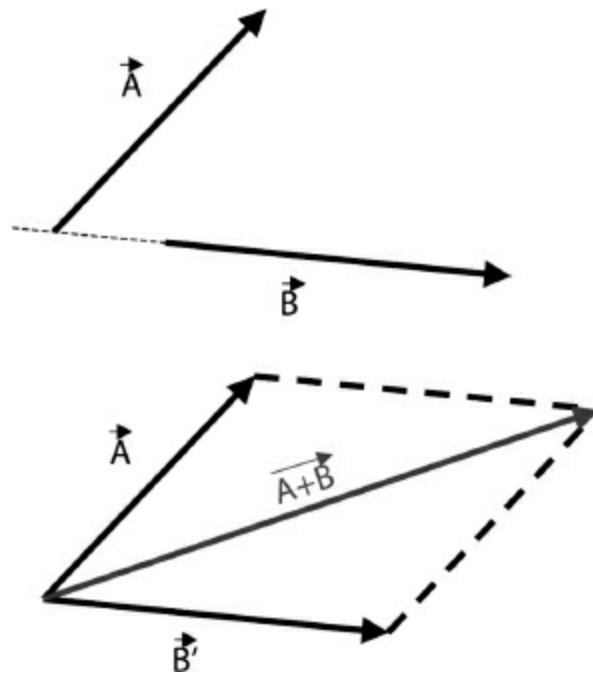
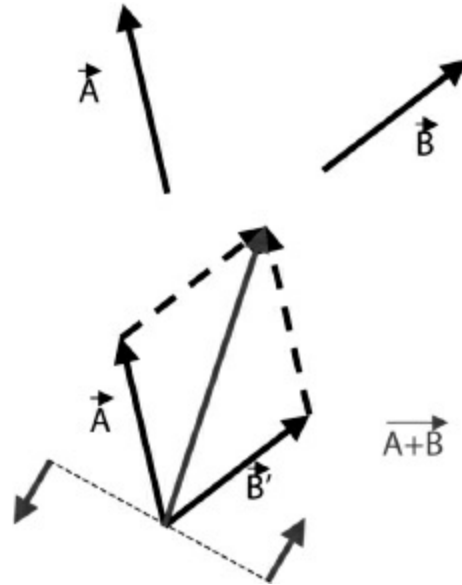


Figura 12. Vectores coplanares concurrentes. El vector de fuerza se desliza sobre su línea de acción hasta que ambos orígenes coinciden y se suman ambos vectores trazando un paralelogramo (A).



Vectores no coplanares. Se traza un vector B' paralelo a B y que sea coplanar y concurrente con A . Dado que este vector B' no genera momento alguno sobre el origen, hay que añadir además un par equivalente al momento que el vector B produce sobre el origen. A y B' pueden sumarse (paralelogramo), quedándonos un vector y un par de fuerzas (momento puro) (B).

PARA SABER MÁS

En general para saber más recomendamos el uso de INTERNET y en particular la WIKIPEDIA. En su versión en inglés, en general las explicaciones son más completas:

<http://en.wikipedia.org/> (versión en inglés).

<http://es.wikipedia.org> (versión en castellano).

Otras fuentes de interés pueden ser:

Enoka, R.M. (1988) *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetics Publishers, Inc. Champaign, Illinois, USA. ISBN: 0-87322-179-6.

Vaughan, C.L., Davis, B.L., O'Connor, J.C. (1992) *Dynamics of human gait* (2nd Edition). Kiboho Publishers, Cape Town, South Africa. ISBN:0-620-23560-8.

TRABAJO, POTENCIA Y ENERGÍA

7

Dr. Rodríguez-Marroyo, J.A. y Dr. García-López, J.

Departamento de Educación Física y Deportiva.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física
y del Deporte. Universidad de León

RESUMEN

En el presente capítulo se revisan los conceptos de trabajo, potencia y energía, ofreciendo al lector una visión básica apoyada en ejemplos prácticos que facilitan la comprensión del tema. Cuando los músculos son capaces de ejercer una fuerza que se desplaza cierta distancia, están generando un trabajo. El trabajo realizado se puede considerar como positivo o negativo si la fuerza desarrollada actúa en la misma dirección y sentido o en sentido contrario al desplazamiento. Del mismo modo, cuando se contempla el tiempo que se emplea en hacer el trabajo, se está haciendo referencia al concepto de potencia, es decir, al ritmo al que nuestros músculos producen el trabajo. Para que nuestra musculatura sea capaz de producir un trabajo, necesita generar determinada energía química que favorezca la contracción muscular. Aproximadamente el 75% de la energía metabólica generada es disipada en forma de calor, disponiendo únicamente del 25% para la realización del trabajo. La relación existente entre la energía química gastada y la energía mecánica producida se puede utilizar para determinar la eficiencia de los movimientos. La energía mecánica generada se manifiesta de dos formas: energía cinética y energía potencial. El primer tipo es la energía que posee el cuerpo debido a su movimiento, mientras que el segundo tipo se relaciona con la posición que ocupa, y se puede almacenar tanto en su forma gravitacional como elástica.

1. INTRODUCCIÓN

Los conceptos que se van a tratar en este tema son objeto de estudio de la dinámica, entendida ésta como el estudio de las fuerzas que provocan el

movimiento. Las dos grandes áreas de estudio de la biomecánica son la cinemática y la cinética. Son objeto de estudio de la cinemática los aspectos relacionados con la geometría y las variables dependientes del tiempo de movimiento, sin considerar como ha sido producido (ángulos, desplazamientos, velocidades, aceleraciones). Por otro lado, la cinética incorpora el estudio de las fuerzas que causan el movimiento, y de variables derivadas de éstas como el trabajo, la potencia o la energía (Özkaya y Nordin, 1999). Algunos autores han englobado estas últimas variables dentro del epígrafe de la energética del movimiento, siendo las variables que mayor información aportan a la hora de valorar la eficiencia o la ejecución de los gestos deportivos (Gutierrez y Rojas, 1998). Estas variables dependen de aspectos bioquímicos, fisiológicos, termodinámicos, mecánicos y psicológicos (Nigg *et al.*, 2000), por ello van a poder ser definidas en función de diferentes campos de actuación.

2. TRABAJO

Desde el punto de vista de la mecánica, el trabajo se define como el producto de la fuerza que se ejerce sobre un objeto y la distancia que éste recorre al verse sometido a la acción de esa fuerza. También, como más adelante se podrá observar (ver ecuación 6), puede calcularse teniendo en cuenta la potencia desarrollada y el tiempo durante el que se ejerce. El trabajo es una magnitud escalar, es decir, no tiene dirección, sino que ésta depende de la dirección de la fuerza ejercida. Si la fuerza se aplica en la misma dirección del desplazamiento, el trabajo se representa de manera algebraica como:

$$W = F \cdot d \text{ (ecuación 1)}$$

Donde W es el trabajo mecánico medido, al igual que la energía, en julios (J), F es la fuerza ejercida medida en Newtons (N) y d es la distancia recorrida medida en metros (m). Es importante recordar que para convertir los kilogramos de fuerza en Newtons, únicamente hay que multiplicar por la magnitud de la aceleración de la gravedad, es decir $9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ (tabla 1).

De este modo, si un atleta está realizando un ejercicio de prensa de banca y desplaza la barra de pesas $0,70 \text{ m}$ (figura 1), considerando que ha ejercido una fuerza constante a lo largo de todo el recorrido de 600 N , aplicando la

ecuación anterior el trabajo realizado sería de 420 J.

$$600 \text{ N} \cdot 0,70 \text{ m} = 420 \text{ J}$$

Si en el ejemplo anterior el atleta trabaja isométricamente, manteniendo la posición durante algún tiempo, a pesar de estar ejerciendo fuerza, desde el punto de vista mecánico no se estaría realizando trabajo ya que no se produciría ningún desplazamiento de la carga; existiría únicamente un trabajo metabólico o interno (Enoka, 1988).

Cuando la dirección de la fuerza aplicada no coincide con la dirección en la cual se desplaza el objeto sobre el que se aplica esa fuerza, para hallar el trabajo realizado es imprescindible contemplar el ángulo (θ) que se forma entre la dirección del desplazamiento y la dirección de la fuerza que se aplica (figura 2). De este modo, la ecuación que determina el trabajo realizado sería:

$$W = F_x \cdot d = F \cdot \cos \theta \cdot d \text{ (ecuación 2)}$$

Tabla 1. Unidades de medida del trabajo/energía.

	Fuerza	Trabajo/energía
Sistema Internacional	1 kp = 9,81 kg·m·s ⁻² = 9,81 Newton (N)	1 kg·m ² ·s ⁻² = 1 N·m = 1 J
Sistema Cegesimal	1 dina (dyn) = 1 g·cm·s ⁻² = 10 ⁻⁵ N	1 ergio (erg) = 1 dyn·cm = 10 ⁻⁷ J
Sistema Inglés	1 libra (lb) = 4.448 N	1 lb·pie (ft) = 1.356 J

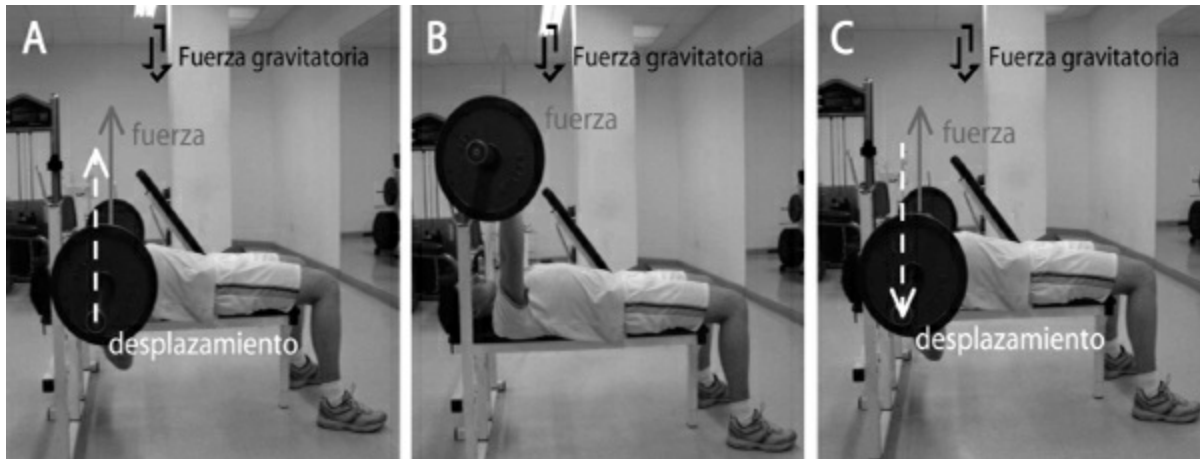


Figura 1. Representación del desplazamiento y las fuerzas que actúan en un ejercicio de press banca.

De la ecuación anterior se desprende que si la aplicación de la fuerza es perpendicular al desplazamiento (forma un ángulo de 90°), no se estaría realizando trabajo mecánico, ya que el $\cos 90^\circ$ es igual 0.

Si en el ejemplo mostrado en la [figura 2](#) sabemos que el sujeto ejerce una fuerza constante de 200 N formando un ángulo de 40° con el objeto a desplazar, y que éste es movido durante 2 m, aplicando la ecuación 2 el trabajo realizado sería de 306,4 J.

$$200 \text{ N} \cdot 0,766 \cdot 2 \text{ m} = 306,4 \text{ J}$$

En los supuestos anteriores hemos contemplado que la fuerza ejercida ha sido constante a lo largo de todo el desplazamiento. Sin embargo, esto no tiene por qué suceder. Si consideramos que la fuerza ejercida varía a lo largo de un desplazamiento, entonces el trabajo realizado representaría el área recogida por debajo de la función que representa la variación de la fuerza a lo largo del desplazamiento ([figura 3](#)), siendo necesario calcular la integral de dicha función para determinarlo:

$$W = \int_{x_1}^{x_2} F \, dx$$

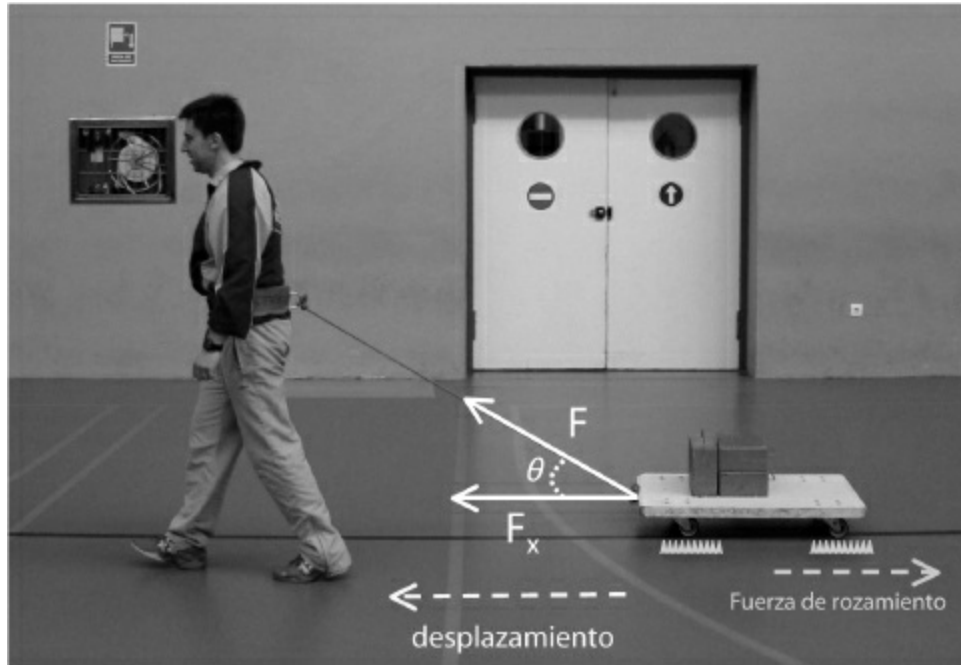


Figura 2. Representación de una fuerza (F) que actúa sobre un objeto y cuya dirección no coincide con la dirección del desplazamiento.

A veces es difícil medir la fuerza mientras se realiza un ejercicio; por ello se pueden utilizar diferentes ecuaciones para estimar el trabajo desarrollado. Para la carrera se pueden utilizar las siguientes ecuaciones en función de si se trata de atletas de nivel (ecuación 3a) o de personas físicamente activas (ecuación 3b):

$$W \text{ (J)} = 3,8 \cdot \text{masa (kg)} \cdot d \text{ (m)} \text{ (ec. 3a)}$$

$$W \text{ (J)} = 5,0 \cdot \text{masa (kg)} \cdot d \text{ (m)} \text{ (ec. 3b)}$$

De este modo, utilizando la última ecuación, podemos estimar el trabajo realizado por un sujeto con una masa de 70 kg que recorre 10.000 m. Éste sería de 3.500.000 J; habitualmente este dato en la práctica sirve para estimar la energía gastada por las personas en la realización de un ejercicio de larga duración. En el ejemplo anterior, el sujeto habría gastado aproximadamente 837 kcal (1 kcal = 4.184 J).

PUNTO CLAVE

En la marcha humana podemos considerar que el trabajo o energía desarrollado a

una velocidad confortable es de 0,7 kcal/kg/km (una persona de 70 kg que camina 10 km gastaría 490 kcal). En la carrera en personas que no sean deportistas de alto nivel podemos considerar que se produce un trabajo o energía de 1,2 kcal/kg/km (1,2 es el cociente entre 5,0 y 4,18) a velocidades entre el 60-90% de la velocidad aeróbica máxima (una persona de 70 kg que corre 10 km gastaría 840 kcal). En las personas que no pueden correr (ancianos, poblaciones especiales...), si deseamos que gasten energía, basta con que les aconsejemos caminar rápido, para que su gasto se aproxime a 1,2 kcal/kg/km de la carrera.

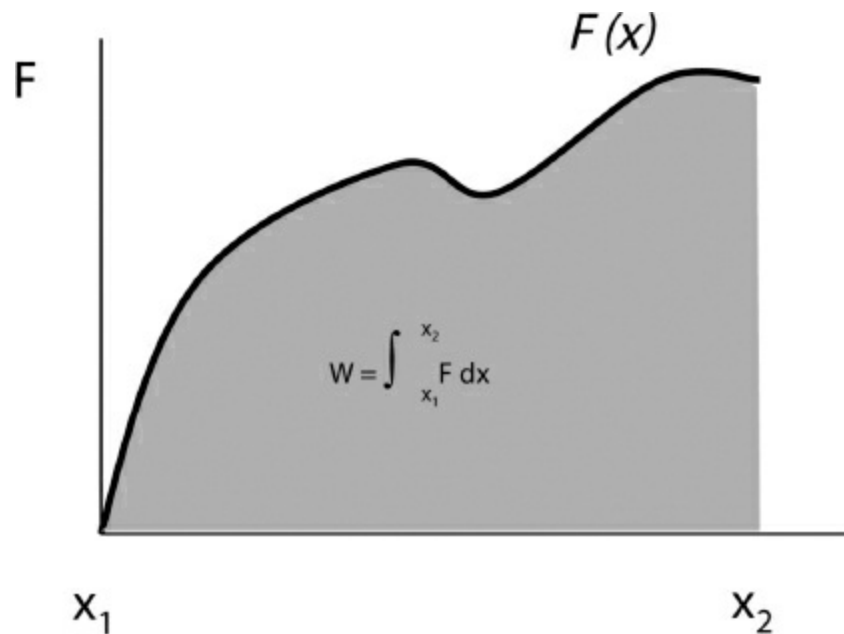


Figura 3. Fuerza (F) ejercida a lo largo de un desplazamiento (desde X_1 a X_2). $F(x)$, función que representa la variación de la fuerza a lo largo del desplazamiento. El trabajo (W) realizado se representa como el área sombreada recogida por debajo de $F(x)$.

2.1. Trabajo positivo y negativo

El trabajo mecánico puede ser positivo o negativo (Hay, 1993; Özkaya y Nordin, 1999). Si la fuerza que actúa sobre un objeto se aplica en la misma dirección y sentido que su desplazamiento, el trabajo mecánico realizado será positivo (figura 1A). Por el contrario, si la fuerza actúa en sentido opuesto al desplazamiento del objeto, el trabajo realizado será negativo (figura 1C). Dicho de otra manera, si la dirección de la fuerza aplicada sobre un objeto y su desplazamiento forma un ángulo mayor de 0° y menor de 90° (ángulo agudo), el trabajo es positivo ($\cos 0^\circ$ - 90° varía entre 1 y 0) (figura 2), y si el ángulo formado es mayor de 90° y menor de 180° (ángulo obtuso), el trabajo

es negativo ($\cos 90^\circ$ - 180° varía entre 0 y -1). Así, todo desplazamiento que se realice en contra de la gravedad, como el representado en la [figura 1](#), va a generar un trabajo negativo producido por la acción de la fuerza de la gravedad sobre el objeto que se desplaza (Hay, 1993), por ello se deberá restar del trabajo positivo realizado. Teniendo en cuenta los datos de la [figura 1](#), la fuerza de la gravedad genera un trabajo negativo de 274,7 J:

$$40 \text{ kg} \cdot 9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2} \cdot 0,70 \text{ m} = 274,7 \text{ J}$$

Con lo cual, el trabajo total generado por el atleta será de 145,3 J (420-274,7 J). Cuando sobre un objeto actúan varias fuerzas, cada una de ellas individualmente produce trabajo. El trabajo mecánico total desarrollado por dichas fuerzas será la suma del trabajo individual realizado por cada una de las fuerzas que actúan sobre el objeto. Otro claro ejemplo de trabajo negativo es el realizado por una fuerza de fricción que se opone al desplazamiento de un objeto ([figuras 2 y 4](#)). De esta manera, para calcular el trabajo total realizado para mover el objeto representado en las [figuras 2 y 4](#), al trabajo positivo que hace avanzar el objeto hay que restarle el trabajo negativo provocado por la fuerza de fricción que se opone al avance:

$$W = - F_r \cdot d = - \mu \cdot F_N \cdot d \text{ (ecuación 4)}$$

Donde F_r es la fuerza rozamiento, d es la distancia recorrida, μ es el coeficiente de fricción y F_N es la fuerza normal (masa del objeto en $\text{kg} \times 9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$).

Del mismo modo, si contemplamos que sobre un ciclista actuarán tanto fuerzas propulsivas como fuerzas resistivas que le van a hacer avanzar o se van a oponer a su desplazamiento, para que éste pueda circular a una velocidad uniforme, atendiendo a las leyes de Newton (1ª ley de Newton), deberá hacer un trabajo positivo igual a la suma de todos los trabajos negativos. Así, por ejemplo, si el ciclista circula en llano a más de $40 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ en una bicicleta de carretera, el 90% del trabajo será para vencer la resistencia de arrastre aerodinámico, el 7-8%, para vencer la resistencia por rozamiento por rodadura (ruedas con el suelo), y el 2-3%, el rozamiento cinético, debido a la deformación de la bicicleta, los rozamientos de todos los ejes (pedales, ruedas, plato) y a la fricción de la cadena. Datos reales (García-López, 2008) indican que circulando en puertos de montaña de 2ª, 1ª o categoría especial,

más del 90% del trabajo se emplea para vencer la resistencia de la pendiente, un 5% o menos, para vencer la fuerza de arrastre aerodinámico, y otro 5% aproximadamente, para vencer la resistencia de rodadura y el rozamiento cinético.

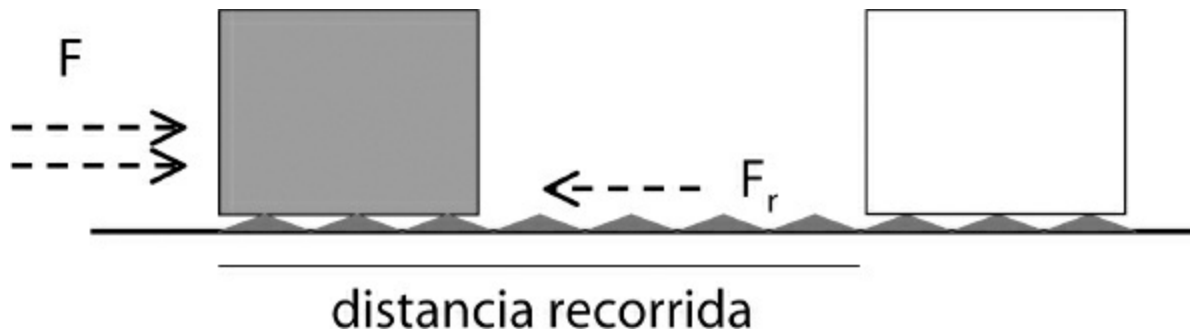


Figura 4. Fuerza de rozamiento (F_r) que se opone al desplazamiento y que genera un trabajo negativo frente al trabajo positivo realizado por la fuerza (F) que hace avanzar el objeto.

PUNTO CLAVE

En llano, conduciendo una bicicleta a elevada velocidad, más del 90% del trabajo total desarrollado se emplea en vencer la fuerza de arrastre aerodinámico. En montaña, subiendo con una bicicleta, más del 90% del trabajo total desarrollado se emplea en vencer la resistencia de la pendiente. Otras resistencias (rodadura y cinética) constituyen menos del 10% del trabajo realizado en las situaciones anteriores.

Existe otra interpretación del trabajo negativo y positivo, en la cual se tiene en cuenta el tipo de trabajo muscular efectuado (Enoka, 1988; Hay, 1993; Gutierrez y Rojas, 1998; Nigg *et al.*, 2000). De esta manera, cuando la musculatura trabaja de manera concéntrica (fase propulsiva) se genera un trabajo positivo. Por el contrario, cuando la musculatura trabaja excéntricamente (fase de frenado) se genera un trabajo negativo. Así, en el ejemplo que se representa en la [figura 1](#), cuando el atleta levanta las pesas esta realizando un trabajo positivo, mientras que cuando las baja el trabajo es negativo.

2.2. Trabajo angular

El trabajo realizado por una fuerza que genera un movimiento angular

también puede ser calculado. Únicamente hay que tener en cuenta que para calcular la longitud del arco que genera el objeto al moverse es necesario conocer el radio del giro y el ángulo que se describe al pasar de la posición inicial a la posición final.

$$W = F \cdot r \cdot \theta = \text{torque} \cdot \theta \text{ (ecuación 5)}$$

Donde r es el radio del giro medido en metros, θ es el ángulo recorrido medido en radianes (rad) y torque es el momento de fuerza medido en N·m. Como se reseñó anteriormente, si durante un movimiento angular la fuerza o el torque varía a lo largo del movimiento, es necesario integrar la función que recoge la variación de la fuerza-torque a través del desplazamiento para calcular el trabajo angular desarrollado (figura 5).

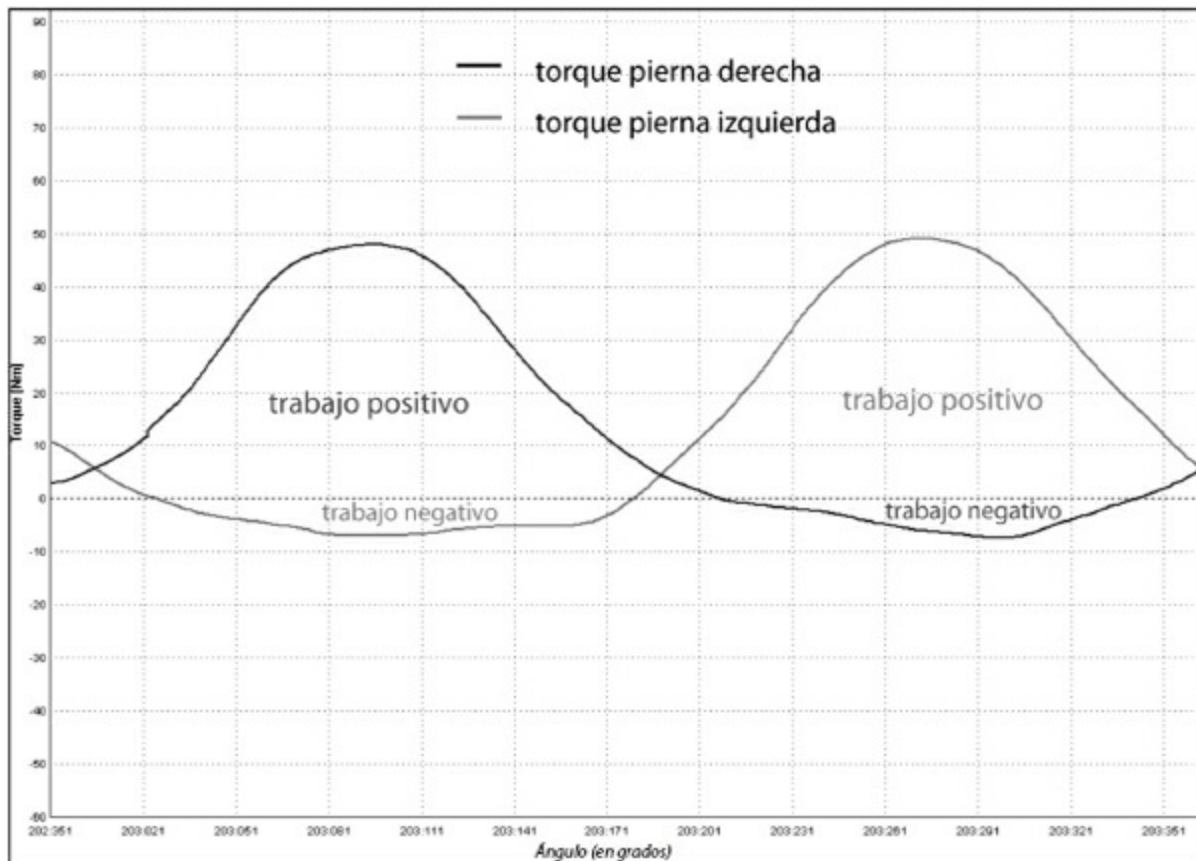


Figura 5. Torque desarrollado con la pierna derecha e izquierda a lo largo de una pedalada en un ejercicio submáximo a 200 vatios.

3. POTENCIA MECÁNICA

Es la variable que indica el ritmo al que se produce el trabajo, y se calcula teniendo en cuenta el trabajo desarrollado dividido por el tiempo que se emplea en realizarlo. Teniendo presente la ecuación 1, también se puede calcular la potencia multiplicando la fuerza ejercida por la velocidad.

$$P = W \cdot t^{-1} = F \cdot v \text{ (ecuación 6)}$$

Donde P es la potencia desarrollada en vatios, W es el trabajo realizado en julios, t es el tiempo que se emplea en hacer el trabajo en segundos (s), F es la fuerza ejercida en N y v es la velocidad en $m \cdot s^{-1}$. De manera análoga, la potencia en un movimiento angular sería:

$$P = \text{torque} \cdot \omega \text{ (ecuación 7)}$$

Donde el *torque* generado se mide en $N \cdot m$, y es la velocidad angular medida en $rad \cdot s^{-1}$.

Aunque dos atletas realicen el mismo trabajo en el ejercicio que se representa en la [figura 1](#) (274.7 J), la potencia desarrollada no será la misma si un atleta tarda en ejecutarlo 0,5 s y otro 1 s. En el primer caso la potencia generada será de 549,4 W y en el segundo caso será de 274,7 W. La velocidad de ejecución de los movimientos adquiere gran importancia en el entrenamiento de pesas. De esta manera, si el número de repeticiones es elevado o la carga de trabajo es excesiva, el deportista moverá las pesas con mayor lentitud, lo cual irá en detrimento de la potencia desarrollada en el movimiento.

De las ecuaciones anteriores se desprende que un mismo valor de potencia puede alcanzarse combinando la fuerza y la velocidad de diferentes maneras; se puede desarrollar la misma potencia generando grandes fuerzas a velocidades más bajas, o por el contrario, generando fuerzas más bajas pero a mayores velocidades. Se ha descrito, en una contracción muscular dinámica máxima, cómo la velocidad de acortamiento muscular decrece con el aumento de la carga a vencer ([figura 6](#)), estableciéndose una relación hiperbólica entre ambas variables (Hill, 1938). Otros autores, han encontrado que esta relación decrece linealmente en gestos cíclicos como pedalear ([figura 7](#)) (Vandewalle *et al.*, 1985; Gardner *et al.*, 2007) o remar (Sprague *et al.*, 2007). De acuerdo con esta relación fuerza-velocidad, la potencia mecánica varía con la carga a vencer ([figura 7](#)). Por ello, son diversos los trabajos que han analizado cuál es la carga de trabajo óptima para alcanzar la

mayor potencia, obteniéndose éstas cuando se utilizaban cargas que se encontraban en el 30-35% de la fuerza isométrica máxima (Hill, 1938), y en el 30-60% de una repetición máxima (1RM) en función del género y el tipo de ejercicio realizado (Baker *et al.*, 2001; Thomas *et al.*, 2007).

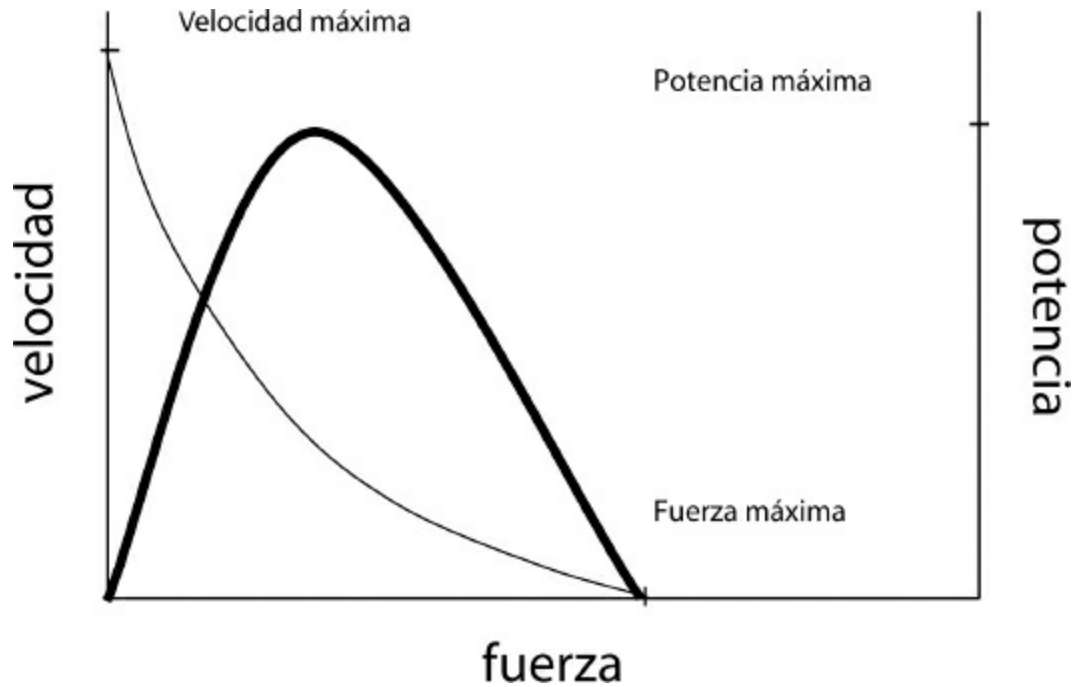


Figura 6. Relación fuerza-velocidad y fuerza-potencia en un músculo aislado.

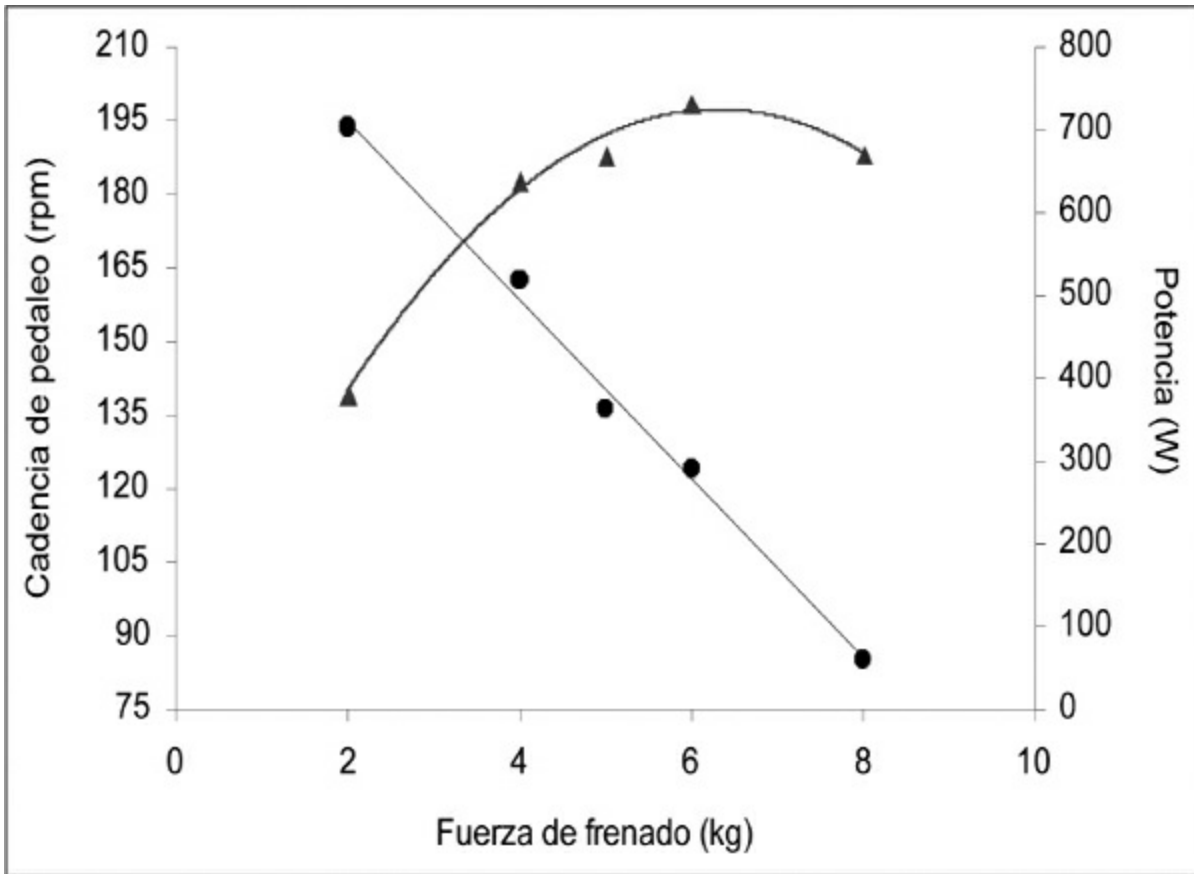


Figura 7. Relación fuerza-velocidad y fuerza-potencia en un estudiante de educación física tras la realización de varios esprints con diferentes cargas de frenado.

Tabla 2. Unidades de medida de la potencia.

	Potencia
Sistema Internacional	$1 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-3} = 1 \text{ J} \cdot \text{s}^{-1} = 1 \text{ vatio (W)}$
Sistema Cegesimal	$1 \text{ g} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}^{-3} = 1 \text{ ergio} \cdot \text{s}^{-1} = 10^{-7} \text{ W}$
Sistema Inglés	$1 \text{ caballo de vapor (hp)} = 550 \text{ lb} \cdot \text{ft} \cdot \text{s}^{-1} = 745,69 \text{ W}$

PUNTO CLAVE

Remando, pedaleando o nadando en un ergómetro a una potencia fija (ej. 200 W), un aumento de la cadencia o frecuencia de la remada, pedaleo o nado constituirá una

disminución de la fuerza o torque necesario para cada una de estas acciones. Biomecánicamente esto supone una ventaja (p. ej., pedalear en llano, en ciclismo de ruta a 90 rpm en vez de a 70 rpm), porque el coste mecánico total del ejercicio se ve reducido, aunque suponga un mayor gasto metabólico (fisiológico). Esto sería así hasta un punto en que el gasto mecánico volvería a aumentar (p. ej., pedalear en la misma situación anterior a 110 rpm).

La potencia máxima desarrollada por los deportistas es un parámetro muy estudiado para evaluar su rendimiento, sobre todo en aquellas disciplinas que requieran movimientos de tipo explosivo, como saltos, lanzamientos, aceleraciones, cambios de dirección. Son diversos los factores fisiológicos que contribuyen a la producción de la potencia máxima. Estos factores se pueden agrupar en factores intracelulares y factores neurales (Newton y Kraemer, 2009). Dentro de los primeros, Newton y Kraemer (2009) engloban: *a)* el área total de la sección transversal del músculo; por ello el entrenamiento de hipertrofia es un componente importante para el desarrollo de la potencia; *b)* la arquitectura muscular; el entrenamiento de potencia reduce el ángulo de peneación para favorecer una alta velocidad de contracción muscular, sin embargo el incremento del ángulo de peneación favorece la producción de fuerza; *c)* la disponibilidad de energía; parece que la disponibilidad de ATP (adenosintrifosfato) no es un factor limitante para la producción de la máxima potencia en esfuerzos de corta duración; *d)* y el tipo de fibra muscular; la velocidad de contracción muscular y la producción de fuerza es mayor en la fibras rápidas frente a las fibras lentas, por ello, la producción de potencia es aproximadamente cuatro veces mayor en las fibras rápidas frente a las fibras lentas.

Dentro de los factores neurales que posiblemente contribuyan a la producción de potencia máxima se han incluido (Newton y Kraemer, 2009): *a)* la activación de los músculos agonistas; con el entrenamiento de fuerza y potencia se incrementa la habilidad para reclutar un mayor número de unidades motoras; *b)* la contribución neural para aumentar la fuerza desarrollada; el entrenamiento de potencia con ejercicios rápidos y balísticos incrementa la activación de unidades motoras, lo cual favorece un mayor ritmo de producción de fuerza; *c)* el silencio premovimiento; durante los movimientos balísticos, partiendo desde una situación previa de relajación muscular, la activación neural del músculo puede verse muy reducida para producir que todas las unidades motoras estén preparadas para contraerse rápida y sincronizadamente; *d)* el reclutamiento preferencial de unidades

motoras; el sistema neural, como resultado del entrenamiento de potencia, puede reclutar preferencialmente las unidades motoras rápidas más potentes inmediatamente; e) la activación selectiva de los músculos agonistas dentro de un grupo muscular; se pueden reclutar preferencialmente los músculos rápidos (con mayor proporción de fibras rápidas) frente a los lentos cuando se realizan movimientos a altas velocidades, probablemente debido al entrenamiento de potencia; f) la coordinación; la potencia puede verse afectada por la interacción de los músculos agonistas, antagonistas y sinergistas activados en los movimientos, siendo importante para mejorar este aspecto el entrenamiento de las habilidades específicas de cada modalidad deportiva (entrenamiento técnico).

4. ENERGÍA MECÁNICA

La energía la podemos definir como la capacidad que tienen los seres vivos para realizar trabajo; de esta manera la realización de cualquier tipo de trabajo requerirá un gasto de energía (Enoka, 1988). La energía es una variable escalar, que al igual que el trabajo se mide en julios ([tabla 1](#)). Se han descrito seis formas de energía (McArdle *et al.*, 1990): química, mecánica, térmica, luminosa, eléctrica y nuclear. La energía está sujeta a la ley de la conservación de la energía que dice “*la energía no se crea ni se destruye, sino que se transforma de una forma a otra*”. De este modo, la energía química almacenada en el músculo se transforma en energía mecánica por la acción del sistema musculoesquelético y finalmente se transforma en energía térmica o calórica. Así, la relación existente entre la energía química gastada y la energía mecánica producida será utilizada para medir la eficiencia de los movimientos, como se verá posteriormente.

De las diferentes formas de energía descritas anteriormente, la energía mecánica es la de mayor interés para la biomecánica. Esta energía puede aparecer de diferentes formas: por su posición y por el movimiento de los objetos, así se habla de energía potencial y energía cinética, respectivamente (Hay, 1993; Enoka, 1988; Gutierrez y Rojas, 1998; Nigg *et al.*, 2000).

4.1. Energía potencial

Es la capacidad que tienen los objetos de realizar un trabajo en función de la posición que ocupan. Si sobre un objeto se aplica una fuerza que provoca

un cambio en su posición, cuando se deja de aplicar dicha fuerza el objeto recuperara su posición inicial generando trabajo. Generalmente, en el análisis del movimiento humano algunos autores han diferenciado dos tipos de energía potencial: la gravitacional y la elástica o de deformación (Enoka, 1988; Nigg *et al.*, 2000).

La energía potencial gravitacional se puede definir como el potencial que tienen los objetos de generar trabajo debido a la altura relativa de su centro de gravedad (Özkaya y Nordin, 1999). Ésta se puede calcular de la siguiente manera:

$$E_p = m \cdot g \cdot h \text{ (ecuación 8)}$$

Donde E_p es la energía potencial medida en J, m es la masa del objeto en kg, g es la aceleración de la gravedad en $m \cdot s^{-2}$, y h es la altura del objeto en m. Hay que destacar que E_p coincide con el trabajo que genera la gravedad sobre el objeto, en el caso representado en la [figura 1](#) correspondería al trabajo negativo generado:

$$40 \text{ kg} \cdot 9,81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2} \cdot 0,70 \text{ m} = 274,7 \text{ J}$$

La energía elástica o de deformación es la capacidad que tienen los cuerpos de generar trabajo cuando previamente han sido deformados gracias a la tendencia que tienen de recuperar su forma inicial. La magnitud de este tipo de energía estará en función de las características del objeto que se deforma y del grado de la deformación (Nigg *et al.*, 2000). El estudio de este tipo de energía adquiere relevancia especial en el desarrollo o en la utilización de nuevos materiales deportivos, como por ejemplo los utilizados en los pavimentos deportivos, los arcos, trampolines, raquetas, pértigas, calzado deportivo (Gutierrez y Rojas, 1998). La eficacia de estos materiales estará en función de la capacidad que tengan de: devolver la energía almacenada en el momento adecuado; devolver la energía en la dirección correcta, y devolver la energía con la frecuencia idónea (Nigg *et al.*, 2000).

Un claro ejemplo de energía potencial elástica es la que se genera cuando un arquero tensa su arco para disparar una flecha. A medida que se tensa el arco se va acumulando energía, en función de las características del material del arco. Cuando cesa la deformación del arco, la energía elástica que se ha acumulado produce que la flecha salga disparada, incrementando su

velocidad (energía cinética). Lo mismo sucede cuando una persona se da impulso sobre un trampolín. Al aterrizar sobre el trampolín, éste acumula energía elástica debido a la deformación a la que se ve sometido, y cuando recupera su posición devuelve la energía almacenada al sujeto, causándole una ganancia de energía potencial y cinética.

Es necesario hacer una mención especial a la energía elástica que pueden generar los tejidos biológicos. Este hecho permite al músculo-tendón realizar una mayor cantidad de trabajo y fuerza cuando su contracción concéntrica es precedida de un estiramiento activo (contracción excéntrica), dando lugar al llamado ciclo estiramiento-acortamiento. Durante la contracción excéntrica (fase de estiramiento) se produce un estiramiento del componente elástico del músculo y los tendones que provoca una acumulación de energía potencial elástica que posteriormente, mientras los tejidos recuperan su forma original, es devuelta en la fase concéntrica incrementando la fuerza y el trabajo desarrollado. La energía devuelta en el recobro de la posición es menor al trabajo realizado para producir el estiramiento (hay una cantidad de energía que se disipa en forma de calor y rozamiento), pero es devuelta a un mayor ritmo. La habilidad que tienen los deportistas para beneficiarse de esta energía elástica dependerá (Enoka, 1988): del tiempo que transcurre entre la contracción excéntrica y la concéntrica, de la magnitud del estiramiento y de la velocidad del estiramiento.

El ejemplo del atleta sudafricano Oscar Pistorious pone de manifiesto la importancia que tiene la energía potencial elástica en el deporte, y concretamente en el rendimiento de las pruebas de velocidad en el atletismo. Este atleta compite con unas prótesis en forma de “J” (figura 8), que sustituyen a sus piernas, ya que a la edad de aproximadamente un año le fueron amputadas. Estas prótesis pesan menos que unas piernas, con lo cual le cuesta menos moverlas. Sin embargo, la principal ventaja que tiene Pistorious con respecto al resto de atletas es que es capaz de recuperar más energía elástica, con lo cual gasta menos energía que sus contrincantes. El profesor Meter Bruggemann de la Universidad de Colonia (Alemania) ha estimado que Oscar Pistorious gastaría en torno a un 25% menos de energía para correr a la misma velocidad que sus oponentes. Esto le permitió en la Roma Golden League del año 2007 quedar segundo (46,90 s), compitiendo con atletas no paralímpicos, a los que adelantó en los últimos 100 m de una carrera de 400 m, donde la mayoría de los atletas no pueden mantener el ritmo de producción de trabajo. Igualmente, consiguió clasificarse para los

Campeonatos del Mundo de Daegu 2011, donde obtuvo un mejor tiempo de 45.39 s y llegar hasta las semifinales, compitiendo con atletas no amputados. El debate sigue todavía abierto.

PUNTO CLAVE

Las piernas de los humanos pueden aprovechar parte de la energía elástica almacenada durante la fase excéntrica de los movimientos. No obstante hay que reconocer que son dispositivos bastante ineficaces, comparados con otros elementos elásticos como las ballestas, arcos... Algunos cuadrúpedos como los caballos y los galgos tienen mejor economía de carrera que los humanos, porque sus patas delanteras actúan como “ballestas” rígidas y sus patas traseras como propulsoras, mientras que en los humanos una misma pierna se tiene que encargar de frenar e impulsar durante el apoyo, perdiéndose bastante energía en forma de calor.

4.2. Energía cinética

La capacidad que tienen los objetos de generar trabajo por estar en movimiento se conoce como energía cinética. La cantidad de energía cinética (E_c) que un objeto posee viene determinada por su masa (m) y la velocidad a la que se mueve (v):

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 \text{ (ecuación 9)}$$

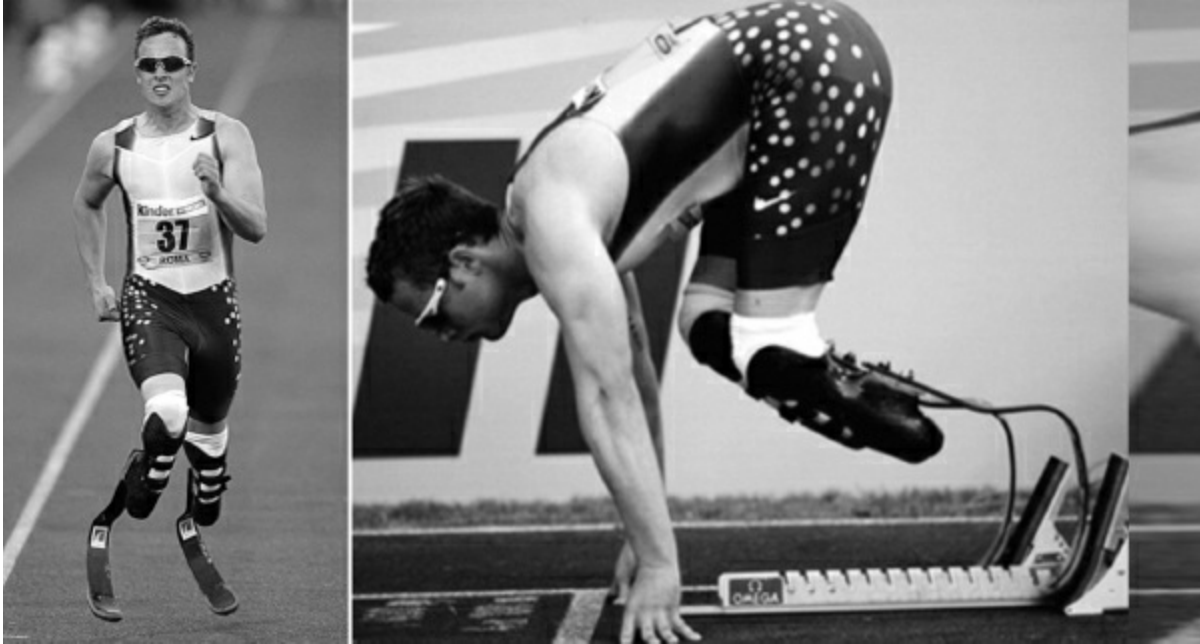


Figura 8. Prótesis utilizadas por Oscar Pistorious.

Aplicando la fórmula anterior ¿cuál será la E_c de un esquiador de 80 kg que baja por una pista a una velocidad de $40 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$?

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot 80 \text{ kg} \cdot 11.11^2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} = 4938,27 \text{ J}$$

Por ello, simplificando, si el esquiador quiere frenar su energía cinética, no le queda otro remedio que aplicar una fuerza sobre sus esquís a lo largo de una distancia. Si esta distancia es de 50 m, el esquiador habrá aplicado una fuerza media de frenado sobre sus esquís de 98,77 N (despreciando la resistencia del aire). Desde el siglo XIX se aplican test de desaceleración simplificada para calcular las fuerzas que se oponen al movimiento. Entonces, una forma de conocer el coeficiente de rozamiento de los esquís, es calcular la fuerza media de frenado y dividirla por la fuerza normal del esquiador más los esquís.

La energía cinética calculada a través de la ecuación anterior hacer referencia a un movimiento de traslación lineal, por lo que recibe el nombre de energía cinética de traslación. La energía que un cuerpo pose gracias a un movimiento angular o de rotación se denomina energía cinética de rotación:

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot I \cdot \omega^2 \text{ (ecuación 10)}$$

Donde I es el momento de inercia calculado en función de la masa del objeto y del radio de giro ($I = m \cdot r^2$) cuya unidad de medida en el sistema internacional es el $\text{kg}\cdot\text{m}^2$, y ω es la velocidad angular en $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$.

4.3. Principio de conservación de la energía

Teniendo presente los diferentes tipos de energía mecánica analizados, la energía mecánica total (E_T) de un sistema es la suma de los diferentes tipos de energía:

$$E_T = E_c + E_p + \text{otras (ecuación 11)}$$

Según la ley de conservación de la energía, la energía mecánica total de un sistema aislado permanece constante, ni se crea ni se destruye, es decir, únicamente se cambia de una forma a otra. Por ello, si tenemos un objeto que se mueve desde una posición A hasta una posición B , la energía mecánica total en cada una de las posiciones es la misma:

$$E_{cA} + E_{pA} = E_{cB} + E_{pB} \text{ (ecuación 12)}$$

Sin embargo, cuando sobre un sistema actúan fuerzas externas (p. ej., fricción, arrastre, disipación, vibración), se produce una transformación de energía. Por ello, si consideramos que ninguna de estas fuerzas influye en un gimnasta que salta sobre una cama elástica, podemos afirmar que a medida que el gimnasta coge altura gana energía potencial y pierde energía cinética, obteniendo la mayor cantidad de energía potencial en el momento que alcanza la máxima altura. A partir de este punto, cuando el gimnasta empieza a perder altura su cuerpo es acelerado por la acción de la gravedad, lo que permite la ganancia de energía cinética, siendo máxima antes del contacto con la cama elástica; por el contrario, a medida que pierde altura, pierde energía potencial. Cuando el deportista contacta con la cama elástica, la energía cinética con la que aterriza se convierte en energía potencial elástica que alcanza su máximo valor en el momento de mayor extensión de la cama elástica; cuando ésta recupera su posición inicial, toda la energía elástica almacenada en la cama es devuelta al gimnasta ayudándole a ganar energía cinética de nuevo (figura 9). Al igual que hay fuerzas que pueden influir en la pérdida de energía del gimnasta, éste puede realizar diferentes maniobras

(flexión-extensión de rodillas, impulsión con los brazos) cuando contacta con la cama elástica para aumentar la energía potencial elástica almacenada, lo cual le puede ayudar a obtener una mayor cantidad de energía cinética y potencial, es decir, conseguir una mayor altura de vuelo (realmente si el gimnasta no hiciera fuerza sobre la cama elástica, su altura de salto iría decreciendo paulatinamente, porque la energía potencial elástica no se recupera totalmente, sino que se pierde energía en forma de rozamiento y calor). De acuerdo con la ley de conservación de la energía, en cualquiera de las posiciones por las que pasa el gimnasta (figura 9), la energía mecánica total es la misma. Así, incrementos de energía potencial conllevan pérdidas de energía cinética, o viceversa; hay una continua transformación de unas formas de energía a otras.

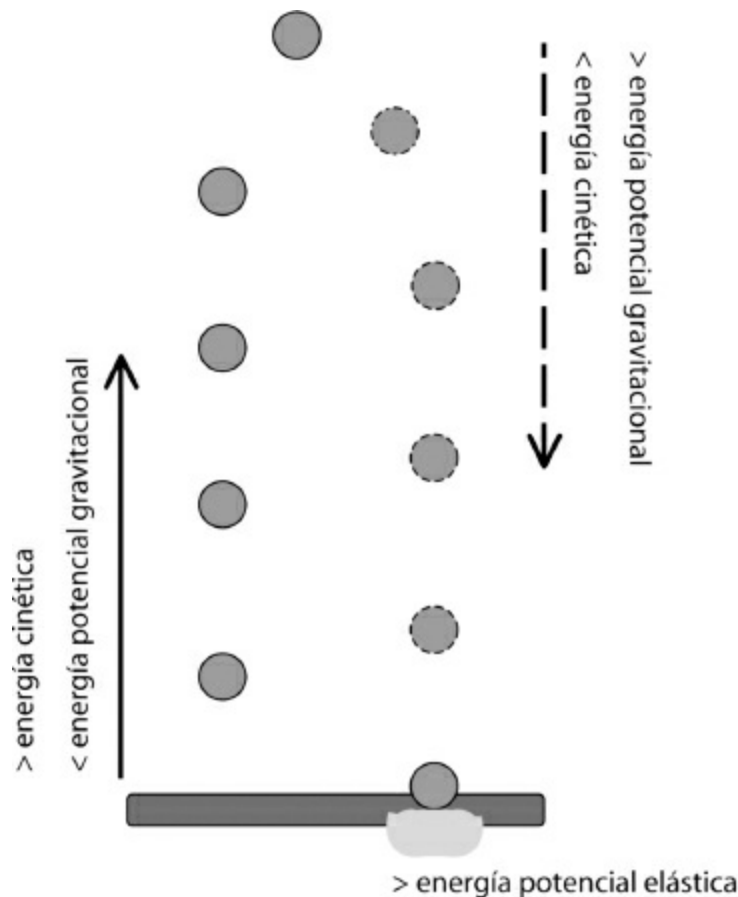


Figura 9. Esquema representativo de la transformación que sufren las diferentes formas de energía mecánica en un salto sobre una cama elástica, teniendo en cuenta que ninguna fuerza externa influye sobre el salto.

PUNTO CLAVE

En la marcha humana, la máxima energía potencial (elevación del centro de gravedad) se consigue justo en el momento en que la cadera pasa por la vertical del pie de apoyo, y a partir de ese momento empieza a convertirse en energía cinética. En la carrera, la máxima energía potencial se consigue a mitad de la fase de vuelo entre una zancada y otra, siendo cero aproximadamente cuando la rodilla tiene su máxima flexión durante el apoyo en el suelo. Por los motivos explicados anteriormente (ineficacia en el almacenamiento de energía elástica por parte de nuestras piernas), la conservación de energía es mejor en la marcha que en la carrera, lo cual justifica que el gasto energético para caminar sea un 50-60% (cociente entre 0,7 y 1,2) que para correr la misma distancia.

5. RELACIÓN TRABAJO-POTENCIA-ENERGÍA

Si consideramos que un objeto se mueve desde una determinada posición a otra debido a la acción de una fuerza, desde el punto de vista de la mecánica, se puede establecer la siguiente relación entre el trabajo realizado, la potencia y la energía mecánica generada:

$$W = \Delta E_c + \Delta E_p \text{ (ecuación 13)}$$
$$P = (\Delta E_c + \Delta E_p) \cdot t^{-1}$$

Donde ΔE_c es el cambio de energía cinética del objeto entre la posición de partida y la posición final ($E_{c \text{ posición 1}} - E_{c \text{ posición 2}}$), y ΔE_p es el cambio de energía potencial entre la posición de partida y la posición final ($E_{p \text{ posición 1}} - E_{p \text{ posición 2}}$).

Teniendo una visión más amplia del principio de conservación de la energía, y no reduciéndolo únicamente a la energía mecánica, podemos decir que la energía total interna generada por un sistema, como puede ser el cuerpo humano, es igual a la suma de todos los diferentes tipos de energía (térmica, mecánica, eléctrica, química y otras). El cambio de la energía total interna del sistema es igual a la suma del trabajo realizado y al calor que se desprende durante la realización del mismo. Matemáticamente podemos expresarlo con la siguiente ecuación:

$$\Delta E_{\text{INT}} = \Delta W + \Delta C \text{ (ecuación 14)}$$

Donde ΔE_{INT} es el cambio (incremento o pérdida) de la energía interna del sistema, ΔW es el cambio del trabajo generado o producido sobre el sistema y ΔC es el cambio en el calor producido.

De la ecuación anterior se puede deducir que el cambio de energía interna no va a corresponder a un cambio proporcional del trabajo realizado, no toda la energía interna se utilizará para realizar trabajo, ya que parte de la energía se pierde en forma de calor. La cantidad de energía que sustentará el trabajo realizado dependerá de los procesos de conversión. Aproximadamente el cuerpo humano tiene un 25% de eficiencia, lo cual indica que del total de energía química generada únicamente el 25% es usada para realizar trabajo mecánico, mientras que el 75% restante se convierte en calor o es usada en los procesos de recuperación (Enoka, 1988). Por ello, una estrategia encaminada a aumentar el rendimiento de los deportistas sin incrementar los requerimientos de energía consistiría en disminuir las pérdidas de energía y así mejorar el balance trabajo-energía.

PUNTO CLAVE

Para un ciclista que pedalea a una velocidad constante durante 1 h (3.600 s) recorriendo 40 km y desarrollando una potencia media de 300 W, su trabajo-energía mecánica externa ($W = P \cdot t$) será de 1.080.000 J ($W = 300 \cdot 3600$). También se pueden conocer las fuerzas que se han opuesto a su desplazamiento utilizando la ecuación del trabajo ($W = F \cdot d$), siendo éstas iguales a 27 N ($F = 1.080.000 \cdot 40.000^{-1}$). Sabiendo que el cuerpo humano tiene una eficiencia del 25%, si el ciclista produjo un trabajo mecánico externo de 1.080 kJ (1.080.000 J), y esto sólo representa el 25% del trabajo interno, entonces podemos estimar que el ciclista habrá gastado una energía interna de 4.320 kJ, es decir aproximadamente 1.000 kcal.

6. TRABAJO INTERNO

El trabajo interno o gasto de energía hace referencia a las demandas energéticas que supone la realización de determinadas actividades, por ejemplo, una persona que está andando por un parque tendrá un menor gasto energético que otra persona que está realizando la misma actividad por terreno montañoso o está corriendo. El concepto de gasto energético contempla el término energía desde una perspectiva fisiológica y no mecánica como se ha hecho anteriormente, aunque son términos íntimamente

relacionados, ya que la capacidad de generar un gran trabajo mecánico dependerá de la capacidad que tiene el organismo de generar energía química.

La obtención de energía por parte del cuerpo humano comienza con la ingesta de alimentos; éstos, una vez que son digeridos, asimilados y transportados a las células, pueden sufrir diferentes reacciones químicas. El uso que el organismo hace de los alimentos una vez que están en las células se denomina metabolismo. La actividad metabólica de las células puede ser de dos tipos según las reacciones químicas que se dan: las reacciones químicas que degradan los alimentos en compuestos más pequeños son denominadas con el término catabolismo, y las reacciones químicas que tienen como resultado la formación de compuestos complejos a partir de otros más sencillos son denominadas reacciones anabólicas. En el catabolismo celular siempre hay una liberación de energía química y en forma de calor, mientras que el anabolismo necesita consumir energía para formar moléculas más complejas. La energía química liberada en las reacciones catabólicas es transferida al ATP (adenosintrifosfato). Esta molécula es conocida como la moneda energética del cuerpo humano, ya que su desdoblamiento en adenosindifosfato (ADP) y adenosinmonofosfato (AMP) proporciona la energía necesaria para que todas las células del organismo realicen sus funciones, entre las que se encuentran la contracción muscular y la resíntesis de ATP a partir de otros compuestos (anabolismo).

La cantidad de ATP que se almacena en el músculo es limitada; por ello, una vez que se degrada, necesitamos regenerarlo para poder seguir produciendo energía. Si esto no fuera posible, se vería comprometida la producción de energía y el trabajo desarrollado por el organismo. Esto es lo que sucede cuando un ciclista coge una “pájara”; cuando no puede ingerir alimento y sus reservas energéticas se han agotado, éste no puede seguir manteniendo su rendimiento, ya que no puede producir energía. Cuando se realiza cualquier tipo de actividad física, la degradación de los nutrientes básicos (los hidratos de carbono, las grasas y las proteínas) permite la regeneración de ATP. La utilización de estos nutrientes puede realizarse a través de diferentes vías meta-bólicas: aeróbica y anaeróbica, en función de la cantidad de energía y la rapidez con la que necesite obtenerse. El metabolismo aeróbico se caracteriza por la degradación de los hidratos de carbono (glucólisis aeróbica) y las grasas (betaoxidación de las grasas) en presencia de oxígeno (la degradación de proteínas es prácticamente despreciable), en las mitocondrias de las células. Este sistema posee una gran

capacidad de obtención de energía, pero, por el contrario, la velocidad con la que se obtiene es lenta. Por todo ello, adquiere una relevancia especial en el rendimiento de actividades de resistencia. El metabolismo anaeróbico se subdivide a su vez en aláctico y láctico; en función del sustrato energético utilizado, éste es degradado en el citoplasma de la célula en ausencia de oxígeno. El metabolismo anaeróbico aláctico utiliza los fofágenos (ATP y fosfocreatina) como fuente de energía; este hecho posibilita la obtención de energía a una alta velocidad, aunque la cantidad de energía producida es muy limitada. Esta vía metabólica es de gran interés en la realización de esfuerzos de corta duración y muy alta intensidad (p. ej., saltos, arrancadas, lanzamientos, pequeños esprines). Por último, el metabolismo anaeróbico láctico utiliza la degradación incompleta de los hidratos de carbono como fuente de energía (glucólisis aneróbica). Se caracteriza por la capacidad limitada que tiene de producir energía, aproximadamente 19 veces menor que el metabolismo aeróbico, y por la rapidez con la que se obtiene. Otra característica de este metabolismo es la producción de ácido láctico como producto de desecho, induciendo una acidosis metabólica que limita el desempeño muscular.

6.1. Medición del gasto energético

La unidad de medida generalmente utilizada para expresar la energía química y calorífica es la caloría (cal) o kilocaloría (kcal). La caloría se define como la cantidad de energía calorífica necesaria para aumentar un grado centígrado la temperatura de un gramo de agua. Para poder convertir estas unidades a las utilizadas en el sistema métrico internacional ([tabla 1](#)) es importante conocer las siguientes equivalencias:

$$1 \text{ J} = 0.239 \text{ cal}$$

$$1 \text{ kcal} = 1000 \text{ cal} = 4.184 \text{ kJ (kilojulio)} = 4184 \text{ J}$$

La precisa medición de la energía gastada es importante para determinar el nivel de actividad física que realizan los sujetos, monitorizar el grado de cumplimiento con las pautas de realización de actividad física, entender la relación dosis-respuesta entre actividad física y salud, y determinar la efectividad de los programas de intervención diseñados para la mejora de los

niveles de condición física. Existen diferentes métodos para valorar la energía gastada; probablemente la utilización de uno u otro dependa de factores tales como el número de individuos a monitorizar, el período de tiempo a medir y la disponibilidad económica (Ainslie *et al.*, 2003). Entre los principales métodos referenciados en la literatura se encuentran:

- Calorimetría directa. Se basa en la medición de la pérdida de calor por parte del cuerpo. Asume que en todas las reacciones metabólicas se produce y disipa calor; por ello, una mayor tasa de producción de calor se asocia a un aumento del trabajo metabólico. Para determinar la energía gastada por este método es imprescindible contar con una cámara hermética preparada con un dispositivo especial para cuantificar los cambios de calor producidos por el desempeño de una actividad. Este hecho limita mucho su uso ya que no todas las actividades podrán valorarse, y además el coste económico es muy elevado.
- Calorimetría indirecta. Utiliza la medición del consumo de oxígeno ($\dot{V}O_2$) para estimar el gasto energético. Así, se ha estimado que la combustión de una mezcla de hidratos de carbono, grasas y proteínas durante la realización de un ejercicio aeróbico libera aproximadamente 5 kcal por cada litro de O_2 utilizado. Este equivalente energético se puede precisar más si se analiza el dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$) espirado. La combustión de los diferentes sustratos energéticos conlleva una producción diferente de CO_2 . Conociendo el cociente respiratorio de un ejercicio ($\dot{V}CO_2 \cdot \dot{V}O_2^{-1}$) se puede precisar la mezcla de nutrientes que se catabolizan durante la realización de un ejercicio de tipo aeróbico, y así se puede precisar mucho mejor el equivalente calórico para 1 litro de O_2 . El uso de este método requiere de la utilización de analizadores de gases que permitan medir el $\dot{V}O_2$ y $\dot{V}CO_2$ en las actividades a valorar.
- Agua doblemente marcada. El uso de este método supone la administración a los sujetos de una dosis de agua que contiene una cantidad conocida de isótopos estables no radiactivos, el deuterio (2H) y el oxígeno 18 (^{18}O). El ^{18}O se perderá más rápidamente del cuerpo ya que se excretará a través del CO_2 (por la respiración) y del agua (por la orina, sudor, respiración, evaporación); sin embargo, la pérdida del 2H es más lenta ya que se perderá únicamente a través del agua. La diferencia entre el ritmo de pérdida de los dos isótopos reflejará el ritmo

al que se produce el CO_2 , pudiendo estimar así el gasto energético; una mayor producción de CO_2 reflejará una utilización más elevada de los sustratos energéticos.

- Frecuencia cardiaca (FC). Para poder estimar la energía gastada a través de este método es imprescindible conocer la relación lineal que existe entre FC- VO_2 a intensidades submáximas. Sabiendo esta relación y monitorizando la FC en las actividades que se quiere analizar, se puede estimar el VO_2 que implica esa actividad. Una vez conocido este valor, se procede igual que en la calorimetría indirecta, es decir, se multiplica el VO_2 ($\text{l}\cdot\text{m}^{-1}$) por su equivalente calórico (aproximadamente 5 kcal).
- Sensores de movimiento. Estos sistemas registran el movimiento o la aceleración del tronco o las extremidades, según su localización, y en función de éste se estima la energía gastada. Los podómetros registran el número de pasos dados gracias a un péndulo que se balancea con el movimiento. Es un sistema muy económico y práctico, pero su sensibilidad es limitada ya que no cuantifican la longitud de la zancada ni el desplazamiento total del cuerpo. Los acelerómetros detectan el desplazamiento total del cuerpo electrónicamente en un eje (uniaxiales) o en tres ejes (triaxiales). Los acelerómetros se fundamentan en que la aceleración que registran es proporcional a la fuerza muscular y por consiguiente se relaciona con el gasto energético. La desventaja de estos sistemas es que no todas las actividades se reflejan en aceleraciones o desaceleraciones.
- Cuestionarios. Son de fácil utilización, bajo coste y se pueden aplicar a grandes grupos. Los cuestionarios estiman la energía gastada a través de preguntas que tratan de interrogar a los sujetos sobre el tipo de actividad que llevan a cabo diariamente o en su tiempo libre, el tiempo que invierten en ella y a que intensidad la realizan. Existen diferentes cuestionarios y habrá que utilizar el que más se adapte al grupo poblacional con el que vamos a trabajar.

PUNTO CLAVE

Los podómetros son instrumentos sencillos que nos permiten estimar el gasto energético de una persona a lo largo de un día de vida cotidiana. Se acepta que, como norma general, deberíamos tener un nivel de actividad física cifrado en más de

10.000 pasos diarios, siendo recomendados 12.000 pasos en mujeres y 14.000 pasos en hombres (de 8 a 10 km de distancia a una velocidad confortable, lo que supondría, en una persona de 70 kg, 392-400 kcal/día).

7. EFICIENCIA DEL MOVIMIENTO

Como ya se ha mencionado anteriormente, para que los músculos generen un trabajo mecánico externo es necesario que produzcan la suficiente cantidad de energía química (trabajo interno o metabólico). Sin embargo, no todo el trabajo interno realizado a nivel muscular se utiliza para generar un trabajo mecánico externo. Parte de la energía producida se utiliza para mantener las funciones del organismo y otra parte se disipa en forma de calor. El concepto de eficiencia hace referencia al aprovechamiento que hace el organismo de la energía generada. La eficiencia del movimiento es una variable de gran importancia en el rendimiento de los deportes de resistencia. Que una persona sea más eficiente que otra supone que la energía requerida para realizar un determinado trabajo externo sea menor. Dicho de otra manera, el ciclista más eficiente será aquel que produce más trabajo mecánico externo para la misma energía interna consumida, por lo que le permitirá, respecto a otros menos eficientes, recorrer más distancia o conseguir una mayor velocidad en una misma distancia, y por lo tanto desarrollar una mayor potencia.

Comúnmente la eficiencia se expresa como un porcentaje de la energía total gastada. Por ejemplo, tener una eficiencia mecánica del 20% significa que del total de energía gastada únicamente ese porcentaje se ha usado para ejecutar el trabajo mecánico externo. Para su análisis es necesario utilizar un analizador de gases para medir el gasto energético y un ergómetro capaz de medir el trabajo mecánico externo; esto normalmente se hace multi-plicando la potencia por el tiempo, como se ha comentado anteriormente. Así, en la literatura se distinguen diferentes tipos de eficiencias (Moseley y Jeukendrup, 2001): eficiencia gruesa (EG), eficiencia neta (EN) y eficiencia delta (ED).

La eficiencia gruesa se define como el cociente entre el trabajo realizado durante una actividad y la energía metabólica total gastada:

$$EG (\%) = (W \cdot E^{-1}) \cdot 100 \text{ (ecuación 15)}$$

Donde W es el trabajo realizado y E es el gasto energético (trabajo

interno).

Como se comentó al inicio de este apartado, la energía gastada por el organismo no sólo se destina a ejecutar el trabajo mecánico, sino que una cantidad se necesita para mantener la homeostasis del organismo. Si nosotros únicamente queremos saber cómo los músculos generan trabajo, al gasto energético total calculado hay que restarle el gasto energético no relacionado directamente con la producción de trabajo (el gasto energético basal). Si hacemos esta operación y el resultado obtenido lo relacionamos con el trabajo realizado, estamos calculando la eficiencia neta:

$$EN (\%) = (W \cdot (E - E_R)^{-1}) \cdot 100 \text{ (ecuación 16)}$$

Donde E_R es el gasto energético en reposo.

El concepto de eficiencia neta ha sido bastante discutido, ya que asumir que el gasto de energía en reposo permanece constante mientras se realiza ejercicio es erróneo. Durante el ejercicio la energía necesaria para mantener la homeostasis se incrementa por diversos motivos, como por ejemplo el incremento del gasto cardíaco y la ventilación. Un concepto muy similar al de eficiencia neta es el de *eficiencia del trabajo*. Ésta se calcula utilizando la ecuación anterior, sustituyendo el gasto metabólico en reposo por el gasto metabólico sin carga (el gasto metabólico del ejercicio realizado sin carga, con 0 W).

La eficiencia delta representa el cambio en la energía gastada en relación con el cambio que se produce en el trabajo realizado. Se ha sugerido que ésta es la forma más válida de calcular la eficiencia ya que elimina la influencia de los procesos metabólicos que no contribuyen al trabajo realizado. La eficiencia delta se calcularía de la siguiente manera:

$$ED (\%) = (\Delta W \cdot \Delta E^{-1}) \cdot 100 \text{ (ecuación 17)}$$

Donde ΔW es el incremento en el trabajo realizado y ΔE es el incremento en la energía gastada. La eficiencia delta también se ha calculado como la inversa de la pendiente de la relación lineal entre la energía gastada y el trabajo realizado ([figura 10](#)).

Además de la eficiencia, el término *economía* (EC) es a menudo utilizado para determinar la relación que existe entre el consumo de oxígeno (VO_2) y la potencia (P) o velocidad (vel) y/o distancia recorrida por los deportistas. De

un modo sencillo se puede calcular la economía como el consumo de oxígeno (indicador de la intensidad del esfuerzo) que supone una determinada velocidad, potencia o distancia. En ciclismo se suele calcular como la cantidad de trabajo mecánico externo por litro de oxígeno consumido ($\text{kJ}\cdot\text{l}^{-1}$), o los litros de oxígeno necesarios para producir 1 W de potencia mecánica externa en 1 min ($\text{W}\cdot\text{l}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$).

$$\text{EC} (\text{kJ}\cdot\text{l}^{-1}, \text{W}\cdot\text{l}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}) = P \cdot \dot{V}\text{O}_2^{-1} \text{ (ecuación 18)}$$

Otra manera de calcular la economía, generalmente utilizada para valorar la carrera o la marcha, es la que tiene en cuenta la cantidad de oxígeno consumido para desplazar una masa de 1 kg una distancia de 1 m. Esta metodología es muy utilizada en estas disciplinas, dada la dificultad de medir la potencia de la marcha y/o la carrera (no hay ergómetros que midan vatios en estas disciplinas), y la facilidad de medir la distancia recorrida.

$$\text{EC} (\text{ml}^{-1} \text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}) = \dot{V}\text{O}_2 \cdot d^{-1} \text{ (ecuación 19)}$$

PUNTO CLAVE

Las eficiencias mecánicas gruesa, neta y delta son buenos indicadores del rendimiento de la máquina humana. Para medirlas es necesario contar con un ergómetro que registre la potencia mecánica externa y un analizador de gases que mida la cantidad de energía interna consumida. Si cualquiera de ambas cosas no es posible, se puede medir la economía, que es la cantidad de energía necesaria para producir potencia (nadando, pedaleando o remando), o para desplazar una masa una distancia determinada (caminando o corriendo).

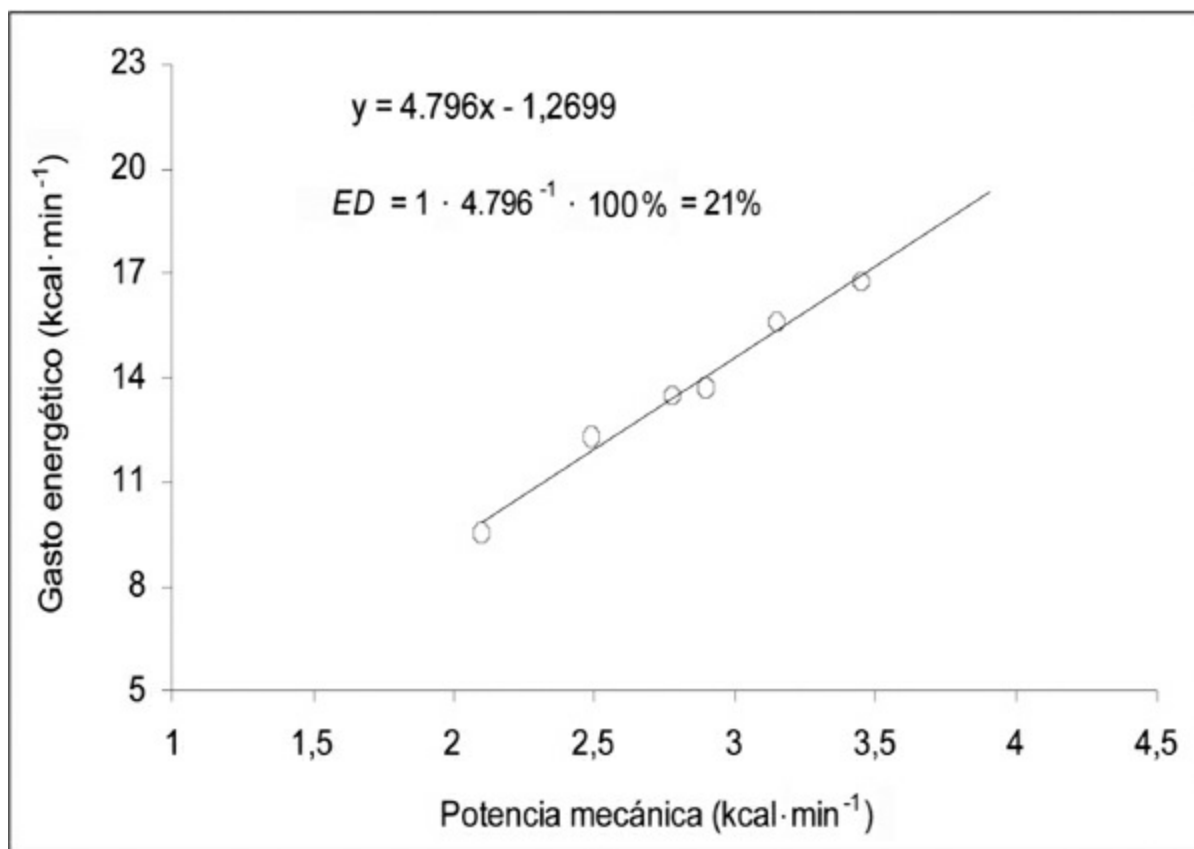


Figura 10. Cálculo de la eficiencia delta (DE) en un ciclista profesional utilizando la inversa de la pendiente de la relación entre la energía gastada y el trabajo realizado.

8. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

Para el análisis cinético de la actividad física o del deporte es imprescindible la utilización de instrumentos de medida que cuantifiquen las fuerzas que causan el movimiento, de manera que tomando como referencia esas fuerzas y conociendo el movimiento, permitan calcular el trabajo, la energía y la potencia, atendiendo a las ecuaciones expuestas anteriormente. Para tal fin, se usan diferentes dispositivos llamados transductores que convierten un determinado tipo de energía de entrada en otra distinta de salida. Así, un transductor electrónico produce un cambio de voltaje proporcional a la magnitud del parámetro que está siendo recogido. Estos dispositivos nos van a permitir monitorizar directa o indirectamente variables de fuerza lineal o angular (torque), así como variables de movimiento (velocidad y aceleración lineal y angular). En la selección de estos dispositivos es necesario tener presente los siguientes factores que pueden

condicionar las mediciones realizadas (Harman, 2006): la precisión, es decir la resolución del sistema (el menor cambio en la variable medida que puede ser detectado por el dispositivo); el rango de medición (la capacidad que tienen los transductores deben medir los valores mínimos y máximos que se pueden encontrar); la validez (la desviación que existe entre la cantidad de señal captada por el transductor y la señal real producida); el efecto térmico (la influencia que tienen los cambios de temperatura en la señal producida por el transductor); la frecuencia de respuesta (es el ritmo al cual el transductor es capaz de realizar la medición en el parámetro deseado); el voltaje de activación (la fuente de energía que requieren los transductores para funcionar); y el voltaje de salida (según sea con respecto al voltaje de entrada se necesitará amplificar o reducir la señal).

En el mercado actualmente se pueden encontrar diferentes tipos de transductores específicos que permiten el análisis de variables cinéticas en diferentes gestos específicos. Así, la plataforma de fuerzas ([figura 11](#)) es una herramienta muy utilizada en el análisis biomecánico de la marcha, la carrera y el salto. El fundamento de esta herramienta se basa en la tercera ley de Newton, “principio de acción-reacción”, según la cual a toda fuerza de acción le corresponde otra de reacción que tiene el mismo módulo y dirección pero de sentido contrario. Así, las plataformas de fuerza proporcionan una señal de voltaje proporcional a las fuerzas de reacción que se producen sobre ellas, permitiendo el registro de las fuerzas en los ejes vertical, antero-posterior y medio-lateral. Durante la marcha y la carrera no es sencillo calcular el trabajo ni la potencia debido: al pequeño tamaño de las plataformas, lo cual no permite empezar ni desarrollar el movimiento completamente encima de ellas; y a que en las plataformas de reducidas dimensiones se hace necesario combinar sus datos de fuerza con complejos sistemas de análisis 3D del movimiento. Si se tuviera un pasillo de 100 m instrumentado con plataformas de fuerzas, se podría saber, mediante la integración de los datos de fuerza de reacción en el tiempo, sin necesidad de otros sistemas, la velocidad instantánea del corredor en cada momento, y combinarla con la fuerza registrada para obtener las variables mencionadas. Sin embargo, el uso de esta herramienta en un salto vertical nos permite calcular, a partir de los registros de fuerza en el tiempo, el trabajo y la potencia del salto, además de la velocidad de despegue y la altura de los saltos, ya que todo el movimiento se ejecuta encima de la plataforma.

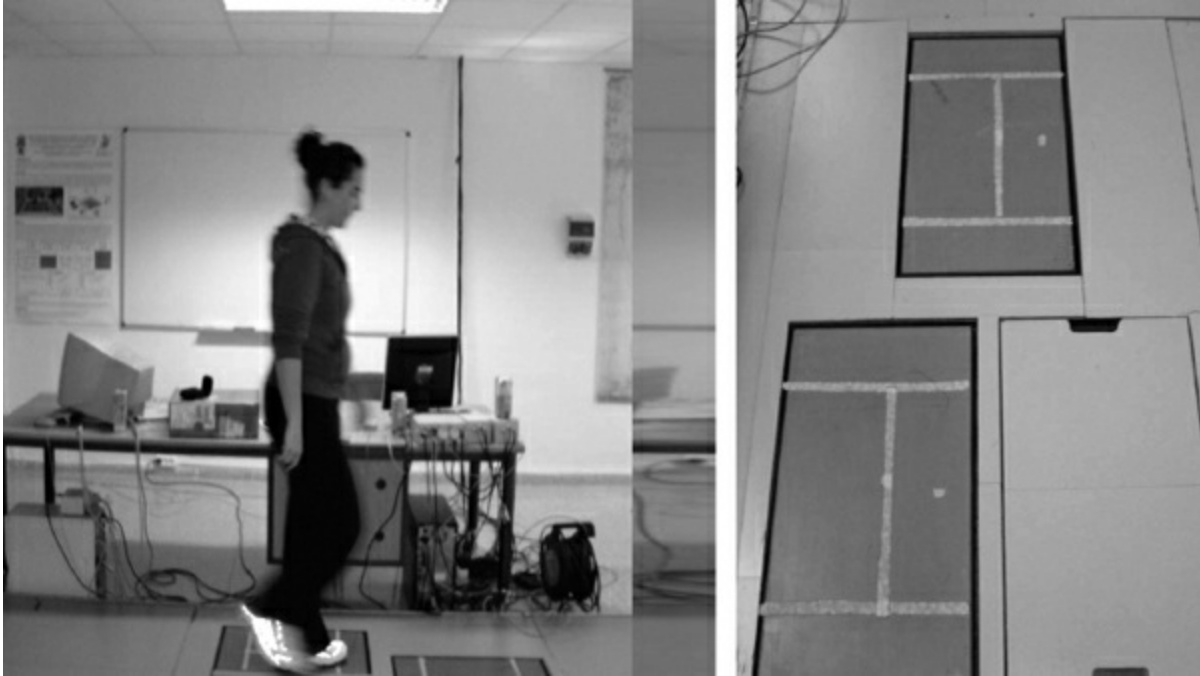


Figura 11. Plataforma de fuerzas utilizada en el análisis biomecánico.

Las células de carga ([figura 12A](#)) son pequeños aparatos que pueden medir la tensión o la fuerza de compresión ejercida sobre ellas. Las células de carga más utilizadas comúnmente son las galgas extensiométricas, que recogen la deformación debida al estiramiento o la compresión por medio de un cambio en su resistencia eléctrica; este cambio produce un voltaje proporcional a la fuerza que es ejercida. Estos instrumentos pueden ser combinados con otros aparatos de medida (p. ej., radares, condensímetros) que permitan determinar la velocidad del objeto, pudiendo así calcular la potencia, la energía o el trabajo. El desarrollo tecnológico actual ha permitido en algunas disciplinas deportivas la creación de herramientas específicas para valorar la potencia desarrollada por los deportistas en situaciones de campo. Así, en el ciclismo existen diferentes potenciómetros como el SRM o PowerTap ([figura 13](#)) que permiten medir la potencia desarrollada en los entrenamientos y las competiciones. Estos aparatos, además de registrar la velocidad de pedaleo, están compuestos por galgas extensiométricas que registran la fuerza generada en función de la tensión que se genera entre el plato y la biela y en el eje de la rueda trasera en el sistema SRM ([figura 13A](#)) y en el PowerTap ([figura 13B](#)), respectivamente.

Los transductores de posición lineal ([figura 12B](#)) están formados por una pequeña caja que contiene una bobina en la que se enrolla un delgado cable

de acero, cuyo extremo final sale de la caja para poder ser acoplado, por ejemplo, a un sujeto y a unas pesas. Este transductor mide un voltaje proporcional a la distancia, o la cantidad del cable que es desenroscado de la bobina, permitiendo la localización de cualquier objeto que se mueva en línea recta. Los transductores de posición lineal sobre todo son utilizados para valorar la potencia mecánica ejercida en la ejecución de ejercicios de pesas. Estos transductores conocen exactamente la posición en el tiempo, y a partir de ahí son capaces de medir la velocidad. Además de la velocidad y el tiempo son capaces de hallar la aceleración; de esta forma, si se les indica la masa del objeto a mover (p. ej., la masa de una barra de pesas) son capaces de calcular el peso real de la barra de pesas (la fuerza) en cada instante, teniendo en cuenta la aceleración de la gravedad y la aceleración de la barra. Por ello, a partir de la fuerza y la distancia son capaces de hallar la potencia y el trabajo. También existen en el mercado transductores de posición angular que permiten calcular la velocidad angular y posibilitan hallar la potencia ejercida durante el movimiento de un objeto de masa o momento de inercia conocido. Los transductores de velocidad producen un cambio de voltaje proporcional a la velocidad mantenida. La determinación de la potencia mecánica usando este tipo de transductores en vez de los de posición conlleva una mayor rapidez y precisión en la obtención de los resultados (Harman, 2006).

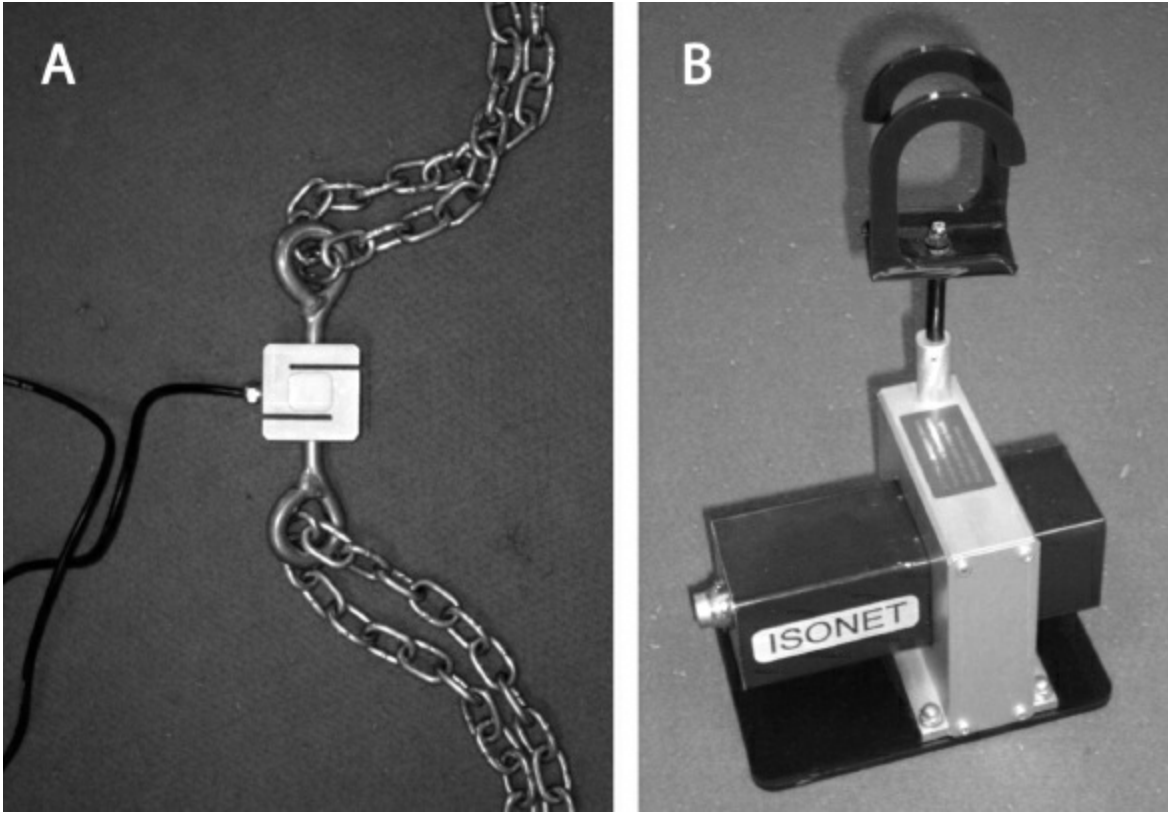


Figura 12. Célula de carga (A) y transductor de posición lineal (B).



Figura 13. Potenciómetros específicos utilizados en ciclismo: SRM (A) y PowerTap (B).

Los dinamómetros isocinéticos permiten el registro del momento de fuerza o torque generado durante los movimientos articulares a velocidades de movimiento que permanecen constantes. Por ello, la resistencia a vencer cambia en función de la fuerza aplicada por los sujetos para mantener la velocidad articular fijada (cuando se aumenta la fuerza aplicada, aumenta la resistencia, y cuando disminuye la fuerza, se disminuye la resistencia a vencer). A pesar de que estas máquinas permiten valorar el trabajo y la potencia muscular, su utilización se reduce principalmente al ámbito de la rehabilitación, ya que las contracciones isocinéticas y el movimiento en una articulación aislada no son representativos de las acciones deportivas.

En cualquier laboratorio de fisiología y/o biomecánica se puede encontrar diferentes ergómetros (figura 14) que permiten medir el esfuerzo físico (trabajo y potencia) realizado por las personas. Actualmente existen diferentes ergómetros desarrollados específicamente para determinadas

modalidades deportivas (p. ej., cicloergómetros, remoergómetros, tapices rodantes, piscinas ergométricas, ergómetros de sillas de ruedas, tapices rodantes adaptados al esquí). Fundamentalmente existen dos tipos de ergómetros en función de cómo se genera la resistencia a vencer: de freno mecánico y de freno electromagnético. Los dos tipos permiten medir la fuerza ejercida por los sujetos y calcular el trabajo y la potencia desarrollada teniendo en cuenta las ecuaciones reseñadas en los apartados anteriores. Los ergómetros de freno mecánico se fundamentan en el movimiento de un volante/rueda sobre el que se ejerce una fricción a través de un peso conocido. Así, sabiendo la fuerza que se ejerce sobre el volante, el número de veces que se hace girar y el tiempo, es posible calcular el trabajo y la potencia. Los ergómetros de freno electromagnético regulan la resistencia a vencer gracias al movimiento de un conductor eléctrico sobre un campo electromagnético. Estos ergómetros permiten mantener una potencia constante independientemente del número de revoluciones. Cuando se aumenta el número de revoluciones, disminuye la resistencia a vencer para que la potencia seleccionada permanezca constante. Por el contrario, cuando el número de revoluciones disminuye, aumenta la resistencia a vencer para ajustar la potencia. Hoy en día existen ergómetros electromagnéticos que permiten mantener un torque constante para poder realizar test supramáximos (mantienen una resistencia de frenado constante, modificando la potencia en función del número de revoluciones). Los tapices rodantes también son ergómetros que podemos encontrar en cualquier laboratorio o en cualquier gimnasio. Sin embargo, éstos no permiten medir directamente ni la potencia ni el trabajo realizado por las personas. Por ello, estas variables se pueden estimar a partir de las siguientes fórmulas, que realmente miden la potencia extra (subiendo) y no la potencia total ejercida por los sujetos:

$$P = m \cdot g \cdot v_v \text{ (ecuación 20)}$$

$$W = m \cdot g \cdot d_v \text{ (ecuación 21)}$$

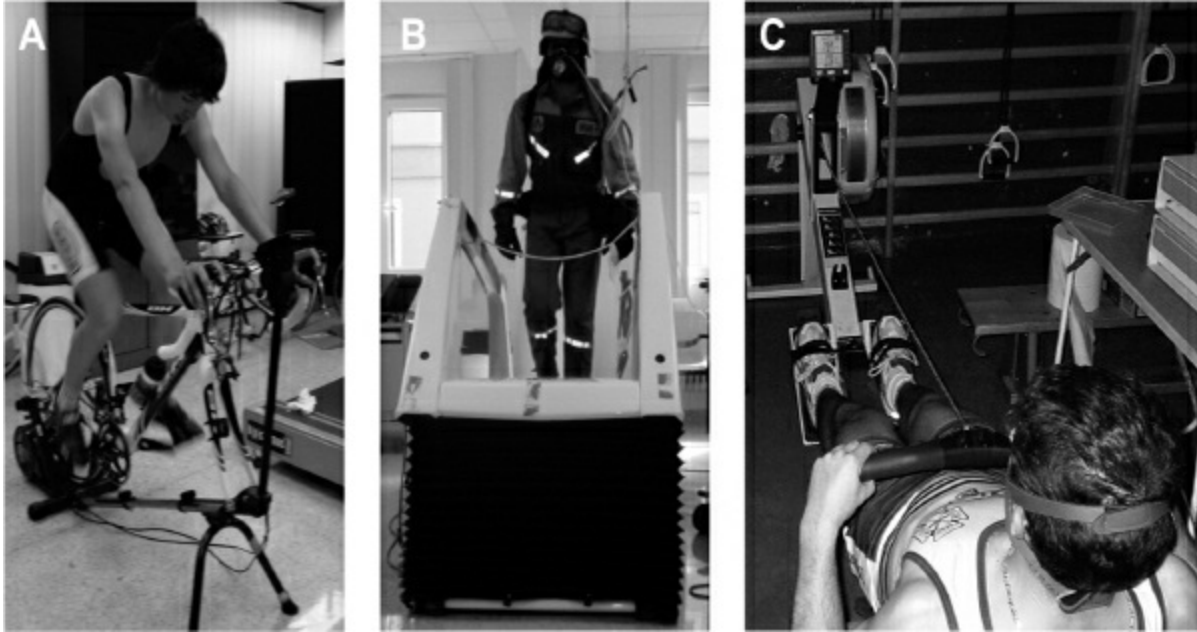


Figura 14. Diferentes ergómetros utilizados en la valoración de los deportistas: cicloergómetro (A), tapiz rodante (B) y remoergómetro (C).

Donde la potencia medida en vatios es igual a la masa del sujeto (m) en kg por la aceleración de la gravedad (g) y por la velocidad vertical (vv), y ésta es la velocidad de la cinta en $m \cdot s^{-1}$ por el seno de θ (seno del porcentaje de inclinación del tapiz). La distancia vertical (dv) es igual al seno de θ multiplicado por la distancia recorrida (velocidad del tapiz por el tiempo).

PUNTO CLAVE

Existen ergómetros de pedaleo, nado, remo... capaces de registrar la potencia mecánica externa desarrollada por el ejecutante. Sin embargo, en la marcha y la carrera es más difícil medir la potencia mecánica externa. Los nuevos tapices rodantes instrumentados con plataformas de fuerza, así como los dispositivos que consisten en células de carga conectadas a la velocidad de la cinta del tapiz, que es propulsado por la acción del marchador/corredor, son las únicas formas conocidas de registrar la potencia al caminar y/o correr.

BIBLIOGRAFÍA

Ainslie, P.N., Reilly, T., Westerterp, K.R. (2003) Estimating human energy expenditure. A review of techniques with particular reference to doubly

- labelled water. *Sports Medicine* 33:683-698.
- Baker, D., Nance, S., Moore, M. (2001) The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 15:20-24.
- Enoka, R. (1988) *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign, Human Kinetics.
- García-López. (2008) Manifestación de las fuerzas aerodinámicas en diferentes deportes: ciclismo y atletismo. En: Izquierdo, M. (Ed.) *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Madrid, Médica Panamericana.
- Gardner, A.S., Martin, J.C., Martin, D.T., Barras, M., Jenkins, D.G. (2007) Maximal torque- and power-pedaling rate relationships for elite sprint cyclists in laboratory and field tests. *European Journal of Applied Physiology* 101:287-292.
- Gutierrez, M., Rojas, F.J. (1998) Energética del movimiento. En: Gutierrez, M. (Ed.) *Biomecánica deportiva*. Madrid, Síntesis.
- Harman, E. (2006) The measurement of human mechanical power. En: Maud, P.J., Foster, C. (Eds.) *Physiological assessment of human fitness*. Champaign, Human Kinetics.
- Hay, J.G. (1993) *The biomechanics of sports techniques*. New Jersey, Prentice Hall.
- Hill, A.V. (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of London. *Biological Sciences* 126:136-195.
- McArdle, W.D., Katch, F.I., Katch, V.L. (1990) *Fisiología del ejercicio: energía, nutrición y rendimiento humano*. Madrid, Alianza Deporte.
- Moseley, L., Jeukendrup, A.E. (2001) The reliability of cycling efficiency. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 33:621-627.
- Newton, R.U., Kraemer, P.H. (2009) Power. En: Ackland, T.R., Elliott, B.C., Bloomfield, J. (Eds.) *Applied anatomy and biomechanics in sports*. Champaign, Human Kinetics.
- Nigg, B.M., Stefanyshyn, D., Denoth, J. (2000) Mechanical considerations of work and energy. En: Nigg, B.M., MacIntosh, B.R., Mester, J. (Eds.) *Biomechanics and biology of movement*. Champaign, Human Kinetics.
- Özkaya, N., Nordin, M. (1999) *Fundamentals of biomechanics: equilibrium, motion, and deformation*. New York, Springer.

- Sprague, R.C., Martin, J.C., Davidson, C.J., Farrar, R.P. (2007) Force-velocity and power-velocity relationships during maximal short-term rowing ergometry. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 2:358-364.
- Thomas, G.A., Kraemer, W.J., Spiering, B.A., Volek, J.S., Anderson, J.M., Maresh, C.M. (2007) Maximal power at difference percentages of one repetition maximum: Influence of resistance and gender. *Journal Strength and Conditioning Research* 21:336-342.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Monod, H. (1985) All out anaerobic capacity tests on cycle ergometers. a comparative study on men and women. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 54:222-229.

PARA SABER MÁS

- Ackland, T.R., Elliott, B.C., Bloomfield, J. (2009) *Applied anatomy and biomechanics in sports*. Champaign, Human Kinetics.
- Gutierrez, M. (1998) *Biomecánica deportiva*. Madrid, Síntesis.
- Izquierdo, M. (2008) *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Madrid, Médica Panamericana.
- Nigg, B.M., MacIntosh, B.R., Mester, J. (2000) *Biomechanics and biology of movement*. Champaign, Human Kinetics.
- Stefanyshyn, D., Nigg, B.M. (2000) Work and energy influenced by athletic equipment. En: Nigg, B.M., MacIntosh, B.R., Mester, J. (Eds.) *Biomechanics and biology of movement*. Champaign, Human Kinetics.

LA MECÁNICA DE FLUIDOS Y SU IMPORTANCIA EN EL DEPORTE

8

Terrés, J.M.¹ y Arellano, R.²

1. ETS de ingenieros de caminos, Universidad de Granada, Colaborador Tecnológico Desafío Español Copa América
2. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, Universidad de Granada

RESUMEN

La mecánica de fluidos tiene naturaleza vital. El hombre desarrolla su actividad física inmerso en fluidos ambientales: el aire y el agua. Igualmente, el movimiento de otros fluidos es responsable de su propia vida así como de la que le rodea. En este capítulo plantaremos de forma sencilla algunos principios de la mecánica de fluidos de interés en la actividad física de la vida cotidiana y el deporte. Veremos cómo el conocimiento de fenómenos particulares de algunas disciplinas deportivas marcan la diferencia en la competición. En algunas especialidades deportivas, el interés del conocimiento viene motivado por la mejora de la propulsión en la interacción con el fluido como, por ejemplo, en la natación. Por el contrario, en otras disciplinas el interés se centra en reducir las fuerzas resistentes. Éste es el caso del esquí en sus modalidades de velocidad. En algunos deportes, la mejora del rendimiento deportivo se centra en el estudio de elementos y dispositivos y en sus desarrollos tecnológicos dentro de unas normas reguladoras. Así ocurre en algunas disciplinas de la vela de alta competición, como la Copa América, o en el desarrollo de tejidos para esquiadores y nadadores. De forma específica nos centraremos en la natación, la vela y el esquí. Se describirán las herramientas que se emplean hoy en día para la investigación de los procesos físicos que tienen lugar en estos deportes y cómo ayudan a mejorar el rendimiento en la competición.

1. INTRODUCCIÓN Y FUNDAMENTOS

La mecánica de fluidos es la ciencia que trata sobre el movimiento o equilibrio de los fluidos. De aquí en adelante: agua y aire. En la vida, así como en el deporte, el hombre desarrolla su actividad en íntima y continua relación con estos fluidos. La interacción con ellos es tan distinta como su naturaleza. El hombre, 60% agua, necesita respirar el aire para vivir. El hombre desarrolla su actividad física inmerso, estacionario o en movimiento, en el aire y ocasionalmente en el agua.

1.1. Densidad, flotación y viscosidad

Recordando a Arquímedes, cualquier cuerpo inmóvil, inmerso en un fluido, experimenta una fuerza de sustentación (F_{float}) igual al peso del fluido desalojado y opuesta a la gravedad,

$$F_{float} = \rho \cdot V \cdot g \quad (\text{ecuación 1})$$

Donde V es el volumen del cuerpo del hombre; ρ , la densidad del fluido desalojado, y g , la aceleración de la gravedad. Esta fuerza se compara con la gravitatoria resultando una aceleración del cuerpo en la misma dirección y el mismo sentido o contrario (se hunde o flota) al de la atracción gravitatoria según sea su densidad. El aire a una temperatura normal tiene una densidad de aproximadamente $1,22 \text{ kg/m}^3$. Esto explica que en el aire el hombre estacionario no perciba la flotación generada al desalojar un volumen de un fluido de 800 veces menor densidad que la suya. Como podíamos esperar dado el elevado contenido de agua señalado, la densidad del cuerpo humano es muy próxima a la del agua pura $1,0 \text{ g/cm}^3$ (1.000 kg/m^3). La densidad de un cuerpo humano con menor contenido de grasa es mayor (Krzywicki y Chinn, 1967). Así, un hombre podrá flotar sin esfuerzo sobre la superficie de un agua más densa (como la salada del mar, $1,25 \text{ g/cm}^3$) o controlar su flotación en una piscina de agua dulce en función de su contenido en grasa y según autorregule su densidad aumentando o disminuyendo la cantidad de aire en sus pulmones. Se propone al lector hacer esta curiosa prueba.

Otra característica diferenciadora de estos dos fluidos ambientales es la viscosidad, (η). La viscosidad es la capacidad de un fluido de transmitir esfuerzos de cizalla. La del agua es un orden de magnitud superior a la del aire. Esta propiedad se refiere, más que a la oposición a deformarse de un

fluido, a la velocidad con la que esta deformación se produce. El fluido menos viscoso se deforma poco o lentamente ante estos esfuerzos de cizalla. La viscosidad se presenta normalmente en función de la densidad, lo que se llama viscosidad cinemática, ($\nu=h/\rho$). Imaginemos un cuerpo inmerso en movimiento en un fluido. En la superficie de contacto el cuerpo transfiere su movimiento a las capas de fluido inmediatamente próximas. El fluido de mayor viscosidad se deformará más rápido. Esta deformación alcanzará a más capas de fluido, que serán movilizadas y costará más trabajo el movimiento. Como intuíamos, el avance en un fluido de mayor viscosidad requerirá más potencia. Igualmente será interesante atender a la transferencia de esa tensión de cizalla de la superficie del cuerpo en movimiento al fluido, procurando que sea óptima para mejorar el rendimiento. Esto explica el creciente interés por el desarrollo tecnológico de nuevos tejidos que optimicen esta transferencia para el mejor rendimiento deportivo, como por ejemplo la ropa del esquiador de descenso o los nadadores. Los organismos reguladores correspondientes tendrán por tanto que aprobar cada uno de estos tejidos o diseños para asegurar la competitividad.

La viscosidad de los líquidos disminuye con la temperatura. Imaginemos, por ejemplo, cómo aumenta la “*la rapidez*” de la miel o el sirope al calentarse. Por estos motivos, en la natación de competición habrá que guardar un estricto control de la temperatura del agua en la piscina para asegurar unas condiciones de referencia (+26 °C +/- 1 °C). Contrariamente, la viscosidad de los gases como el aire aumenta con la temperatura. Esto es debido a que la temperatura aumenta la agitación molecular de las partículas en movimiento del gas y, por tanto, la cantidad de colisiones por unidad de volumen. Este aumento de las colisiones favorece el intercambio de mayor cantidad de movimiento en el volumen, la transferencia de ese esfuerzo de cizalla y la movilización del fluido. Por estos motivos, observaremos rendimientos distintos en pruebas de descenso en función de la altitud/temperatura o incluso en el comportamiento de la pelota de tenis.

La viscosidad de los líquidos disminuye al aumentar la temperatura; por el contrario, a los gases les ocurre lo contrario.

1.2. Fuerzas de arrastre y sustentación

Inmerso pero en movimiento, cualquier cuerpo experimentará fuerzas de arrastre o resistencia que se oponen a su avance y fuerzas de sustentación,

ahora dinámicas, que pueden ser mucho mayores que las descritas en la ecuación. Estas fuerzas de resistencia (F_r) se suelen describir de la siguiente forma,

$$F_{\text{float}} = \rho \cdot V \cdot g \quad (\text{ecuación 2})$$

Donde A_p es el área que el cuerpo proyecta en la dirección del movimiento, C_r es el coeficiente de resistencia aero o hidrodinámica, ρ es nuevamente la densidad del fluido y U es la velocidad en la que el cuerpo se desplaza en el fluido, o viceversa.

Son varias las conclusiones que se desprenden de la expresión anterior. En primer lugar, el área proyectada en la dirección del flujo afecta directamente la resistencia. Por ejemplo, un vehículo con la misma forma (y por tanto C_r , como veremos) avanzando a una misma velocidad pero del doble tamaño que otro experimentará una resistencia al avance, una fuerza de arrastre (F_r) igualmente doble. Igualmente, una esquiadora de descenso, como vemos en la [figura 1](#), deberá procurar que su área proyectada sea la menor posible.

El coeficiente C_r es un indicativo de la *eficacia aerodinámica* de la forma. Así dos cuerpos con la misma área proyectada desplazándose a una misma velocidad experimentarán una mayor o menor fuerza de resistencia según sea su forma y de ahí su C_r . En la [figura 2](#) podemos observar cómo el cilindro (arriba) y el “misil” (abajo) proyectan la misma área, una sección circular. Es fácil imaginar que el cilindro introducirá una mayor perturbación en el flujo, resultando una mayor resistencia al avance, a diferencia del caso de la cuidada forma aerodinámica del misil. Esta eficacia de una formas respecto a otras, o como se suele decir en el caso del aire, esta mejor aerodinámica, es el resultado de la suma del campo de presiones alrededor del cuerpo. En el mismo ejemplo del misil podemos intuir cómo el cilindro presentará una mayor superficie frontal sometida a una mayor presión positiva que se opone al avance. Igualmente podemos esperar que la estela generada por el mismo, en donde la presión es negativa, será significativamente más voluminosa y actuará succionando en la parte trasera aumentando las presiones positivas delanteras y resultando en una mayor resistencia aerodinámica.



Figura 1. Vista frontal de Carolina Ruiz en el túnel de viento de la Universidad de Granada donde se observa el área proyectada en la dirección frontal para el cálculo del coeficiente aerodinámico de arrastre a partir de la medida de la fuerza.

Otra de las variables que afectan la fuerza de resistencia aero o hidrodinámica (ecuación 2) es la densidad del fluido. Apreciamos nuevamente cómo en las mismas condiciones de flujo (velocidad, coeficiente y área proyectada), un movimiento en agua presentará una resistencia 800 veces mayor que en aire. Así, en el movimiento en el agua, el interés en depurar la aerodinámica del objeto/s o las posturas de los deportistas estará presente independientemente de la velocidad del movimiento. Finalmente podemos ver que el efecto de la velocidad en la resistencia al avance es considerable ya que depende del cuadrado de esta (U^2). Es por esto, que en el movimiento en el aire, si la velocidad es elevada, las fuerzas aerodinámicas generadas serán significativas y requerirán un estudio específico. Por ello, en el esquí, el interés por la aerodinámica de los deportistas se limita fundamentalmente a las modalidades de velocidad como el descenso o el eslalon supergigante, mientras que no tiene el mismo interés por el eslalon. Igualmente podemos comparar una contrarreloj de ciclismo en carretera en la que apreciaremos el cuidado aerodinámico en la posición del ciclista y en el diseño de bicicleta, casco, etc., con una prueba de bicicleta de montaña.

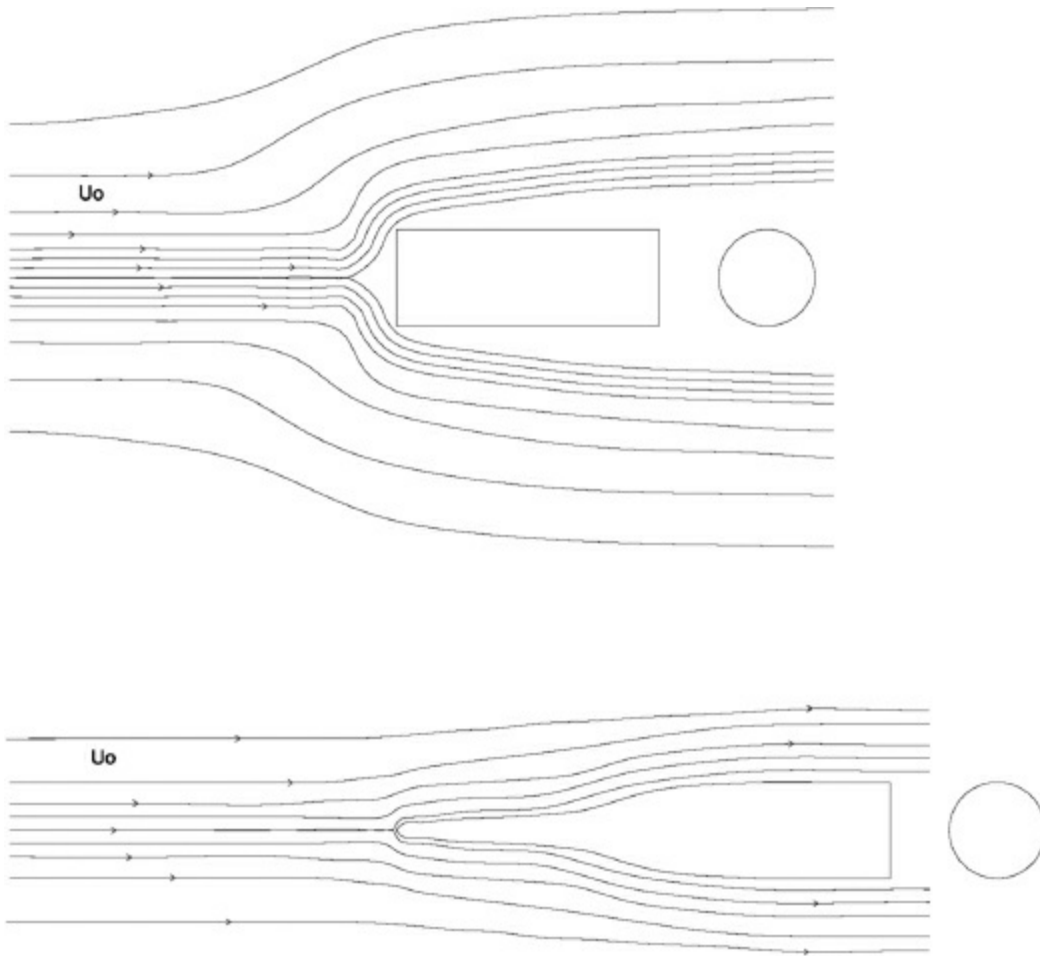


Figura 2. Comparación del flujo alrededor de un cuerpo romo, el cilindro (arriba) con uno aerodinámico, misil (abajo). Se aprecia con el mismo área proyectada en la dirección del flujo, el cilindro perturba mucho más el flujo.

Esta resistencia al avance se produce debido al movimiento relativo de los cuerpos respecto al fluido. Hasta aquí hemos considerado un fluido estacionario, inmóvil. Es fácil intuir que la mecánica será la misma si lo que se mueve es fluido (por ejemplo, viento). De hecho éste es un principio base para los estudios en túnel de viento. Está claro que un ciclista avanzado frente a un viento de cara experimenta una mayor resistencia al avance. Esta resistencia aerodinámica se sumará a la debida a la velocidad de avance gracias a su pedaleo. Así el ciclista experimentará la misma fuerza resistente si se somete, en un túnel de viento, a esta velocidad suma. Esta velocidad así descrita se define como la velocidad relativa, que será la que gobierne la hidrodinámica o aerodinámica del movimiento.

Este concepto de la velocidad relativa será especialmente importante en el caso de un barco que navegue en una dirección normalmente desviada de la

dirección del viento. La velocidad que habrá que considerar para estudiar la capacidad propulsora de las velas será la velocidad relativa resultante de la suma de los vectores de velocidad de viento y la velocidad de avance de la embarcación (figura 3). Es por esto que la terminología náutica denomina esta velocidad relativa viento aparente, para distinguirlo del “viento real”.

De la misma forma se construyen las fuerzas de sustentación responsables del vuelo de aeronaves o del vuelo de un disco o una jabalina:

$$F_s = A_p \cdot C_s \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot U^2 \text{ (Eq.3)}$$

Donde A_p es el área proyectada en el plano horizontal y C_s es el coeficiente aero o hidrodinámico de sustentación. Aquí nuevamente U será la velocidad de avance del cuerpo o vehículo respecto al fluido o velocidad relativa si, por ejemplo en el aire, hay viento. Por esto observamos que los aviones siempre procurarán aterrizar en contra de la dirección del viento ya, que según la ecuación 3, la velocidad responsable de la sustentación será la de la aeronave más la del viento. La mayor velocidad relativa con viento de cara resultará en una mayor sustentación para la misma velocidad del aparato y, por tanto, en un aterrizaje o despegue más estable y económico. Por la misma razón es crucial medir las cambiantes condiciones de viento en un aeropuerto y su comunicación a los pilotos con suficiente antelación para la planificación de las maniobras. Si es posible, interesará orientar las pistas de los aeropuertos según las direcciones de los vientos predominantes. Igualmente, será deseable esta monitorización en los campos de golf ubicados en zonas de campos de viento complejos o en los campos de regata.

Podemos experimentar la adaptación de la forma de un cuerpo y sus cualidades aerohidrodinámicas jugando con la mano desde la ventana de un vehículo en movimiento. Al variar la forma o su posición relativa respecto a la horizontal, observaremos cómo aumentan y disminuyen las fuerzas de sustentación y arrastre, así como los momentos aerodinámicos. Otro aspecto a observar es la estabilidad física de las formas adoptadas. Igualmente en el deporte podemos obtener formas y posiciones con cualidades aerodinámicas, pero que resulten inestables y por tanto indeseables.

1.3. El movimiento de los fluidos

La naturaleza de las fuerzas aerohidrodinámicas en las expresiones

anteriores es sencilla. Se construyen a partir de una presión (fuerza por unidad de superficie), ($q = \frac{1}{2} \rho \cdot u^2$), el área sobre la que se aplica A_p y un coeficiente que dependerá de la forma del cuerpo para rangos de velocidad. Este coeficiente recogerá las diferentes presiones alrededor del cuerpo respecto a la de referencia (q), cuya suma es la fuerza que buscamos. Esta presión que utilizamos tiene una sencilla explicación física. Su origen está en la conocida ecuación de Bernoulli. La ecuación de Bernoulli es un caso particular de las ecuaciones de Navier-Stokes. Estas ecuaciones gobiernan el movimiento de cualquier fluido, alrededor de cualquier cuerpo y en cualesquiera sean las condiciones. No obstante, adoptan una forma matemática normalmente compleja de resolver para los casos que nos interesan. Sólo es posible resolverlas en ocasiones mediante aproximaciones numéricas, como veremos en la sección de instrumentos, una herramienta cada vez más productiva.

La ecuación de Bernoulli se limita a fluidos ideales (sin viscosidad) y para un instante, como si congeláramos el estado del movimiento del fluido. En ese instante, considerando un flujo incompresible, tendremos que se cumple que a lo largo de los puntos de una línea de corriente el siguiente binomio permanece invariable:

$$P + \frac{1}{2} \rho U^2 = \text{cte.} \quad (\text{ecuación 4})$$

Las implicaciones de este principio son muchas. Podemos considerar una velocidad de referencia U_0 (ver [figura 2](#)) inalterada por el cuerpo en la que tendremos una presión de referencia libre (P_0). Al irrumpir el cuerpo en el fluido, el campo de velocidades se perturba dando lugar a zonas de mayor velocidad que esa velocidad *libre* de referencia. En los puntos donde el fluido se para frente al cuerpo (puntos de remanso) tendremos que $U_r = 0$, con lo que al aplicar el principio de Bernoulli entre ambos puntos tenemos: $P_0 + \frac{1}{2} \rho U_0^2 = P_r + \frac{1}{2} \rho U_r^2$, con lo que $P_r - P_0 = \frac{1}{2} \rho U_0^2$. Es decir, que la presión máxima sobre un cuerpo en movimiento es proporcional al cuadrado de la velocidad de referencia. Por esto mismo se utiliza como referencia en la definición de los coeficientes aerodinámicos definidos en las ecuaciones 2 y 3. Este producto ($q = \frac{1}{2} \rho U_0^2$) es pues un magnífico indicativo de las presiones y fuerzas que se pueden generar sobre un cuerpo moviéndose en un fluido.

A partir de estas nociones podemos explicar de forma muy simplificada la

capacidad propulsiva de las velas o la sustentación de las alas de un avión. En la [figura 3](#) distinguimos una vela a cuyos la dos distinguimos la zona de barlovento y sotavento según la dirección del viento. Podemos observar cómo las líneas de corriente, procedentes del punto A, en la zona de sotavento, deben recorrer mayor longitud hasta llegar a la zona B donde se reúnen con aquellas que procedentes de A llegan a B por la zona de barlovento y recorriendo una menor longitud. Esto nos lleva a la conclusión de que los elementos de fluido de la zona de sotavento deberán aumentar la velocidad para llegar al punto de reunión donde la velocidad vuelve a estar inalterada. De forma similar observamos cómo la zona de fluido en sotavento se constriñe obligando a que las velocidades en esta zona sean mayores dada la menor sección o espacio físico para el paso del fluido. Si aplicamos el referido principio de Bernouilli, tenemos que el aumento de velocidad conlleva una reducción de la presión para que el binomio siga siendo constante. Concluimos que las presiones en la cara de sotavento de la vela deberán ser necesariamente menores que las presiones sobre la cara de barlovento. La diferencia entre estas presiones dará lugar a una fuerza propulsora neta dirigida hacia la cara de sotavento. Esta fuerza propulsora combinada con el peso y la resultante hidrodinámica en el casco resulta en el avance del barco en la dirección de V_{barco} .

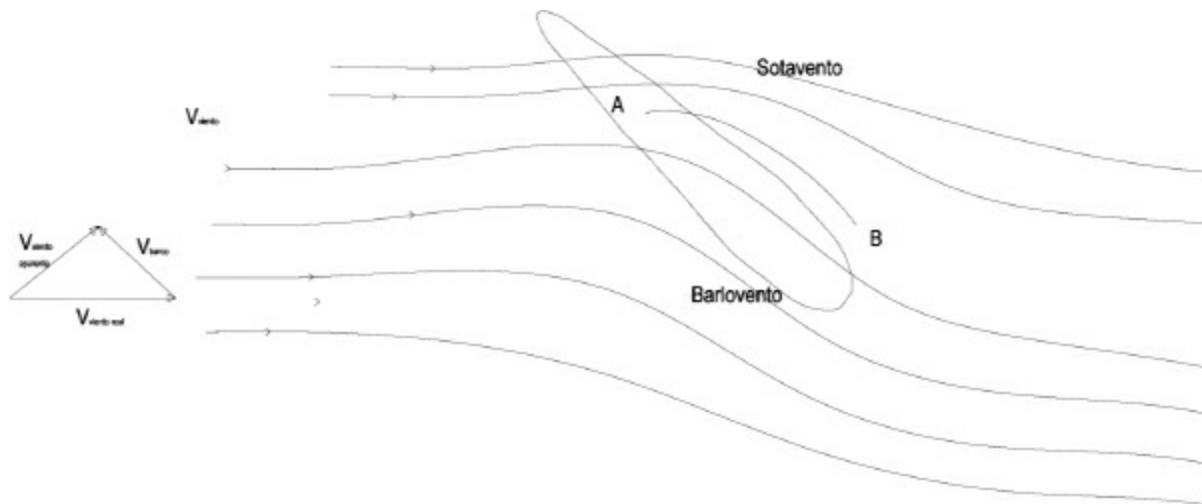


Figura 3. Velocidad relativa del viento o velocidad aparente comparada con la velocidad real (dcha.). Idealización de las líneas de corriente alrededor de una vela. La menor presión a sotavento que a barlovento resulta en la fuerza neta propulsora.

Este mismo fundamento es el responsable de la sustentación de un ala.

Sustentación (F_s) que como hemos visto depende enormemente de la velocidad ya que está elevada al cuadrado en la ecuación 3. Por esto, los aviones necesitan aumentar la velocidad en la pista de despegue hasta que esta fuerza de sustentación así generada vence la fuerza gravitatoria y el avión se despegue del suelo. Si disponen de un viento de cara, según hemos comentado, necesitarán menor velocidad para el despegue. La capacidad de un ala o una vela para generar sustentación dependen de su orientación relativa a la dirección del viento o la horizontal, respectivamente. A este ángulo se le denomina normalmente ángulo de ataque o incidencia. En las alas, la sustentación aumenta considerablemente con el ángulo de ataque hasta un valor, normalmente alrededor de 15° , a partir del cual cae de forma abrupta. Este ángulo se denomina ángulo de entrada en pérdida, por la crítica pérdida de sustentación que implica. Una forma eficaz de aumentar la sustentación sin variar el ángulo de ataque la podemos observar en los actuales aviones comerciales de crucero. En las maniobras de despegue y aterrizaje podemos observar cómo el perfil del ala se modifica bajando y subiendo el borde de ataque delantero y el de salida o trasero. Volviendo al ejemplo de la mano desde el vehículo en movimiento y su estabilidad, podemos observar cómo, a determinada velocidad, aumentando el ángulo de ataque aumentamos la sustentación hasta un valor en la que ésta cae dramáticamente resultando en una posición inestable y por tanto difícil de mantener.

El mismo principio podemos aplicarlo para entender la disposición de los alerones delanteros y traseros en los monoplazas de Formula 1. Inmersos en el fluido pero dispuestos en posición inversa a la que pretendemos en un ala, generamos una fuerza vertical hacia abajo que se suma a la aceleración de la gravedad pero sin aumentar el peso del monoplaza. Esto redundará en una mayor estabilidad manteniendo la potencia por unidad de masa, y por tanto en un mejor rendimiento deportivo. Para no aumentar la resistencia aerodinámica (F_r), el diseño óptimo de estos alerones procurará obtener la mayor sustentación (en este caso invertida) con el menor coeficiente aerodinámico de arrastre. Actualmente se consiguen valores de $C_r = 1$ para estos dispositivos.

1.4. Mecánica de biofluidos

El interés de la mecánica de fluidos en la vida no se limita al equilibrio o

movimiento de los hombres o sus artefactos inmersos en los fluidos ambientales. Sin ir más lejos, el movimiento de fluidos como la sangre en el cuerpo humano son responsables de su propia vida. Así, el estudio del movimiento de la sangre en el cuerpo constituye una especialización de la medicina denominada hemodinámica. Adicionalmente sabemos que el cuerpo humano necesita tomar aire y agua para vivir. Estos fluidos una vez introducidos en el cuerpo humano han de ser transportados y distribuidos por el cuerpo según corresponda. Igualmente ocurrirá con la evacuación de fluidos de desecho como la orina. El consecuente transporte conlleva complejas interacciones con membranas, órganos, tejidos y flujos en conductos de naturaleza muy particular. Se trata de casos especiales de flujos en conducciones tubulares.

Una particularidad de estos flujos es que el fluido cambia sus propiedades físicas en el transcurso del flujo. Un ejemplo de esto es el curioso efecto Fahraeus–Lindquist: la sangre al llegar a vasos menores alinea sus *hematócritos* según un proceso aún objeto de numerosas discusiones científicas, pero que claramente resulta en una disminución de la viscosidad muy beneficiosa para la acción bombeadora del corazón.

Otros flujos internos son igualmente responsables de la vida de las plantas, que constituyen el 99% de la biomasa del planeta (Kundu y Cohen, 2008).

1.5. Algunos fenómenos curiosos

Es sabido que un cuerpo en rotación da lugar a fuerza sustentadora adicional a la estacionaria. Aquí al decir estacionaria nos referimos al movimiento del propio cuerpo sobre sí mismo. Esta fuerza es debida a la generación de una asimetría en las estelas no estacionarias. Si bien esta sustentación no es significativa en cuerpos cilíndricos, es responsable de la aparición de fuerzas de sustentación laterales en cuerpos esféricos como la pelota de tenis, fútbol o golf. Como decimos, esta fuerza aerodinámica adicional a las descritas anteriormente tiene su origen en la autorrotación del cuerpo o *spin*. Una forma intuitiva de entender el fenómeno o la referida asimetría de la estela reside en la consideración de la diferente velocidad relativa de la superficie superior e inferior del cuerpo en rotación. Con las debidas salvedades relativas a la consideración del flujo laminar y turbulento, en función de la rugosidad de la pelota se puede considerar la diferencia entre

el flujo superior y el inferior. Una pelota que se golpee con *topspin* (hacia arriba, golpe liftado) experimentará una fuerza aerodinámica adicional debida a la rotación dirigida hacia abajo que se combina con las fuerzas aerodinámicas de sustentación y arrastre, resultando en una trayectoria con una curva característica dependiente de la habilidad del deportista. Si la pelota se golpee con *downspin* (*golpe cortado*), la fuerza adicional generada será hacia arriba, lo cual uniéndose a la sustentación estacionaria puede contrarrestar gran parte del peso y resultar en una trayectoria mucho más plana. Lo mismo ocurre en el plano horizontal golpeando la pelota en un saque cortado. Un sacador diestro propiciará un giro de la trayectoria hacia la izquierda. Podemos esperar el mismo resultado al golpear el balón de fútbol con este “efecto”, el cual ha sido profusamente estudiado en la literatura y se denomina *efecto Magnus*.

PUNTO CLAVE

La autorrotación (*spin*) de un objeto es responsable de la aparición de fuerzas de sustentación laterales en cuerpos esféricos como la pelota de tenis, fútbol o golf.

Una curiosa paradoja relacionada con la consideración o no de la viscosidad y otras simplificaciones que señalábamos anteriormente fue puesta de manifiesto por el matemático francés D’Alembert en 1752. Observó que ante consideraciones como las que hemos hecho para aplicar la referida conservación de Bernouilli el flujo alrededor de un cuerpo cilíndrico resultaría irrotacional y por tanto produciría un campo de presiones simétrico. Esto se traduciría en la falta de una fuerza neta de arrastre y se presentó como una clara contradicción con las observaciones prácticas, muchas de las cuales se refieren a la actividad física y el deporte.

Otro curioso fenómeno relacionado con la no estacionariedad de muchos de los procesos físicos es el denominado efecto Wagner. Según Wagner, la fuerza de sustentación aerodinámica que hemos referido requeriría un tiempo para estabilizarse a partir del inicio del movimiento para un ángulo de ataque moderado. En virtud de este resultado no alcanzaríamos la requerida estabilidad en el caso de un perfil aerodinámico en constante agitación. Éste es el caso del aleteo de algunos pájaros o insectos. Debido a esto el insecto requeriría una fuente de sustentación adicional con la que contrarrestar no

sólo la fuerza de la gravedad sino también el detrimento debido a este efecto Wagner. Éste es uno de los motivos por lo que la aerodinámica del vuelo de insectos y algunos pájaros ha atraído el interés de muchas investigaciones recientes, muchas de ellas reservadas a fines militares. Como veremos más adelante, el efecto Wagner podría estar detrás de algunos movimientos sustentadores fundamentales de las manos en natación.

En resumen, hemos visto como la actividad física del hombre se desarrolla inmersa en fluidos ambientales: el aire y el agua. Igualmente el movimiento de otros fluidos es responsable de su propia vida, así como de la de lo que le rodea. La importancia de la mecánica de fluidos es vital por naturaleza. En el resto de este capítulo nos centraremos en el deporte y en los principios físicos que fundamentan su naturaleza, así como en la mejora del rendimiento de deportistas y los dispositivos que emplean.

2. DISCIPLINAS DEPORTIVAS SELECCIONADAS

Son muchas las disciplinas deportivas en las que el rendimiento está gobernado por la interacción con un fluido, bien sea agua o aire. Según hemos visto, los efectos del fluido alrededor del cuerpo en movimiento serán tanto mayores cuanto más elevada sea la velocidad (recordamos que la mayoría de los parámetros dependen del cuadrado de la misma) o la densidad del fluido. Es decir, los efectos dinámicos pueden no tener gran importancia si las velocidades son bajas en aire, pero pueden ser decisivos en agua. Tal sería el caso de una carrera de 1.000 m lisos en atletismo y los 1.000 m estilo libre en natación. Ambos se desarrollan a baja velocidad relativa, pero en el segundo caso el fluido tiene una densidad y viscosidad mucho mayor, y de ahí la importancia de estudiar la interacción para el rendimiento deportivo.

Por el contrario, el esquí de velocidad atraerá el interés de investigaciones de la aerodinámica pues, dada la gran velocidad del desplazamiento, el rendimiento dependerá enormemente de la postura del esquiador.

Podemos distinguir estas interacciones con el fluido en dos grupos según su naturaleza. En la mayoría de las disciplinas deportivas se tendrán combinaciones de ambas:

- Aquellas en las que el rendimiento deportivo dependerá de la capacidad de generar propulsión interactuando con el fluido. Ejemplos de éstas son el remo, los diferentes movimientos de propulsión en natación, el

diseño de una vela, etc.

- Aquellas en las que el rendimiento dependerá de la capacidad de preservar la energía, como, por ejemplo, el esquí en su modalidad de descenso, la aerodinámica de un monoplaza de Fórmula 1, la hidrodinámica de la piragua en el remo, la resistencia al avance de la parte sumergida del nadador, la posición del ciclista de persecución, etc.

Igualmente podemos distinguir entre las interacciones que afectan al deportista y al fluido de las que se refieren a los elementos y dispositivos:

- Las que dependen de la interacción del deportista, que modificando su postura tiene la habilidad bien para conseguir mayor propulsión en, por ejemplo, la natación, o bien para disminuir la resistencia aerodinámica en un descenso.
- Las que dependen del diseño de los elementos que intervienen en el deporte dentro de un marco regulador. Ejemplos de éstos son los tejidos en la natación y el esquí, las velas en Copa América o en circuitos como TP52, el casco de un ciclista o los alerones de un Fórmula 1.

Finalmente podemos distinguir:

- Los efectos que se limitan a la interacción de un deportista con el fluido en el que está inmerso.
- De los que se refieren a la interacción de deportistas entre sí a través del fluido. Ejemplos de éstos son las interacciones entre nadadores en distintas calles, entre monoplazas de Fórmula 1 en carrera, entre velas de un barco y otro en un *match race* de Copa América, o la formación de abanicos y contrarreloj por equipos en el ciclismo.

Son muchos los deportes en los que la mecánica de fluidos juega un papel fundamental en el rendimiento. Por ejemplo, los deportes de lanzamiento como el lanzamiento de jabalina, disco, etc. En estos deportes, los volantes lanzados adecuadamente cobrarán altura gracias a su capacidad sustentadora.

Con objeto de conseguir el mayor alcance, el deportista deberá desarrollar habilidades con las que conseguir adecuadas combinaciones de intensidad, dirección y ángulos de ataque del lanzamiento.

Otros deportes en los que tiene una influencia importante son los deportes

de pelota como el golf, el béisbol o el tenis. Ya se hizo referencia a la capacidad de la rotación de los cuerpos esféricos de generar fuerzas aerodinámicas adicionales a través del referido efecto Magnus. El diseño normalizado de las pelotas de golf, la huella de hendiduras que las caracteriza, favorece la sustentación adicional gracias a la turbulencia superficial que estas marcas generan en el flujo local. En este mismo deporte merece la pena reseñar la anécdota responsable del apelativo del famoso “*Amen Corner*” en el Augusta National Golf Club, en la confluencia del fin del hoyo 11, el 12 y el comienzo del 13. La denominación hace referencia a la dificultad a la que los profesionales se enfrentaban al tratar de evaluar el efecto que el viento tendría en la aerodinámica de su *swing*. De hecho, la bandera del hoyo indicaba direcciones contradictorias a las que mostraban las copas de los árboles en la calle. Tal fue el caso que la revista Sports Illustrated financió el estudio específico en el túnel de viento de la Universidad de Western Ontario en Canadá. En el estudio se apreció como en esta zona, debido a la topografía local, el viento mostrado en la zona del hoyo correspondía a una corriente local de dirección normal al viento predominante que se observaba en las otras zonas.

En el bádminton tenemos un deporte que reúne características de los deportes de pelota y de los de lanzamiento de un cuerpo sustentador. Se trata de un volante que se desplaza a velocidades punta de hasta 250 km/h, de ahí la importancia de la aerodinámica en su comportamiento. El volante normalizado de competición se construye a base de una nariz de corcho con *fuselaje* de plumas de ganso. Señalamos aquí que para preservar las cualidades aerodinámicas, estas plumas deberán ser necesariamente del mismo ala para asegurar la correcta orientación de las mismas. A diferencia de otros cuerpos sustentadores en el deporte, presenta la particularidad de deformarse a lo largo de la trayectoria en función de la velocidad. Actualmente existe interés por investigar las posibilidades de sustitutos de manufactura puramente sintética (Haake, 1996). El proyecto, dadas las singulares cualidades aerodinámicas que se han resaltado, constituirá un reto tecnológico.

Lejos de hacer una descripción exhaustiva de los principios físicos y la fenomenología de cada una de las especialidades deportivas, hemos seleccionado tres casos ejemplo de naturaleza muy distinta: la natación, la vela y el esquí.

2.1. Natación

Este deporte es un ejemplo en el que, dada la gran densidad del agua, la hidrodinámica va a tener un carácter decisivo en el rendimiento independientemente de la baja velocidad relativa a la que se desarrollen los movimientos. Como comentamos en la introducción, dada la viscosidad del fluido, este interés se centrará en el estudio de los movimientos y su capacidad propulsiva, y en la interfaz entre el nadador y el agua: los bañadores. El acabado superficial de estos tejidos condicionará la velocidad a la que los mencionados esfuerzos de cizalla o cortantes movilizan el fluido alrededor.

En esta sección nos centraremos en algunos avances recientes en el estudio de la propulsión en la natación con la perspectiva del caso particular de la locomoción acuática y aérea de los seres vivos.

Existen dos aproximaciones al estudio de la locomoción acuática. Por un lado, fijándose en las fuerzas producidas por los elementos propulsores, y por otro, examinando la evolución de la estela. En cualquier caso, deberá cumplirse el principio de acción y reacción de Newton, por el que las fuerzas que actúan en el ser vivo al propulsarse van a producir un cambio igual y opuesto en la cantidad de movimiento del fluido (Dickinson, 1996).

El estudio de la estela, sus vórtices y remolinos y la propulsión inducida a partir de ellos es el punto de partida para el estudio de la propulsión animal en el fluido y del desarrollo de algunas ramas de la bioingeniería. Es frecuente abordar el problema mediante aproximaciones quasi estacionarias a los flujos eminentemente no estacionarios. Este es el caso del vuelo por aleteo que hemos mencionado en insectos y algunas aves, en donde la dificultad estará en capturar el efecto de fenómenos de naturaleza puramente no estacionaria como el mencionado efecto Wagner.

Igualmente, se tienen referencias importantes en el movimiento de los peces. Un pez es extraordinariamente eficaz: detecta la turbulencia y adapta sus trayectorias consecuentemente; adapta su flotabilidad de forma inteligente según interese a su movimiento y cambia su rigidez, resultando un movimiento de gran eficacia, esto es, un movimiento de elevada propulsión a un bajo coste energético. La baja turbulencia observada en la estela de un delfín es una evidencia de la eficacia. Al igual que comentábamos en el caso de insectos para el desarrollo de vuelos no tripulados, la locomoción de las distintas especies de peces ha atraído el interés de numerosas investigaciones

de carácter militar.

La aplicación de técnicas de visualización de fluidos y su cuantificación por diversos medios que veremos más adelante, junto con la simulación numérica, han permitido el avance en un campo donde hace poco sólo se sabía que las teorías clásicas no explicaban la complejidad del fenómeno.

El estudio de la locomoción acuática humana se ha desarrollado fundamentalmente a partir de finales de los años sesenta. Podemos marcar el comienzo de la difusión y estudio científico del deporte de la natación con la celebración del primer congreso mundial de Biomecánica y Medicina de la Natación en 1971.

En el estudio de la generación de la propulsión en natación, fueron fundamentales los estudios desarrollados por Schleihau (1974) y Schleihau (1979), ya que obtuvieron los coeficientes de arrastre y sustentación de modelos de manos de nadadores en un canal hidrodinámico. Aplicando estos coeficientes en las ecuaciones de la fuerza de arrastre y sustentación ecuaciones 2 y 3, y conociendo la velocidad de la mano (reconstruida por medio de cinematografía tridimensional, ver [figura 4](#)), fue posible estimar por primera vez los valores de fuerza propulsiva en nadadores.

Posteriormente el mismo autor abordó el problema de la obtención de los coeficientes de arrastre y sustentación de la mano introduciendo una nueva variable no estudiada anteriormente por Schleihau: la velocidad del fluido, comprobando que a velocidades suficientemente altas, los coeficientes tienden a disminuir y a tener prácticamente el mismo valor independientemente del ángulo de ataque.

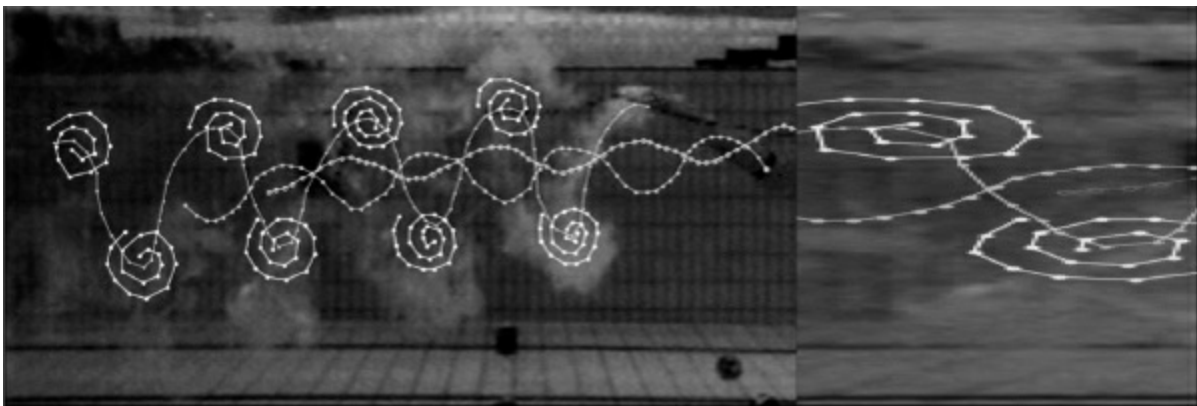


Figura 4. Estudio de la trayectoria de la cadera y las rodillas y su relación con los vórtices formados en la estela. Se aprecia la fase opuesta entre cadera y rodilla con una pequeña desviación

Los movimientos de los nadadores en el agua determinan la geometría del flujo y su evolución en el tiempo, por lo que se han dedicado importantes esfuerzos al estudio de estos movimientos y la capacidad de los mismos para generar vorticidad. Más recientemente, aplicando nuevas tecnologías fotogramétricas y algoritmos ha sido posible la reconstrucción de movimientos tridimensionales subacuáticos.

La mano y el antebrazo del nadador son objetos de forma compleja, en los que las fuerzas propulsivas dominantes proceden de la sustentación y el arrastre. Los siguientes aspectos tienen relación con el brazo y antebrazo, y sirven para controlar o definir la propulsión: a) tamaño, b) forma, c) orientación, d) posición, e) dirección f) velocidad y g) aceleración/desaceleración del movimiento.



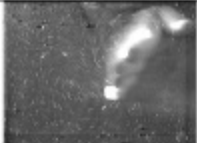


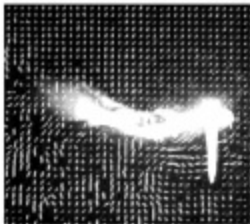
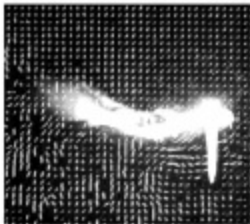
Método	Descripción	Autores	Ejemplo
1. Burbujas naturales	Gracias al aire atrapado en el agua	Colwin Ungeresch	
2. Marcas	Estas <i>fanillas</i> permiten observar la dirección del flujo en cada punto en que son colocadas	Hay, Ferrell, Toussaint, Nakayama	
3. Partículas reflectivas	Por iluminación de partículas capaces de reflejar la luz gracias a composición química	Arellano	
4. Inyección de aire	Algun trazador (aire) se inyecta mediante un tubo de forma continua	Arellano	
5. Inyección de color	Por inyección de algún tinte en agua de la misma forma que el anterior	Colman Persyn	
6. Fluorato de sodio disuelto en el agua	Se visualiza el flujo gracias a las reacciones químicas del fluido en superficie	Colman	
7. PIV	Ver apartado 3.3.	Arellano Matssuchi	

Figura 5. Procedimientos utilizados para la descripción de la estela en Natación (Arellano et al., 2006).

Obviamente, el nadador no puede modificar el tamaño de la mano o el antebrazo en condiciones naturales, pero sí puede controlar el resto de variables, control que, en muchos casos, justifica la diferencia entre los participantes en una competición de natación de alto nivel. Pequeñas diferencias en la separación de los dedos pueden suponer cambios relevantes en los coeficientes de arrastre y sustentación de la mano, particularmente la separación del pulgar. La dirección y orientación de la mano determina la “forma” que se encuentra el agua. Para conseguir el máximo impulso la mano debería relacionarse con agua lo más estacionaria posible, y esto se puede conseguir por medio del cambio de la dirección de desplazamiento de la mano.

En la [figura 5](#) se resumen los procedimientos utilizados recientemente para el estudio de la propulsión humana en natación. El análisis y descripción cualitativa, que inicialmente proporcionaban los procedimientos de visualización de fluidos, están siendo complementados con procedimientos cuantitativos: por medición directa en el fluido aplicando o simulando numéricamente el comportamiento de la mano y el fluido que la rodea. En ambos casos estamos ante una situación compleja en la que sólo podemos analizar una parte del fenómeno, por tratarse de procedimientos que estudian la velocidad bidimensionalmente o bien porque la simulación todavía no puede replicar con suficiente detalle el cuerpo completo del nadador, aunque esto puede cambiar con mucha rapidez.

El movimiento de *sculling* está atrayendo el interés de numerosas investigaciones en la actualidad, ya que este movimiento es una forma simple de analizar todos los mecanismos propulsivos del nadador, aunque no se realice integrado en la técnica del estilo. Es en la natación sincronizada donde estos movimientos suponen la base de su propulsión para desplazamientos controlados o para soportar el peso de partes del cuerpo que se encuentran fuera del agua.

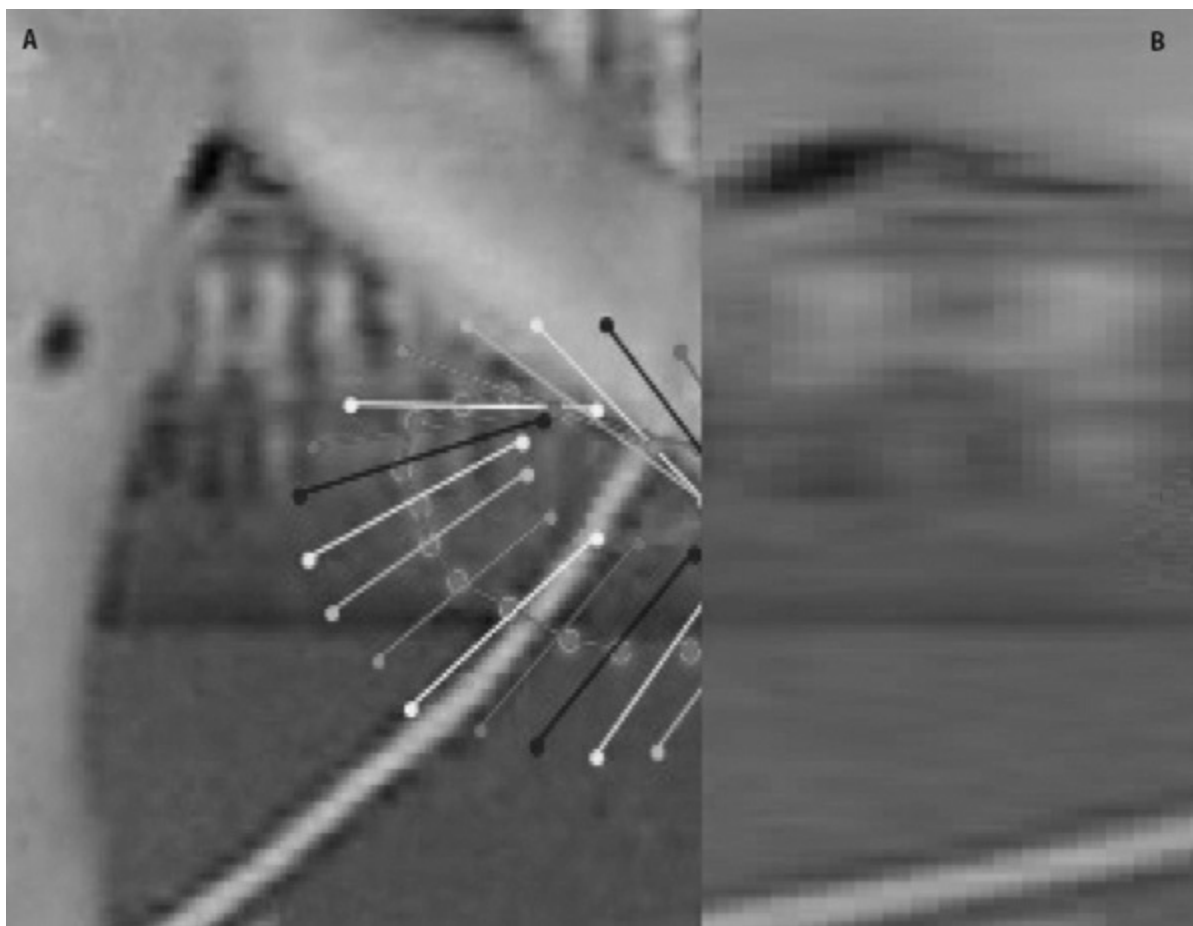


Figura 6. Estudios de la trayectoria de la mano en movimientos de sculling (Arellano et al., 2006).

Volviendo al marco de estudio de la locomoción animal, comparamos los movimientos de las alas con los que realizan los nadadores durante la propulsión con “*sculling*”. Este tipo de propulsión no estacionaria se ha tratado de explicar por medio de diferentes teorías como el efecto Wagner, la entrada en pérdida diferida y la formación de vórtices en los ejes de ataque de las alas, entre otros. No obstante, queda por determinar si todos los mecanismos son aplicables a los movimientos de “*sculling*”. La diferencia más relevante con los insectos es que utilizan siempre el mismo borde de ataque en todas las fase del movimiento, mientras los seres humanos, al realizar la pronacion supinación o supinacion pronación (figura 6), cambiamos el borde de ataque del pulgar (= 0°) al meñique (= 180°) o viceversa.

No existen notables diferencias entre sujetos al realizar esta técnica y la velocidad que con ella consiguen, siendo la velocidad del cuerpo más

uniforme de lo esperado, pero de diferente patrón entre sujetos al relacionar velocidad del cuerpo con velocidad de la mano y fase en la que ocurre. La similitud con las teorías que se aplican para explicar el vuelo de los insectos en el caso de la sustentación por *sculling* “*supportive sculling*” (figura 6A) son evidentes, salvando las diferencias descritas en el párrafo anterior. En cualquier caso, cuando tratamos de aplicarlas en el “*sculling*” con desplazamiento (figura 6B), algunos aspectos son de difícil transferencia.

2.2. Esquí

Dada la considerable menor densidad del aire y menor viscosidad, la aerodinámica será relevante en el esquí:

- En las disciplinas de velocidad, fundamentalmente el descenso y el eslalon supergigante, en las que el esquiador procurará reducir su resistencia aerodinámica al avance.
- En aquellas disciplinas como el salto en las que el rendimiento dependerá fundamentalmente de la capacidad del esquiador de generar sustentación para cobrar altura primero y después de la capacidad de reducir su resistencia aerodinámica como en el descenso.

Nos centraremos en las disciplinas de velocidad en las que los esquiadores pueden alcanzar los 150 km/h de velocidad en la primera zona del recorrido. El éxito en estas pruebas dependerá directamente de la capacidad del esquiador de reducir la resistencia aerodinámica al avance (ecuación 2), o dicho de otra forma, según explicábamos, de preservar la energía potencial con la que parten en la salida para convertir la mayor fracción de la misma en cinética, en velocidad y en triunfo. Normalmente las tres medallas del descenso se reparten en menos de 1 segundo de diferencia de tiempos. Entendemos que cualquier pequeña diferencia en esta fuerza aerodinámica supondrá el éxito o no.

Las posibilidades del esquiador de mejorar su aerodinámica se limitan a reducir el producto $A_p \cdot C_r$ en la ecuación 2. A este producto le denominamos área efectiva resistente ya que el coeficiente adimensional se puede entender como la medida del área proyectada sobre la que podemos considerar ejercida esa presión de referencia que introducimos (q). La velocidad límite, igual que en la caída libre de un cuerpo, resultará de la inercia determinada por la

gravedad, limitada por la resistencia aerodinámica y la fricción de los esquís con la pista (Hertzen *et al.*, 1997).



Figura 7. Carolina Ruiz, primera esquiadora finalista de la Copa del Mundo de Velocidad. Visualización de flujo y medidas de fuerzas aerodinámicas en el túnel de viento de la universidad de Granada (UGR).

En el esfuerzo por reducir el área proyectada el esquiador deberá observar la alineación de piernas y muslos detrás de los brazos que se unen frente a sí. Las rodillas se ocultan ligeramente más elevadas que los codos y por detrás de estos; reducirá la posición de la cabeza que alineará con el cuerpo a la altura de los hombros. El esquiador procurará reducir la altura de los hombros por debajo de la cadera doblándose literalmente sobre la parte delantera de los esquís. No están permitidos cascos con viseras, *spoiler* o carenados de ningún tipo. De hecho no se permite que el propio casco exceda en más de 7 cm el diámetro de la cabeza. En la misma línea, no están permitidos ningún tipo de accesorios en las botas ni bastones. La [figura 7](#) muestra en esta posición a Carolina Ruiz, primera esquiadora finalista de la Copa del Mundo de Velocidad en el túnel de viento del CEAMA. Más complicada aún resultará la reducción del coeficiente de resistencia aerodinámica. Procurará la adecuada separación de los pies en un compromiso entre la conveniencia aerodinámica y las posibilidades de la actividad física. La combinación de muchos otros detalles, tales como la curvatura de la espalda o la orientación de los hombros, puede ser importante.

Un esquiador experto puede conseguir reducir su coeficiente aerodinámico hasta valores próximos a 1. Como referencia, un Toyota Prius

presenta un coeficiente de 0,26 frente a los 0,031 del ala de un avión Boing 747. No olvidemos entender este valor como cociente y no como medida absoluta. Por ejemplo, podría sorprendernos encontrar que el coeficiente aerodinámico de un Formula 1 puede tener valores de 0,7 frente a menos de la mitad que hemos referido para una berlina. En este sentido, la diferencia se deberá a que los Fórmula 1 presentan partes exentas y una proyección menos *reunida* y más abierta dando lugar a más flujos superficiales, generando más arrastre. No obstante, el área proyectada es significativamente menor; basta considerar que la altura sobre el suelo puede reducirse hasta un tercio. Igualmente, no por aumentar el área absoluta se incrementará necesariamente el coeficiente; de hecho, puede que aumentando el área proyectada, disminuya el coeficiente. Concluyendo, lo importante en el rendimiento deportivo será reducir el valor de este producto, esta área efectiva de arrastre.

PUNTO CLAVE

El coeficiente aerodinámico de un esquiador experto puede llegar a valores próximos a 1, mientras que el de un fórmula 1 puede llegar a 0,7, y el ala de un avión, a 0,031.

El esquiador procurará reducir el producto referido y, lo que es más importante, mantenerlo en unos valores más o menos constantes durante todo el recorrido, incluyendo saltos y giros. En este sentido se hacen imprescindibles los estudios de la posición y ropa de los esquiadores de descenso y supergigante en el túnel de viento. Tradicionalmente, cada temporada, los esquiadores de los equipos nacionales acuden a estas instalaciones en las que miden las fuerzas netas en determinadas posiciones. Más recientemente se persigue el entrenamiento de la aerodinámica, más que la mera medida. Éste es el caso de los recientes estudios de la Olímpica Carolina Ruiz en la Universidad de Granada. Mediante el desarrollo de una tecnología específica para el ensayo en el túnel de viento de la Universidad de Granada, se puede estudiar y calcular las fuerzas aerodinámicas según las diferentes posiciones y velocidades de los esquiadores. Dicha información es obtenida y mostrada en tiempo real en la visual del propio esquiador bajo el túnel. Así, el competidor puede entrenar individualmente la posición que menor fuerza aerodinámica ocasione, valorar si es físicamente admisible y memorizarla redundando en la mejora de su rendimiento deportivo. Esta

tecnología en tiempo real supone una innovación a nivel internacional respecto a las tradicionales en las que el esquiador tiene acceso a la totalidad de los resultados una vez realizadas las pruebas y no durante las mismas, lo que dificulta el entrenamiento.

Recordando los efectos de la temperatura en la densidad y viscosidad, podremos observar diferencias en el coeficiente aerodinámico en función de la altitud y temperatura a la que se realiza la prueba. El efecto de la temperatura es doble, afectando, por un lado, la viscosidad y el coeficiente aerodinámico, y por otro, la carga aerodinámica a través de la densidad según la ecuación 2 (Matti, *et al.*, 1983).

2.3. Vela

La interacción del viento con las velas da lugar a una fuerza aerodinámica neta que impulsa a las embarcaciones. En la mayoría de las categorías, las velas están normalizadas, con lo que los diseños de todos los regatistas serán los mismos y el rendimiento dependerá exclusivamente de la capacidad de los mismos de obtener una interacción óptima con su técnica deportiva. Existen clases en las que si bien existe una estricta regulación, cada equipo desarrollará sus propias embarcaciones y aparejos ateniéndose a las especificaciones reguladoras. Es en este sentido parecido a la Fórmula 1, en donde los equipos deben parte del rendimiento al desarrollo tecnológico de ciertos elementos. Éste es el caso de, por ejemplo, la Copa América (véase la [figura 7](#)), la Vuelta al Mundo a Vela (actualmente Volvo Ocean Race), los circuitos de TP52 ó incluso hasta vueltas al mundo en solitario como la Vendée Globe.

En unas condiciones determinadas de viento y mar, la velocidad y la dirección de un barco es la resultante de las siguientes fuerzas:

- aerodinámicas en vela y en casco en clases de extrema competitividad,
- hidrodinámicas,
- gravitatorias,
- de flotación.

La relación entre estas fuerzas varía en función de la fuerza del viento, la forma de la vela, el trimado, el tamaño y forma del casco, su desplazamiento (volumen desplazado), la distribución de los pesos, las condiciones del mar y

la tripulación.

Así, por ejemplo, en la anterior 32 edición de la Copa América, las normas reguladoras establecían una formulación a partir de la cual las superficies vélicas máximas estaría limitadas a 315-325 m². En el resto de elementos, las limitaciones fueron tales que reducían las posibilidades de innovaciones radicales. Esto implicó que las investigaciones de cada equipo se centrasen en mejorar el rendimiento mediante pequeñas mejoras en los diseños. En ese escenario, una parte importante del desarrollo se centró en el diseño de las velas dentro de ese límite de superficie máxima. Los equipos invirtieron por tanto grandes esfuerzos en todo lo relacionado con la fuerza propulsora, con importantes partidas presupuestarias de cerca de los 10 millones de euros en algún caso.

Parte de los esfuerzos en materia de aerodinámica se concentraron en pruebas intensivas de las capacidades propulsoras de los diseños en túnel de viento de capa límite. Esta particularidad (capa límite) se refiere a la capacidad de estos túneles de viento de reproducir las variaciones de la estructura espacial del viento. Sabemos que, en las azoteas de los edificios, la velocidad media del viento será siempre mayor que a ras de suelo y seguirá aumentando con la altura hasta llegar a unas altitudes (300-1.000 m según el terreno) donde el viento se debe al balance de las presiones atmosféricas. A este viento se le denomina viento de gradiente, y al espesor en el que se produce ese retardo dependiente de la rugosidad del terreno o el mar, capa límite atmosférica. Los túneles de capa límite se diferencia en este sentido de los túneles aeronáuticos, centrados normalmente en reproducir las condiciones espaciales puntuales que afectan el comportamiento de una aeronave. Será importante reproducir esta estructura vertical del viento, especialmente considerando que las fuerzas aerodinámicas que genera en su interacción con las superficies vélicas dependen del cuadrado de la velocidad. Tanto más importante será cuanto mayor altura tengan las velas. Éste es el caso de la Copa América, en la que las alturas de los mástiles podían alcanzar los 35 m ([figura 8](#)). Nada comparado con las dimensiones de hasta 60 m (17 plantas) que se barajan en la próxima 33 edición, en la que aparecerán velas de hasta 1.100 m².

Con estas dimensiones será importante considerar la estructura espacial del viento. En este sentido recordamos que la velocidad del viento que gobierna la aerodinámica de la vela será la velocidad aparente compuesta a partir de la velocidad del barco y el viento real. Ahora bien, si consideramos

que, como acabamos de decir, la velocidad real varía con la altura, también lo hará la velocidad de viento aparente resultando una variación de intensidad y dirección mayor a menor altura. Este giro del viento (*twist flow*) aparente se reproduce en los túneles de viento mediante unos álabes guía cuya sección varía con la altura.

Hemos introducido los principios que gobiernan la capacidad propulsiva de las velas, muy parecida a la sustentadora de las alas y perfiles aerodinámicos. Este comportamiento, similar al de un perfil aerodinámico, se refiere, no obstante, a los rumbos hacia la dirección del viento (ceñida a través) o *upwind*. En los rumbos opuestos (través a empopada) o *downwind*, la aerodinámica es más parecida a la de un cuerpo romo como un edificio prismático. En estos cuerpos, el flujo del aire se separa en las aristas vivas que le obligan, en la vela, en el mástil y la baluma (línea desde el puño de escota al fin de la botavara y el *top* del mástil). Los casos de navegación *upwind* son los que explicamos en la introducción similares al comportamiento de un ala. En rumbos *downwind*, toda la cara de sotavento de la vela presentará presiones menores que la de referencia o negativas. La cara de barlovento quedará toda ella sometida a presión positiva. De la diferencia de estas presiones sumadas en toda la superficie vélica, se obtendrá la fuerza neta resultante de propulsión. Esta fuerza actuará con un determinado ángulo dependiente de la geometría de la vela. Es importante señalar que la fuerza generada en la cara de sotavento (de presión negativa osucción) suele representar hasta el 75% de la fuerza neta resultante. Obviamente, la fuerza neta resultante dependerá de la dirección del viento aparente, dando lugar a las correspondientes curvas de comportamiento. Estas curvas, junto con las correspondientes al resto de las fuerzas intervinientes señaladas, permiten obtener las curvas de potencia de un barco. Este tipo de información se implementa en los llamados VPP (velocity prediction programs) que proporcionan la velocidad del barco y el ángulo de escora y deriva en función de las condiciones de viento y mar. Los VPP se perfeccionan empleando simulaciones en túnel de viento para determinar los coeficientes aerodinámicos y ensayos en tanque de agua para los hidrodinámicos.



Figura 8. Vista de los dos barcos del Desafío Español donde se aprecia la envergadura vertical de las velas, (Nico Martínez, Desafío Español, 2007).

La dirección e intensidad de la fuerza aerodinámica que actúa sobre las

velas dependerá de:

- el campo de presión dinámica correspondiente al viento aparente,
- de la superficie vélica,
- del ángulo de ataque de la vela relativo a la dirección del viento aparente que normalmente se denomina ángulo de incidencia,
- de la geometría de la vela: planta, curvaturas,
- material de la vela: porosidad, rigidez, rugosidad superficial, etc.,
- elementos adicionales asociados como geometría y orientación del mástil, etc.

El estudio de la interacción de conjuntos de velas resulta más complejo. Las velas delanteras (génovas, *gennakers* y *spinnakers* fundamentalmente) junto con la vela mayor proporcionan una mayor rendimiento que sus respectivos individuales. Esto es debido al denominado efecto *pasillo*. En la zona entre las dos velas, el viento disminuye su velocidad resultando una mayor presión sobre la vela delantera. Si bien también puede disminuir el pico de presión negativa en la parte delantera de sotavento de la vela mayor por la misma razón, esto se verá compensado con el aumento hacia la baluma debido al aumento de la velocidad del viento en el pasillo entre las dos velas. Como vimos anteriormente, con las debidas salvedades, estos aumentos de velocidad se traducen en reducción de presión, lo que en la cara de sotavento redundará en un aumento de la fuerza neta propulsora.

Pasamos a estudiar un ejemplo de una vela de Windsurf de la velería americana Loft Sails. La [figura 9](#) muestra el campo de presiones medido en el túnel de viento de capa límite de la UGR. Podemos observar cómo las presiones medias son claramente negativas en la cara de sotavento y parcialmente positivas y negativas en la cara de barlovento. Este estudio realizado para todos los ángulos de incidencia de interés permite obtener la fuerza neta propulsiva. A partir de esta información, el diseñador podrá hacer valoraciones de qué zonas de la superficie vélica interesará potenciar y cuáles no, cuáles presentan el compartamiento deseado y cuáles presentan anomalías, es decir, qué parte de la superficie y para qué ángulo está colaborando y en qué proporción a la propulsión neta. En defecto de este recurso, el procedimiento habitual es disponer a dos regatistas profesionales de aproximadamente el mismo nivel a navegar equipados uno con la

modificación de la nueva vela y el otro sin ella, cronometrar los tiempos, intercambiar el material y repetir. Esto presenta la inconveniencia de la ser una medida subjetiva de los individuos, de depender de las condiciones de viento de las pruebas y de no proporcionar medias cuantitativas de las mejoras ni su localización en el plano vélico.

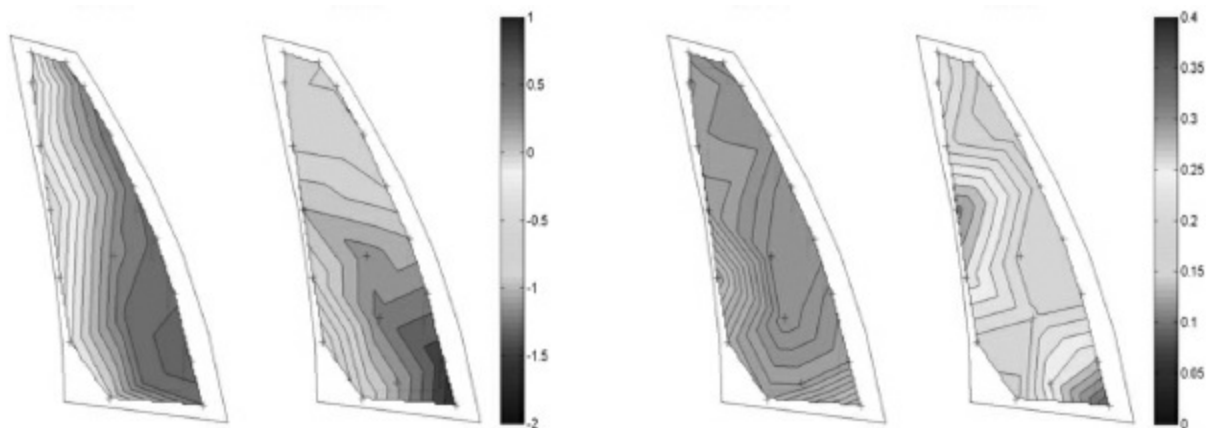


Figura 9. Campo de presiones en una vela de windsurfing para un ángulo de incidencia de 40°. Presiones medias (izqda.) y desviaciones típicas (dcha.). *The Loft Sails* (Mans y Terrés-Nícoli, 2006).

3. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

3.1. Los túneles de viento y canales hidrodinámicos

En los túneles de viento, haciendo uso del concepto que hemos introducido de velocidad relativa, someteremos a los deportistas o elementos (velas, cascos, etc.) a flujos de las características que correspondan al caso en cuestión. Se atenderá a la estructura espacial del viento, la intensidad de turbulencia, la velocidad, etc. En el deporte, normalmente sometemos a ensayo a personas o elementos de dimensiones considerables, por lo que habrá que procurar que la sección del túnel sea suficientemente grande. La *forma* a ensayar no deberá sobrepasar el 5-10% de la sección de ensayo del túnel. En caso contrario, se podrán producir efectos locales por la constricción del espacio entre el deportista y las paredes que pueden determinar, por ejemplo, aceleraciones puntuales en el flujo que no existirían en la atmósfera libre. La [figura 10](#) muestra una perspectiva del túnel de viento de capa límite de la UGR.

La operación de los canales hidrodinámicos es similar. Un ejemplo típico de ensayo relacionado con la vela es el estudio de la resistencia hidrodinámica del bulbo en embarcaciones de alta competición. En esta clase, las regulaciones llevan a diseños óptimos que obligan a disponer la masa de la quilla lo más profunda posible para mejorar su rendimiento. Así surgen elementos con forma de bulbos, normalmente de plomo y con dimensiones importantes como para preocuparse por su contribución a la resistencia aerodinámica del barco.

3.2. Fotogrametría

Se trata de una técnica profusamente empleada en la biomecánica experimental y las ciencias del deporte. Consiste en el análisis geométrico de imágenes del fenómeno o sucesión de ellas durante el mismo. Así se puede *medir* sobre estas imágenes diferentes parámetros del sistema, como por ejemplo la trayectoria de la mano en el movimiento de *sculling* del nadador como vimos en la [figura 4](#). Frecuentemente esta técnica se fundamenta en la toma de imágenes a alta frecuencia mediante cámaras de alta velocidad basadas en sensores de CCD.

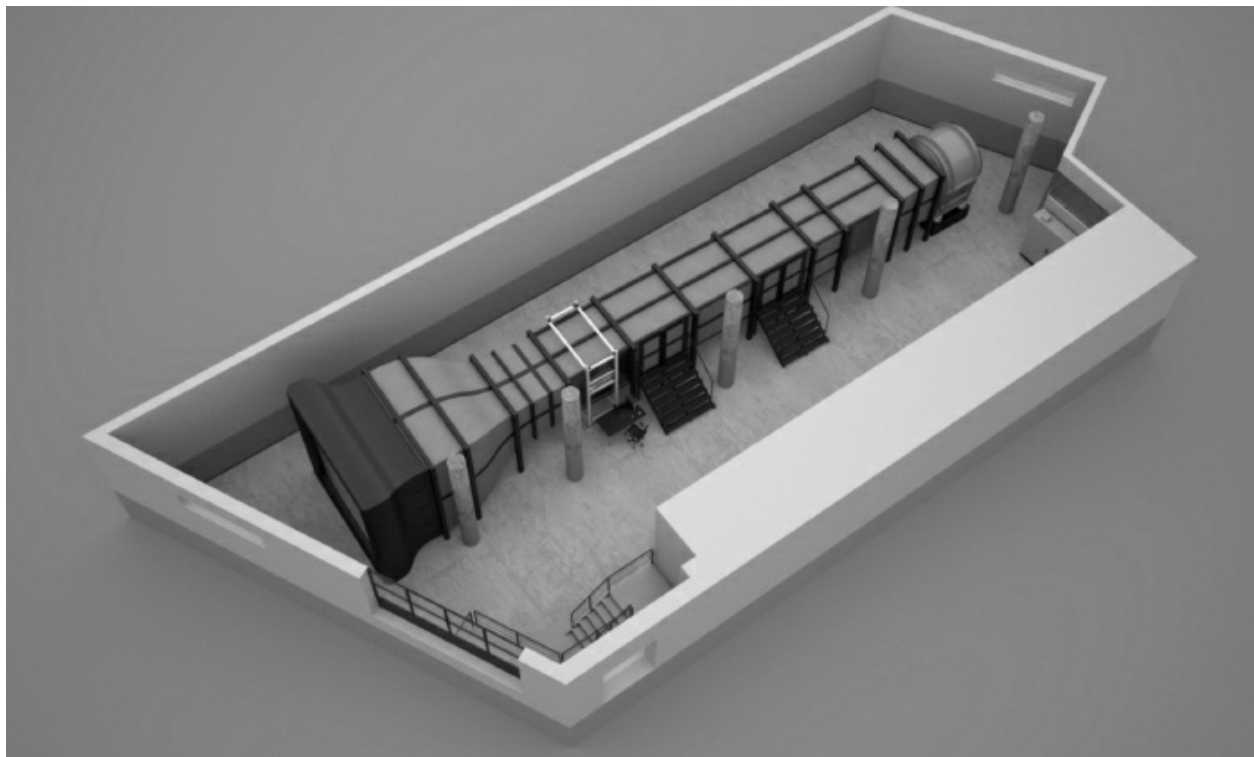


Figura 10. Perspectiva del túnel de viento de capa límite de la UGR (Terrés-Nícoli y Losada, 2004).

3.3. Velocimetría

Existen numerosas técnicas de medida de la velocidad en un fluido. Una posible clasificación atiende a si es necesario ubicar el dispositivo o sonda en el punto de medida (intrusivas) o si por el contrario se puede medir desde donde no se perturbe el flujo (no intrusivas):

Intrusivas:

- Tubo de Pitot. Este conocido instrumento permite, de forma sencilla, obtener la velocidad en un punto a partir de la medida de la presión en un punto de remanso (ver introducción) y la presión libre. La diferencia será la consabida presión dinámica (q) a partir de la cual es fácil calcular la velocidad. Las adaptaciones recientes de esta tecnología permiten medir varias componentes de la velocidad.
- Anemometría de hilo caliente. Este sistema permite medir las distintas componentes de la velocidad a partir de la medida de la resistencia de un microhilo oportunamente calibrado. Es sabido que el flujo alrededor de un dispositivo resistivo disminuye sus resistencia, por lo que a partir de una calibración será posible establecer la equivalencia entre ésta (o mejor la tensión en el circuito para que sea constante) y la velocidad del aire o el agua.

No intrusiva:

- Velocimetría láser Doppler (LDV). Permite medir las distintas componentes de la velocidad a partir de la medida de la variación en las frecuencias de la luz láser al paso de partículas en fluido. Es por tanto necesario disparar un par de rayos a una frecuencia (color) para cada una de las componentes que se quiera medir, además de introducir partículas de un determinado tamaño en el flujo donde se quiera medir. Normalmente se utilizan aceites nebulizados en aire, y fluorescina, en agua. La [figura 11](#) muestra la medida del campo de velocidades alrededor de una vela de windsurf mediante esta técnica.
- Velocimetría por imágenes de partículas (PIV, PTV). Esta técnica se puede presentar como un proceso avanzado de fotogrametría. Consiste

en iluminar un plano de flujo mediante una haz láser previamente sembrado con partículas a la vez que se toman pares de imágenes consecutivas con poco intervalo de tiempo según interese. A partir de un análisis de correlación entre esos pares de imágenes será posible determinar que partícula es cuál en cada una de las dos fotos, y de ahí medir su desplazamiento y velocidad ya que conocemos el desfase temporal. Por estereoscopía, utilizando pares de cámaras, podremos obtener las distintas dimensiones de esos desplazamientos y el campo de velocidades tridimensional. Esta técnica avanzada a alta velocidad (*time resolved PIV*) está permitiendo grandes progresos en la mecánica de fluidos hoy en día.

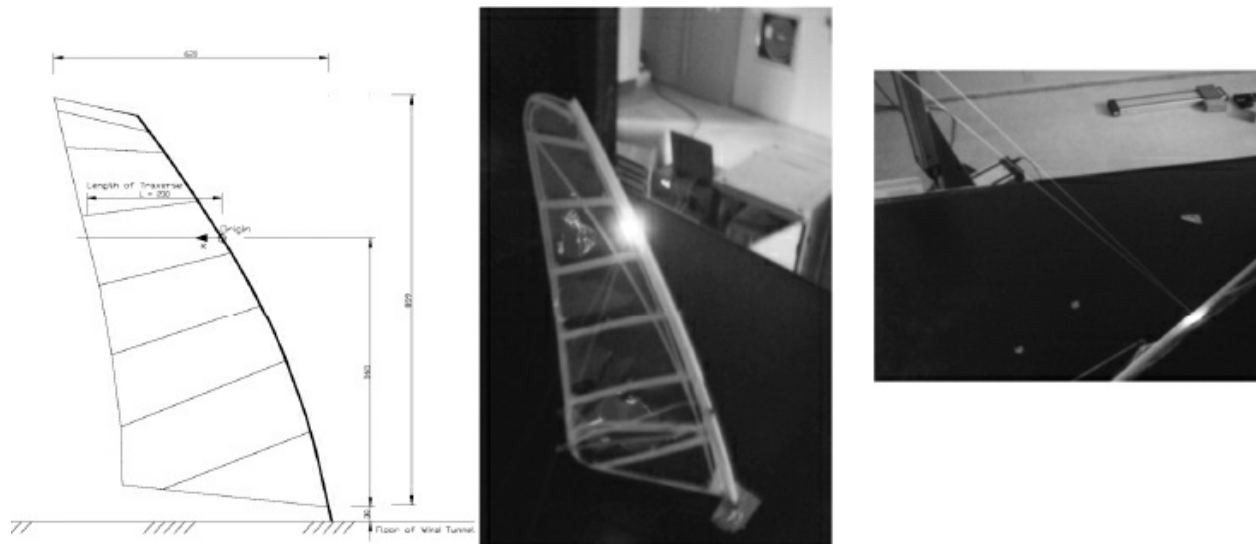


Figura 11. Medidas mediante láser LDV del campo de velocidades alrededor de una vela de windsurfing. *The Loft Sails* (Mans y Terrés-Nícoli, 2006).

3.4. Medida electrónica de presiones

Son dispositivos que permiten medir de forma simultánea el campo de presiones en un cuerpo a través de microtubos instalados en él. Estos dispositivos, normalmente basados en transductores piezorresistivos, permiten la medida a alta frecuencia, capturando así los distintos fenómenos que, a distintas frecuencias, ocurren en la interacción fluido-cuerpo.

3.5. Medida de fuerzas, esfuerzos y aceleraciones

Mediante células de carga, galgas extensométricas y acelerómetros es posible obtener las resultantes de las fuerzas netas que los fluidos ejercen sobre los cuerpos. Un ejemplo es la balanza que en la [figura 7](#), situada bajo la esquiadora olímpica permite medir la fuerza de arrastre aerodinámico.

Un ejemplo del uso de galgas extensométricas para la medida de esfuerzos lo tenemos en los barcos a vela. Los cascos de barcos, como los de la reciente edición de la Copa América, se construyeron en su mayoría a base de un sándwich de laminados de fibra de carbono y epoxy con un núcleo de nido de abeja de aluminio. A partir de distintos ensayos de carga se determinaron los límites de rotura de este material. El diseño se basó en estas resistencias sin las correspondientes valoraciones de seguridad habituales en ingeniería. Esto fue posible ya que el casco iría totalmente instrumentado con galgas extensométricas de modo que el navegante a bordo podría advertir al patrón o timón en caso de alcanzar niveles próximos a su capacidad en algún punto del casco o incluso el mástil.

3.6. Dinámica de fluidos computacional

Se presenta aquí como un instrumento, en este caso analítico, que permite el estudio de los fenómenos. Esta metodología se fundamenta en la resolución matemática de formas aproximadas de las ecuaciones de gobierno del fenómeno. Éstas son las referidas ecuaciones de Navier-Stokes, además de otras según las condiciones de estudio. La [figura 12](#) muestra una simulación dinámica, esto es considerando el movimiento del objeto, de una teórica vela en movimiento. Los progresos realizados en esta metodología en los últimos años han sido notables. Hace unos años no eran admisibles simulaciones de malla móvil como la mostrada en la [figura 10](#). Si bien se plantea un futuro prometedor para esta metodología, resulta un reto para el caso que nos ocupa: flujos turbulentos alrededor de cuerpos no estacionarios con geometrías marcadamente tridimensionales.

PARA SABER MÁS

<http://isbweb.org/> Web de la Sociedad Internacional de Biomecánica. Se presenta como una buena fuente de recursos a partir de la cual acceder a otros de interés.

Tecnología Deportiva. Control del rendimiento de los deportistas y de las

instalaciones. ICd Núm. 19. Consejo Superior de Deportes, Ministerio de Educación y Ciencia.

Marchaj, C.A. (1996) *Sail Performance. Techniques to maximize Sail Power*. Ed. International Marine, McGraw Hill

Videler, J.J. (2005) *Avian flight*. Oxford Ornithology Series. Oxford University Press.

<http://web.mit.edu/fluids/www/shapiro/ncfmf.htm> | Esta web está dedicada a una serie de recursos de vídeo, de libre acceso en su mayoría, de la National Committee for Fluid Dynamics Films creada por A.H. Shapiro en 1961. Si bien se trata de recursos de algunas décadas, sigue siendo una excelente descripción visual.

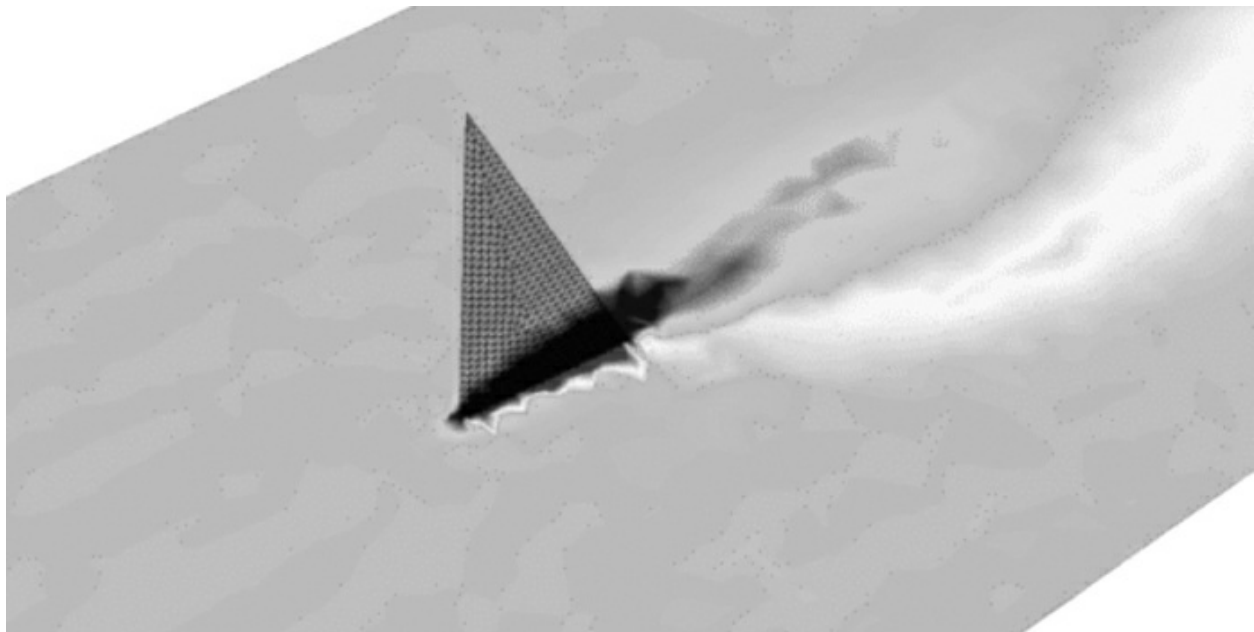


Figura 12. Estudio del flujo alrededor de una vela teórica triangular en movimiento mediante simulación numérica (Kim y Terrés-Nícoli, 2008).

BIBLIOGRAFÍA

- Arellano, R., Terrés-Nícoli, J.M., Redondo, J. M. (2006) Fundamental hydrodynamics of swimming propulsion. Portuguese Journal of Sport Science. Suppl. *Biomechanics and Medicine in Swimming X*, 6 (2), 15-20.
- Dickinson, M.H. (1996) Unsteady Mechanics of Force Generation in Aquatic and Aerial Locomotion. *AmerZool* 36, 537-554
- Haake, S. (2006) *The Engineering of Sports*. En: Haake, S. *Proceedings of*

the 1st International Conference on the Engineering of Sport Sheffield, United Kingdom, 91-96. Cooke, A.J. Shuttlecock design and Development.

- Hertzen, R., Holmlund, U., Ranta, M.A. (1997) On the velocity maximization in downhill skiing. *Journal of Biomechanics* Vol. 03, N° 5, 525-529.
- Matti, A.H., Leino, E.S., Souminen, H. Methods for the simultaneous determination of air resistance to a skier and the coefficient of friction of his ski on the snow. *Wear*, 86, pp. 101-104, Elsevier Sequoia.
- Mans, C., Terrés-Nícoli, J.M. (2004) *Study of the performance of a windsurfing sail*. Loft Sails Ltd. CEAMA, Spain.
- Kundu, P.K., Cohen, I.M. (2008) *Fluid Mechanics, Introduction to Biofluid Mechanics* Chapter 17. Academic Press.
- Krzywicki, H. J., Chinn, K.S.K. (1967) Human body density and fat of an adult male population as measured by water displacement. *Am J Clin Nutri* 20 (4), 305-310.
- Schleihauf, R.E. (1979) A hydrodynamical analysis of swimming propulsion. En: Bedingfield T. A., (Ed.) *Swimming III* 3rd International Symposium of Biomechanics in Swimming (1 ed.) University Park Press. USA, 70-109.
- Schleihauf, R.E. (1986) Swimming Skull: A review of Basic theory. *The Journal of Swimming Research* 2(2), 11-20.
- Kim, J., Terrés-Nícoli, J.M. (2008) *Analysis of the non-stationary flow around a moving sail*. Presented at the Americas Cup Technology Challenges Seminar series, Madrid, 2008.

9

PROBLEMAS RESUELTOS DE BIOMECÁNICA

Dra. Ponce de León, A. y Dra. Sanz, E.
Universidad de la Rioja

RESUMEN

Como cierre de este bloque de biomecánica se proporciona al lector algunos recursos que le permitan adquirir la aplicabilidad práctica de todo lo aprendido en relación con los contenidos de cinemática, estática, dinámica, trabajo, así como de potencia y energía. Estos recursos se presentan bajo el formato de “cuestiones-problema”. Se incluyen un total de 16 problemas de biomecánica, cuatro por cada bloque, aplicados al ámbito de la educación física y los deportes, en los que se proporciona el proceso para su resolución, paso a paso. Se ha buscado que respondieran a situaciones reales que se les pueden presentar a los estudiantes de biomecánica o a diferentes contextos deportivos.

1. PLANTEAMIENTO DE LOS PROBLEMAS

1.1. Cinemática

1. En un partido de pádel, un jugador del equipo “a” golpea la bola hacia el terreno del equipo “b”; tras superar la red y botar en el suelo, la bola contacta con el cristal de fondo con una velocidad de 20 m/s. Si rebota con una velocidad de 17 m/s tras un tiempo de contacto de 0,02 segundos, calcular la aceleración media del intervalo.
2. Un velocista, en una prueba de 50 metros lisos, quiere hacer una marca de 10,15 segundos. ¿Cuál será la velocidad media?, ¿y la aceleración media si tenemos en cuenta que aumenta de forma progresiva la velocidad?

3. Un jugador de curling transmite a su piedra una velocidad inicial de 5 m/s; sabiendo que la distancia entre la piedra y el centro del círculo es de 6,40 m, ¿llegará la bola al centro del círculo si la desaceleración es de $1,95 \text{ m/s}^2$?
4. Se está disputando un partido de pádel en una pista cubierta en la que la altura desde el suelo hasta el techo es de 6,25 m. Un jugador que se encuentra en el fondo de la pista quiere devolver la bola con un globo. En el momento en que la pelota despegue de la pala del deportista se encuentra a una altura de 0,5 m del suelo y forma un ángulo de 67° . ¿Qué velocidad inicial máxima se le podrá aplicar a la bola para que ésta no golpee con el techo?

1.2. Estática

5. Calcular la fuerza ejercida por cada tríceps braquial (miembro superior derecho y miembro superior izquierdo), cuyas inserciones se encuentran a 8 cm de los codos, para que el sistema formado por los antebrazos, las manos y un balón medicinal que sostiene entre las manos se encuentre en equilibrio ante una flexión de codo de 90° . El conjunto de cada antebrazo y mano tiene una masa de 3 kg y su CDM se sitúa a 15 cm del codo. El balón medicinal es de 5 kg y se sitúa a 50 cm del codo.
6. El centro de gravedad de un sujeto de 70 kg encuentra totalmente centrada su proyección en la base de sustentación, formada por un rectángulo de 20 cm de fondo y 50 cm de ancho. Si le aplicamos una fuerza externa a la altura del CDG, dirección horizontal y sentido anteroposterior, ¿cuál debe ser el módulo mínimo de la fuerza para que pierda la situación de equilibrio de traslación si la altura del CDG se encuentra a 1 m?
7. Dos jugadores de baloncesto, en un saque neutral, golpean a la vez el balón tal y como muestra el gráfico. Calcula la fuerza resultante (módulo y orientación). La fuerza “B” (450 N) es totalmente horizontal y forma con “A” (300 N) un ángulo de 140° .
8. Un trineo con una masa de 200 kg se encuentra en una pendiente de 34° ; el coeficiente de rozamiento es de 0,1. Calcular la fuerza horizontal que debemos aplicar al trineo para que no se mueva.

1.3. Dinámica

9. Un jugador de petanca lanza sobre la tierra una bola con una velocidad de 2,5 m/s. Si tarda en detenerse por completo 3 segundos, calcula el coeficiente de rozamiento entre la bola y el suelo.
10. Un jugador de fútbol golpea el balón (inicialmente en reposo y con una masa de 420 g) con una fuerza de 400 N. Sabiendo que el tiempo de contacto entre el pie del jugador y el balón ha sido de 0,004 segundos, calcular la velocidad transmitida al balón.
11. Un esquiador sufre una caída y como consecuencia se le suelta un esquí que cae deslizándose por una pendiente de 32° con una velocidad inicial de 3,8 m/s. Calcular el espacio recorrido por deslizamiento antes de pararse y el coeficiente de rozamiento entre el esquí y la superficie, sabiendo que tarda 5 segundos en detenerse por completo. ¿Cuánto espacio recorrería si la pendiente fuera de 35° ?
12. En una pista de hielo, el patinador “a” de 60 kg se desliza por la pista a una velocidad de 0,6 m/s y da alcance al patinador “b” de 79 kg que se desliza a una velocidad de 0,3 m/s en la misma dirección y sentido, y a partir de ahí se deslizan juntos. Calcular la velocidad alcanzada por el sistema formado por el conjunto de los dos patinadores en el instante que se juntan.

1.4. Trabajo y energía

13. En un partido de fútbol, el balón, con una masa de 300 g, se desplaza rodando por el suelo a una velocidad lineal de 1,5 m/s cuando un jugador lo golpea en la misma dirección y sentido de su trayectoria aplicándole un trabajo de 5.521,5 J. Calcular la velocidad que adquiere el balón después del golpeo.
14. En un saque neutral de baloncesto, el árbitro lanza el balón de 250 g totalmente vertical. Sabiendo que el balón asciende 2 m desde que despegue de la mano del árbitro, calcular la energía en el momento del despegue y la energía potencial y la cinética a mitad de la subida.
15. Un jugador de pádel golpea la pelota de 50 g con una velocidad de 17 m/s y un ángulo de 30° . Calcular la altura máxima alcanzada, la energía mecánica en el punto más alto, la altura alcanzada al cabo de 0,7 s y las

energías cinética y potencial en ese momento.

16. En una partida de billar, la bola blanca golpea a una bola rayada que se encuentra en reposo. La energía cinética de la bola blanca antes del choque era de 0,5 J; tras la colisión la bola blanca sale despedida con un ángulo de 12° y la bola rayada con un ángulo de 25°; la masa de las bolas es de 1 kg. Calcular la energía cinética después del choque de cada una de las bolas considerando que se trata de un choque elástico.

2. RESOLUCIÓN DE LOS PROBLEMAS

2.1. Cinemática

1. En un partido de pádel, un jugador del equipo “a” golpea la bola hacia el terreno del equipo “b”; tras superar la red y botar en el suelo, la bola contacta con el cristal de fondo con una velocidad de 20 m/s. Si rebota con una velocidad de 17 m/s tras un tiempo de contacto de 0,02 segundos, calcular la aceleración media del intervalo.

$$a = \frac{(V_f - V_i)}{t} = \frac{(17 - 20) \text{ m/s}}{0,02 \text{ s}}$$
$$a = -150 \text{ m/s}^2$$

Se produce una desaceleración.

2. Un velocista, en una prueba de 50 metros lisos, quiere hacer una marca de 10,15 segundos. ¿Cuál será la velocidad media?, ¿y la aceleración media si tenemos en cuenta que aumenta de forma progresiva la velocidad?

$$V_m = \frac{V_i + V_f}{2} = \frac{e}{t}$$

$$V_m = \frac{V_i + V_f}{2} = \frac{50 \text{ m}}{10,15 \text{ s}} = 4,92 \text{ m/s}$$

Como parte desde parado, la velocidad inicial es 0 m/s, pero necesitamos conocer la velocidad final para poder calcular la aceleración:

$$V_m = \frac{V_i + V_f}{2} = 4,92 \text{ m/s}$$

$$V_f = 2 \cdot V_m = 2 \cdot 4,92 \text{ m/s} = 9,85 \text{ m/s}$$

Y la aceleración será:

$$a = \frac{V_f + V_i}{t} = \frac{9,85 \text{ m/s}}{10,15 \text{ s}}$$

$$a = 0,97 \text{ m/s}^2$$

- 3. Un jugador de curling transmite a su piedra una velocidad inicial de 5 m/s; sabiendo que la distancia entre la piedra y el centro del círculo es de 6,40 m, ¿llegará la bola al centro del círculo si la desaceleración es de 1,95 m/s²?**

La piedra poco a poco se irá frenando hasta que se pare del todo, por lo que la V_f es 0 m/s

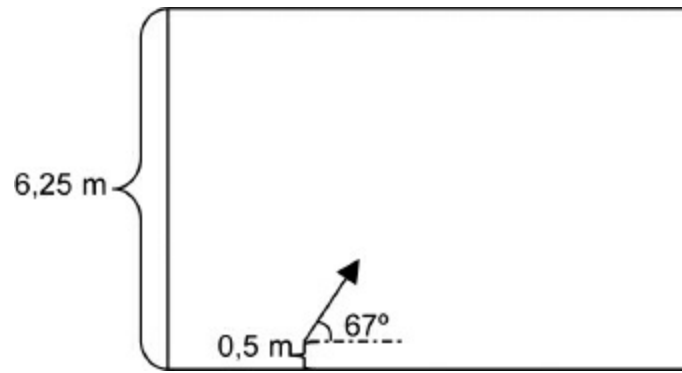
$$a = \frac{V_f + V_i}{t} = \frac{V_i}{t} \quad t = \frac{5 \text{ m/s}}{1,95 \text{ m/s}^2} = 2,56 \text{ s}$$

$$V_{m_t} = \frac{(e_f + e_i)}{t} = \frac{(V_i + V_f)}{2}$$

$$(e_f - e_i) = \frac{t(V_i + V_f)}{2} = \frac{2,56 \text{ s} \times 5 \text{ m/s}}{2} = 6,4 \text{ m}$$

La piedra se parará justo en el centro de la diana.

- 4. Se está disputando un partido de pádel en una pista cubierta en la que la altura desde el suelo hasta el techo es de 6,25 m. Un jugador que se encuentra en el fondo de la pista quiere devolver la bola con un globo. En el momento en que la pelota despegue de la pala del deportista se encuentra a una altura de 0,5 m del suelo y forma un ángulo de 67°. ¿Qué velocidad inicial máxima se le podrá aplicar a la bola para que ésta no golpee con el techo?**



Se trata de un movimiento parabólico, por lo tanto se desglosa en el eje “x” y el eje “y”.

En el eje “y” el movimiento es uniformemente desacelerado en la subida.

Cuando alcanza la altura máxima la $V_{fy} = 0$, por lo que podemos decir que:

$$g = \frac{-V_{iy}}{t_s} \Rightarrow t_s = \frac{-V_{iy}}{g} \Rightarrow V_{iy} = g \cdot t_s$$

Otra fórmula del movimiento uniformemente acelerado es:

$$h = V_{iy} \cdot t_s + \frac{1}{2} g \cdot t_s^2$$

Sustituyendo el t_s en la igualdad anterior:

$$h = V_{iy} \frac{-V_{iy}}{g} + \frac{1}{2} g \cdot \left(\frac{-V_{iy}}{g}\right)^2$$

$$6,25 \text{ m} - 0,5 \text{ m} = \frac{-V_{iy}^2}{-9,8 \text{ m/s}^2} + \frac{1}{2} (-9,8 \text{ m/s}^2) \frac{-V_{iy}^2}{(-9,8 \text{ m/s}^2)^2}$$

$$5,75 \text{ m} = \frac{-V_{iy}^2}{-9,8 \text{ m/s}^2} - \frac{1}{2} \frac{-V_{iy}^2}{-9,8 \text{ m/s}^2}$$

$$5,75 \text{ m} = \frac{1}{2} \frac{-V_{iy}^2}{-9,8 \text{ m/s}^2} \Rightarrow V_{iy} = \sqrt{5,75 \text{ m} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot 2}$$

$$V_{iy} = 10,61 \text{ m/s}$$

Siendo V_{iy} el cateto opuesto al ángulo, podemos calcular V_i con la razón trigonométrica del seno:

$$\text{sen } \alpha = \frac{\text{cateto opuesto}}{\text{hipotenusa}} = \frac{V_{iy}}{V_i}$$

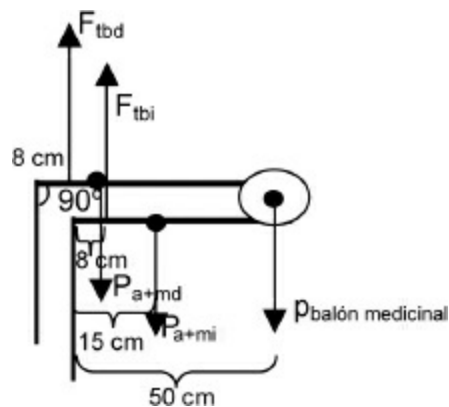
$$V_i = \frac{V_{iy}}{\text{sen } \alpha} = \frac{10,61 \text{ m/s}}{\text{sen } 67}$$

$$V_i = 11,53 \text{ m/s}$$

Con una V_i inferior a 11,53 m/s, la bola no chocaría con el techo.

2.2. Estática

5. Calcular la fuerza ejercida por cada tríceps braquial (miembro superior derecho y miembro superior izquierdo), cuyas inserciones se encuentra a 8 cm de los codos, para que el sistema formado por los antebrazos, las manos y un balón medicinal que sostiene entre las manos se encuentre en equilibrio ante una flexión de codo de 90°. El conjunto de cada antebrazo y mano tiene una masa de 3 kg y su CDM se sitúa a 15 cm del codo. El balón medicinal es de 5 kg y se sitúa a 50 cm del codo.



El peso de cada antebrazo y mano es de:

$$P = m \cdot g = 3 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 = 29,4 \text{ N}$$

El peso del balón medicinal:

$$P = m \cdot g = 5 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 = 49 \text{ N}$$

$$\Sigma M = 0 = M_{tbd} + M_{tbi} + M_{pa+md} + M_{pa+mi} + M_{pbalón}$$

$$\Sigma M = (F_{tbd} \cdot r_{tbd} \cdot \text{sen } \alpha) + (F_{tbi} \cdot r_{tbi} \cdot \text{sen } \alpha) + (P_{a+md} \cdot r_{a+md} \cdot \text{sen } \alpha) + (P_{a+mi} \cdot r_{a+mi} \cdot \text{sen } \alpha) + (P_{balón} \cdot r_{balón} \cdot \text{sen } \alpha)$$

$$\Sigma M = 2(F_{tbd} \cdot r_{tbd} \cdot \text{sen } \alpha) + 2(P_{a+md} \cdot r_{a+md} \cdot \text{sen } \alpha) + (P_{balón} \cdot r_{balón} \cdot \text{sen } \alpha)$$

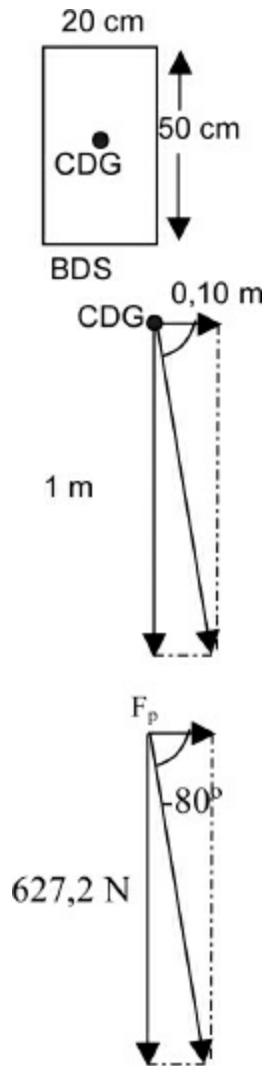
$$0 = 2(F_{tbd} \cdot 0,08 \text{ m} \cdot \text{sen } 90) + 2(-29,4 \text{ N} \cdot 0,15 \text{ m} \cdot \text{sen } 90) - (49 \text{ N} \cdot 0,50 \text{ m} \cdot \text{sen } 90)$$

$$F_{tbd} = F_{tbi} = \frac{2(29,4 \text{ N} \cdot 0,15 \text{ m} \cdot \text{sen } 90) + (49 \text{ N} \cdot 0,50 \text{ m} \cdot \text{sen } 90)}{2(0,08 \text{ m} \cdot \text{sen } 90)}$$

$$F_{tbd} = F_{tbi} = \frac{8,82 \text{ Nm} + 24,5 \text{ Nm}}{0,16 \text{ m}}$$

$$F_{tbd} = F_{tbi} = 208,25 \text{ N}$$

6. El centro de gravedad de un sujeto de 70 kg encuentra totalmente centrada su proyección en la base de sustentación, formada por un rectángulo de 20 cm de fondo y 50 cm de ancho. Si le aplicamos una fuerza externa a la altura del CDG, dirección horizontal y sentido anteroposterior, ¿cuál debe ser el módulo mínimo de la fuerza para que pierda la situación de equilibrio de traslación, si la altura del CDG se encuentra a una altura de 1 m?



Para mantener el equilibrio lineal es necesario que la fuerza resultante entre la fuerza perturbadora y el peso caiga dentro de la base de sustentación; por lo tanto, en el primer caso, la orientación de esta fuerza resultante debe tener un ángulo con la horizontal mayor que el que tiene la resultante de las distancias del CDG con la BDS (antero-posterior y en altura), que es de:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\text{cateto opuesto}}{\text{cateto contiguo}} = \frac{-1 \text{ m}}{0,10 \text{ m}}$$

$$\operatorname{tg} \alpha = -10$$

$$\operatorname{arccotg} -10 = -84,28^\circ$$

Para que la resultante entre el peso y la fuerza perturbadora tenga una orientación de $-84,28^\circ$, la fuerza perturbadora tiene que tener un módulo de:

$$P = mg = 70 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 = 686 \text{ N}$$

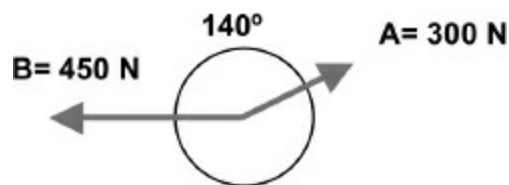
$$\text{cateto contiguo} = \frac{\text{cateto opuesto}}{\text{tg}(-84,28^\circ)} \implies$$

$$\implies F_p = \frac{P}{\text{tg}(-84,28^\circ)}$$

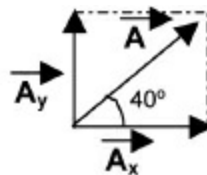
$$F_p = \frac{-686}{-10} = 68,6 \text{ N}$$

Cualquier fuerza perturbadora superior a 68,6N producirá la pérdida de equilibrio lineal.

7. **Dos jugadores de baloncesto, en un saque neutral, golpean a la vez el balón tal y como muestra el gráfico. Calcula la fuerza resultante (modulo y orientación). La fuerza "B" (450 N) es totalmente horizontal y forma con "A" (300 N) un ángulo de 140°.**



La fuerza ejercida por el jugador "A" forma un ángulo de 40° con la horizontal y se puede descomponer en dos componentes: una horizontal y otra vertical:



$$\text{sen } 40^\circ = \frac{\text{cateto opuesto}}{\text{hipotenusa}} = \frac{A_y}{A}$$

$$A \cdot \text{sen } 40^\circ = A_y$$

$$300 \text{ N} \cdot \text{sen } 40^\circ = A_y$$

$$192,83 \text{ N} = A_y$$

$$\cos 40^\circ = \frac{\text{cateto contiguo}}{\text{hipotenusa}} = \frac{A_x}{A}$$

$$A \cdot \cos 40^\circ = A_x$$

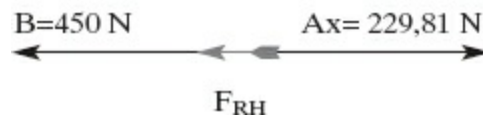
$$300 \text{ N} \cdot \cos 40^\circ = A_x$$

$$229,81 \text{ N} = A_x$$

A partir de aquí sumamos todas las fuerzas horizontales por un lado y todas las verticales por otro.

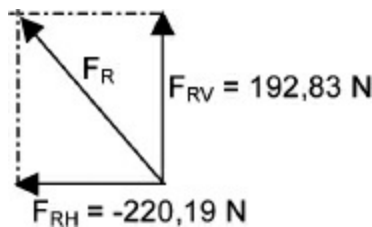
Las fuerzas horizontales que actúan en este sistema son: la fuerza ejercida por el jugador B (450N) y la componente horizontal del jugador A (229,81 N). Así pues, la fuerza resultante horizontal será:

$$F_{RH} = -450 \text{ N} + 229,81 \text{ N} = -220,19 \text{ N}$$



Lo que va a la izquierda se considera negativo y lo que va a la derecha es positivo.

La fuerza vertical que actúa en este sistema es únicamente la componente vertical del jugador A (192,83 N).



El módulo de la fuerza resultante se calcula por el teorema de Pitágoras:

$$F_R = \sqrt{F_{RH}^2 + F_{RV}^2} = \sqrt{(-220,19)^2 + (192,83)^2} = 292,68 \text{ N}$$

Y la orientación se calcula con cualquier razón trigonométrica, por ejemplo la de la tangente:

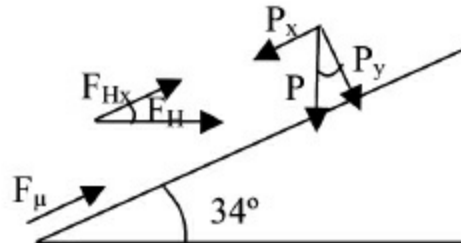
$$\operatorname{tag} \alpha = \frac{F_{RV}}{F_{RH}} = \frac{192,83 \text{ N}}{-220,19 \text{ N}} = -0,87$$

$$\operatorname{arctg} (-0,87) = 138,08^\circ$$

8. Un trineo con una masa de 200 kg se encuentra en una pendiente de 34° ; el coeficiente de rozamiento es de 0,1. Calcular la fuerza horizontal que debemos aplicar al trineo para que no se mueva.

Si no se mueve, la aceleración es nula y por lo tanto el sumatorio de todas las fuerzas es igual a cero:

$$\Sigma F = 0 = F_\mu + P_x + F_{Hx} = m \cdot a \rightarrow 0$$



$$0 = -\mu \cdot m \cdot g \cdot \cos 34 + m \cdot g \cdot \operatorname{sen} 34 + F_H \cdot \cos 34$$

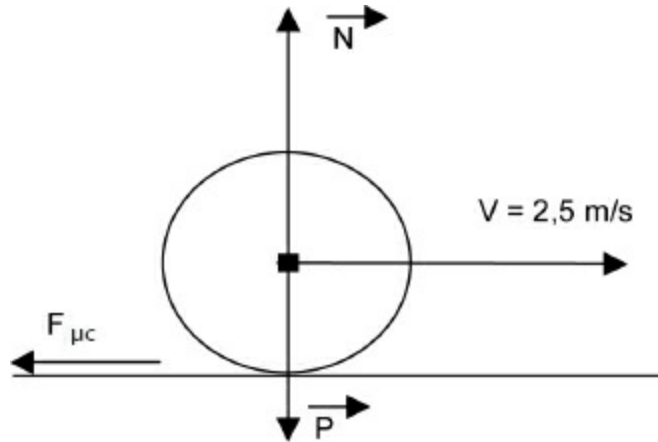
$$0 = -0,1 \cdot 200 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot 0,83 + 200 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot 0,55 + 0,83 F_H$$

$$F_H = \frac{-915,32}{0,83} = -1102,41 \text{ N}$$

Negativa porque tiene sentido opuesto a las fuerzas F_μ y P_x , que hemos considerado positivas.

2.3. Dinámica

9. Un jugador de petanca lanza sobre la tierra una bola con una velocidad de 2,5 m/s. Si tarda en detenerse por completo 3 segundos, calcula el coeficiente de rozamiento entre la bola y el suelo.



Sabiendo que:

$$a = \frac{V_f - V_i}{t} \text{ y que la piedra se detiene del todo (} V_f = 0 \text{)}$$

$$a = \frac{-V_i}{t} = \frac{2,5 \text{ m/s}}{3 \text{ s}} \quad a = -0,83 \text{ m/s}^2$$

Como la fuerza de rozamiento es directamente proporcional a la aceleración que le trasmite:

$$F_{\mu} = \mu \cdot N = m \cdot a$$

La fuerza normal en este caso tiene el mismo módulo que el peso pero sentido opuesto:

$$\mu m \cdot (-g) = m \cdot a$$

$$\mu = \frac{-0,83 \text{ m/s}^2}{-9,8 \text{ m/s}^2}$$

$$\mu = 0,084$$

10. Un jugador de fútbol golpea el balón (inicialmente en reposo y con una masa de 420 g) con una fuerza de 400 N. Sabiendo que el tiempo de contacto entre el pie del jugador y el balón ha sido de 0,004 segundos, calcular la velocidad transmitida al balón.

El impulso es igual a la cantidad de movimiento:

$$I = P$$

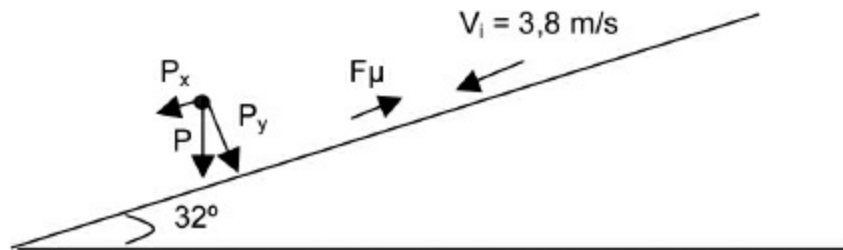
$$F \cdot t = m \Delta V$$

$$400 \text{ N} \cdot 0,004 \text{ s} = 0,42 \text{ kg} \cdot (V_f - 0 \text{ m/s})$$

$$V_f = \frac{400 \text{ N} \cdot 0,004 \text{ s}}{0,42 \text{ kg}}$$

$$V_f = 3,80 \text{ m/s}$$

11. Un esquiador sufre una caída y como consecuencia se le suelta un esquí que cae deslizándose por una pendiente de 32° con una velocidad inicial de $3,8 \text{ m/s}$. Calcular el espacio recorrido por deslizamiento antes de pararse y el coeficiente de rozamiento entre el esquí y la superficie, sabiendo que tarda 5 segundos en detenerse por completo. ¿Cuánto espacio recorrería si la pendiente fuera de 35° ?



$$\Sigma F = m \cdot a = F\mu + P_x$$

$$ma = \mu N + P_x; \text{ siendo } N = P_y$$

$$\cancel{m}a = -\mu \cdot \cancel{m} \cdot g \cdot \cos 32 + \cancel{m} \cdot g \cdot \sin 32$$

$$a = -\mu \cdot g \cdot \cos 32 + g \cdot \sin 32$$

$$a = -\mu \cdot 9,8 \cdot \cos 32 + 9,8 \cdot \sin 32$$

$$a = \frac{V_f - V_i}{t} \quad \text{si el esquí se para, la velocidad final es cero, luego:}$$

$$a = \frac{-V_i}{t} = -\mu \cdot 9,8 \cos 32 + 9,8 \sin 32$$

$$\frac{-3,8 \text{ m/s}}{5 \text{ s}} = -\mu \cdot 9,8 \cdot \cos 32 + 9,8 \cdot \sin 32$$

$$\frac{-0,76 \text{ m} - 5,19 \text{ m/s}^2}{8,31 \text{ m/s}^2} = -\mu$$

$$\mu = 0,71$$

$$\frac{V_f + V_i}{2} = \frac{e}{t}$$

$$e = \frac{V_i \cdot t}{2} = \frac{3,8 \text{ m/s} \cdot 5 \text{ s}}{2}$$

$$e = 9,5 \text{ m}$$

Si la pendiente fuera de 35°:

$$a = -\mu \cdot 9,8 \cdot \cos 35 + 9,8 \cdot \sin 35$$

$$a = -0,71 \cdot 9,8 \cdot \cos 35 + 9,8 \cdot \sin 35$$

$$a = -5,69 + 5,62$$

$$a = -0,07 \text{ m/s}^2$$

$$a = \frac{-V_i}{t}$$

$$t = \frac{-V_i}{a} = \frac{-3,8 \text{ m/s}}{-0,07 \text{ m/s}^2}$$

$$t = 54,28 \text{ s}$$

$$\frac{V_f + V_i}{2} = \frac{e}{t}$$

$$e = \frac{V_i \cdot t}{2} = \frac{3,8 \text{ m/s} \cdot 54,28 \text{ s}}{2}$$

$$e = 103,13 \text{ m}$$

12. En una pista de hielo, el patinador “a” de 60 kg se desliza por la pista a una velocidad de 0,6 m/s y da alcance al patinador “b” de 79 kg que se desliza a una velocidad de 0,3 m/s en la misma dirección y sentido, y a partir de ahí se deslizan juntos. Calcular la velocidad alcanzada por el sistema formado por el conjunto de los dos patinadores en el instante que se juntan.

El principio de la cantidad de movimiento nos dice que:

$$P_{\text{antes}} = P_{\text{después}}$$

$$m_a \cdot V_a + m_b \cdot V_b = (m_a + m_b) \cdot V_{\text{sistema}}$$

$$V_{\text{sistema}} = \frac{m_a \cdot V_a + m_b \cdot V_b}{(m_a + m_b)}$$

$$V_{\text{sistema}} = \frac{60 \text{ kg} \cdot 0,6 \text{ m/s} + 79 \text{ kg} \cdot 0,3 \text{ m/s}}{(60 + 79) \text{ kg}}$$

$$V_{\text{sistema}} = \frac{36 \text{ kg} \cdot \text{m/s} + 23,7 \text{ kg} \cdot \text{m/s}}{139 \text{ kg}}$$

$$V_{\text{sistema}} = 61,38 \text{ m/s}$$

2.4. Trabajo y energía

13. En un partido de fútbol, el balón, con una masa de 300 g, se desplaza rodando por el suelo a una velocidad lineal de 1,5 m/s cuando un jugador lo golpea en la misma dirección y sentido de su trayectoria aplicándole un trabajo de 5.521,5 J. Calcular la velocidad que adquiere el balón después del golpeo.

El trabajo realizado por el jugador produce una variación en la energía cinética del balón de igual magnitud que el trabajo:

$$\begin{aligned}
W &= E_{C\text{final}} - E_{C\text{inicial}} \\
W &= \frac{1}{2} m \cdot V_f^2 - \frac{1}{2} m \cdot V_i^2 \\
5.521,5 \text{ J} &= \frac{1}{2} 0,3 \text{ kg } V_f^2 - \frac{1}{2} 0,3 \text{ kg} \cdot (1,5 \text{ m/s})^2 \\
5.521,5 \text{ J} + \frac{1}{2} 0,3 \text{ kg} \cdot (1,5 \text{ m/s})^2 &= \frac{1}{2} 0,3 \text{ kg } V_f^2
\end{aligned}$$

$$\sqrt{\frac{2 \cdot (5.521,5 \text{ J} + \frac{1}{2} 0,3 \text{ kg} \cdot (1,5 \text{ m/s})^2)}{0,3 \text{ kg}}} = V_f$$

$$V_f = 6,25 \text{ m/s}$$

14. En un saque neutral de baloncesto, el árbitro lanza el balón de 250 g totalmente vertical. Sabiendo que el balón asciende 2 m desde que despegue de la mano del arbitro, calcular la energía en el momento del despegue y la energía potencial y la cinética a mitad de la subida.

La energía total es igual a la suma de la energía cinética más la energía potencial.

$$E_{\text{total}} = E_c + E_p$$

En el momento de despegue la energía es únicamente cinética, y en el momento que alcance la altura máxima, la energía es únicamente potencial.

Gracias a la ley de conservación de la energía, la energía total es igual a la energía cinética inicial e igual a la energía potencial en la altura máxima.

$$E_{\text{total}} = E_{C\text{inicial}} = E_{P\text{máx}} = m \cdot g \cdot h$$

Sustituyendo en la fórmula:

$$E_{\text{total}} = E_{C\text{inicial}} = E_{P\text{máx}} = 0,25 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot 2 \text{ m}$$

$$E_{\text{total}} = E_{C\text{inicial}} = E_{P\text{máx}} = 4,9 \text{ J}$$

$$E_{\text{total}} = E_{C\text{inicial}} = E_{P\text{máx}} = 4,9 \text{ J}$$

La E_p a mitad de la subida, a 1 m de altura será:

$$E_{P1\text{m}} = m \cdot g \cdot h$$

$$E_{P1\text{m}} = 0,25 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot 1 \text{ m}$$

$$E_{P1\text{m}} = 2,45 \text{ J}$$

Atendiendo de nuevo a la ley de conservación de la energía, la energía total a mitad de la subida será igual que la energía total inicial, es decir, igual a 4,9 J.

Y sabiendo que la energía total es igual a la suma de la energía cinética más la energía potencial:

$$E_{total1m} = E_{c1m} + E_{p1m}$$

$$E_{c1m} = E_{total1m} - E_{p1m}$$

$$E_{c1m} = 4,9 \text{ J} - 2,45 \text{ J}$$

$$E_{c1m} = 2,45 \text{ J}$$

15. Un jugador de pádel golpea la pelota de 50 g con una velocidad de 17 m/s y un ángulo de 30°. Calcular la altura máxima alcanzada, la energía mecánica en el punto más alto, la altura alcanzada al cabo de 0,7 s y las energías cinética y potencial en ese momento.

Se trata de un movimiento parabólico.

Para calcular la altura máxima, en primer lugar necesitamos conocer la componente vertical de la velocidad inicial:

$$V_{iy} = V_i \cdot \text{sen } 30$$

$$V_{iy} = 17 \text{ m/s} \cdot \text{sen } 30$$

$$V_{iy} = 8,5 \text{ m/s}$$

La altura máxima se calcula con la siguiente fórmula:

$$h = V_{iy} \cdot t_s + \frac{1}{2} g \cdot t_s^2$$

Pero desconocemos la altura (h) y el tiempo de subida (t_s). Por lo que calculamos primero el tiempo de subida.

$$g = \frac{V_{fy} - V_{iy}}{t_s} \implies t_s = \frac{V_{fy} - V_{iy}}{g}$$

$$t_s = \frac{-V_{iy}}{g} = \frac{-8,5 \text{ m/s}}{-9,8 \text{ m/s}^2} = 0,86 \text{ s}$$

La gravedad es negativa porque desacelera el movimiento.

La altura máxima:

$$h = 8,5 \text{ m/s} \cdot 0,86 \text{ s} - \frac{1}{2} 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot (0,86 \text{ s})^2$$

$$h = 7,31 - 3,62 = 3,69 \text{ m}$$

La energía mecánica en el punto más alto:

$$E_m = E_{cinética} + E_{potencial}$$

$$E_m = \frac{1}{2} m \cdot V^2 + m \cdot g \cdot h$$

En el eje horizontal existe energía cinética, puesto que hay velocidad, sin embargo en el eje vertical sólo hay energía potencial.

$$E_m = \frac{1}{2} m \cdot V_x^2 + m \cdot g \cdot h$$

$$E_m = \frac{1}{2} 0,05 \text{ kg} \cdot (V_i \cos 30)^2 + 0,05 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot 3,69 \text{ m}$$

$$E_m = \frac{1}{2} 0,05 \text{ kg} \cdot (17 \text{ m/s} \cos 30)^2 + 0,05 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot 3,69 \text{ m}$$

$$E_m = 5,41 + 1,80 = 7,21 \text{ julios}$$

Al cabo de 0,7 s la altura alcanzada será:

$$h = 8,5 \text{ m/s} \cdot 0,7 \text{ s} - \frac{1}{2} 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot (0,7 \text{ s})^2$$

$$h = 5,95 - 3,43 = 2,52 \text{ m}$$

La energía mecánica se conserva:

$$E_m = 7,21 \text{ julios} = E_c + E_p$$

$$7,21 \text{ J} = \frac{1}{2} m \cdot V^2 + m \cdot g \cdot h$$

La energía potencial será:

$$E_p = m \cdot g \cdot h = 0,05 \text{ kg} \cdot 9,8 \text{ m/s}^2 \cdot 2,52 \text{ m}$$

$$E_p = 1,23 \text{ julios}$$

Así que la energía cinética será:

$$E_c = E_m - E_p$$

$$E_c = 7,21 \text{ J} - 1,23 \text{ J} = 5,98 \text{ J}$$

16. En una partida de billar, la bola blanca golpea a una bola rayada que se encuentra en reposo. La energía cinética de la bola blanca antes del choque era de 0,5 J; tras la colisión la bola blanca sale despedida con un ángulo de 12° y la bola rayada con un ángulo de 25°; la masa de las bolas es de 1 kg. Calcular la energía cinética después del choque de cada una de las bolas considerando que se trata de un choque elástico.

La energía cinética de la bola blanca antes del choque es:

$$E_{c \text{ antes}} = \frac{1}{2} m_{\text{blanca}} \cdot V_{\text{blanca antes}}^2$$

De esta fórmula podemos sacar la velocidad de la bola blanca antes del

choque:

$$V_{\text{blanca antes}}^2 = \frac{E_c \text{ antes}}{1/2 m_{\text{blanca}}} = \frac{0,5 \text{ J}}{1/2 \cdot 1 \text{ kg}} = 1 \text{ m}^2/\text{s}^2$$

$$V_{\text{blanca antes}} = 1 \text{ m/s julios}$$

Recordemos que la piedra B está quieta ($V=0$) por lo que carece de energía cinética antes del choque.

Al tratarse de un choque elástico se conserva la cantidad de movimiento, luego:

$$\vec{P}_{\text{antes}} = \vec{P}_{\text{después}}$$

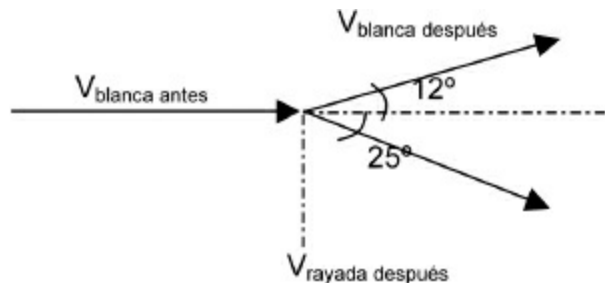
Antes del choque sólo tiene movimiento la bola blanca, luego:

$$\vec{P}_{\text{antes}} = m_{\text{blanca}} \vec{V}_{\text{blanca antes}}$$

Después del choque, las dos bolas se mueven, luego:

$$\vec{P}_{\text{después}} = \vec{P}_{\text{blanca después}} + \vec{P}_{\text{rayada después}}$$

Las velocidades después del choque no las conocemos, pero sabemos sus orientaciones.



Como la cantidad de movimiento antes del choque es igual a la de después del choque:

$$P_{\text{antes}} = P_{\text{después}}$$

$$m_{\text{blanca}} \cdot V_{\text{blanca antes}} = m_{\text{blanca}} \cdot V_{\text{blanca después}} + m_{\text{rayada}} \cdot V_{\text{rayada después}}$$

Como las masas de ambas bolas son iguales, podemos simplificar:

$$V_{\text{blanca antes}} = V_{\text{blanca después}} + V_{\text{rayada después}}$$

Las velocidades las podemos descomponer en componentes

perpendiculares entre ellas, de tal forma que trabajaremos, por un lado, las componentes “x” y, por otro, las componentes “y”.

$V_{\text{blanca antes}}$ según el dibujo, sólo tiene componentes “x”, luego:

$$V_{\text{blanca Xantes}} = 1 \text{ m/s}$$

$$V_{\text{blanca Yantes}} = 0 \text{ m/s}$$

$V_{\text{blanca después}}$ del choque se descompone en:

$$V_{\text{blanca Xdespués}} = V_{\text{blanca después}} \cdot \cos 12$$

$$V_{\text{blanca Ydespués}} = V_{\text{blanca después}} \cdot \sin 12$$

Del mismo modo, V_B después del choque se descompone en:

$$V_{\text{rayada Xdespués}} = V_{\text{rayada después}} \cdot \cos (25)$$

$$V_{\text{rayada Ydespués}} = V_{\text{rayada después}} \cdot \sin (25)$$

A partir de aquí:

$$V_{\text{blanca Xantes}} = V_{\text{blanca Xdespués}} + V_{\text{rayada Xdespués}}$$

$$V_{\text{blanca Yantes}} = V_{\text{blanca Ydespués}} + V_{\text{rayada Ydespués}}$$

Sustituyendo:

$$1 \text{ m/s} = V_{\text{blanca después}} \cdot \cos 12 + V_{\text{rayada después}} \cdot \cos (-25)$$

$$0 \text{ m/s} = V_{\text{blanca después}} \cdot \sin 12 + V_{\text{rayada después}} \cdot \sin (-25)$$

Tenemos un sistema con dos incógnitas:

$$1 \text{ m/s} = 0,84 \cdot V_{\text{blanca después}} + 0,99 \cdot V_{\text{rayada después}}$$

$$0 \text{ m/s} = -0,53 \cdot V_{\text{blanca después}} + 0,13 \cdot V_{\text{rayada después}}$$

Despejando en la segunda ecuación nos queda:

$$V_{\text{blanca después}} = \frac{0,13}{0,53} \cdot V_{\text{rayada después}}$$

$$V_{\text{blanca después}} = 0,24 \cdot V_{\text{rayada después}}$$

Sustituyendo en la primera ecuación:

$$1 \text{ m/s} = 0,84 \cdot 0,24 \cdot V_{\text{rayada después}} + 0,99 \cdot V_{\text{rayada después}}$$

$$1 \text{ m/s} = 1,19 \cdot V_{\text{rayada después}}$$

$$V_{\text{rayada después}} = \frac{1 \text{ m/s}}{1,19} = 0,84 \text{ m/s}$$

Y $V_{\text{blanca después}}$ será:

$$V_{\text{blanca después}} = 0,24 \cdot V_{\text{rayada después}}$$

$$V_{\text{blanca después}} = 0,24 \cdot 0,84 \text{ m/s}$$

$$V_{\text{blanca después}} = 0,20 \text{ m/s}$$

Una vez conocidas todas las velocidades, calculamos las energías cinéticas después del choque.

Después del choque, ambas piedras se mueven, luego ambas tienen energía cinética:

$$E_{C \text{ después}} = E_{C\text{blanca después}} + E_{C\text{rayada después}}$$

$$E_{C \text{ después}} = \frac{1}{2} m_{\text{blanca}} \cdot V_{\text{blanca después}}^2 + \frac{1}{2} m_{\text{rayada}} \cdot V_{\text{rayada después}}^2$$

$$E_{C \text{ después}} = \frac{1}{2} 1 \text{ kg} \cdot (0,20 \text{ m/s})^2 + \frac{1}{2} 1 \text{ kg} \cdot (0,84 \text{ m/s})^2$$

$$E_{C \text{ después}} = 0,1 \text{ julios} + 0,42 \text{ julios}$$

$$E_{C \text{ después}} = 0,52 \text{ julios}$$

Luego se comprueba la conservación de la energía cinética, donde:

$$E_{C\text{blanca después}} = 0,1 \text{ julios}$$

$$E_{C\text{rayada después}} = 0,42 \text{ julios}$$

PARA SABER MÁS

En las referencias bibliográficas siguientes puedes encontrar más problemas resueltos que te permitan demostrar la aplicabilidad de tus conocimientos y, en consecuencia, poder contar con una autoevaluación.

Arteaga Ortiz, R., Victoria Díaz, J. (2001) *Problemas de biomecánica para estudiantes de Educación Física*. Las Palmas de Gran Canaria, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

http://www.uam.es/personal_pdi/ciencias/ppou/Docencia/Ejercicios/ejercicios

Sanz Arazuri, E., Ponce de León Elizondo, A. (2004) *Biomecánica de la actividad física y el deporte: problemas resueltos*. Logroño, Universidad de La Rioja.

PARTE III

**BIOMECÁNICA ESTRUCTURAL
Y DE MATERIALES**

BASES ANATÓMICAS Y FISIOLÓGICAS DEL MOVIMIENTO HUMANO

10

Dr. Lisón, J.F.;¹ Dr. Sánchez-Zuriaga, D.² y Dr. Vera-García, F.J.³

1. Dpto. de Fisioterapia (Universidad CEU-Cardenal Herrera)
2. Dpto. de Anatomía y Embriología Humana (Universitat de València)
3. Centro de Investigación del Deporte (Universidad Miguel Hernández de Elche)

RESUMEN

El movimiento es el principal instrumento de trabajo para todos los profesionales del ámbito de la actividad física y de la salud. Para hacer un uso correcto del movimiento, es necesario partir de un conocimiento profundo de las bases anatómicas y fisiológicas que lo rigen.

En el capítulo que nos ocupa se abordarán los aspectos más importantes relacionados, directa o indirectamente, con el movimiento.

Se definirán los sistemas de referencia (posición anatómica, planos y ejes) utilizados para analizar y comprender el movimiento, así como los principales descriptores anatómicos.

Se estudiarán, en profundidad y desde una perspectiva eminentemente funcional, los distintos elementos que componen el aparato locomotor: huesos, articulaciones, ligamentos, tendones y músculos, así como sus estructuras, clasificaciones, propiedades y funciones.

Se revisarán los mecanismos neuromusculares fundamentales que rigen el movimiento (organización básica del sistema motor).

Se profundizará en el estudio de aquellos grupos musculares cuya participación sea determinante en la realización de actividad física. Se pretende que el lector sea capaz de analizar cualquier actividad o ejercicio físico detallando: el tipo de movimiento articular, los grupos musculares implicados y su forma de participación, así como el tipo de contracción muscular desarrollada.

Asimismo, se pretende que el lector rentabilice este esfuerzo de lectura y sea capaz de aplicar todos estos conocimientos a su ámbito profesional. Para ello, al final del presente capítulo se muestran algunos ejemplos que ponen de manifiesto que el conocimiento y dominio del movimiento pueden aplicarse de forma práctica en distintos ámbitos de actuación: entrenamiento y mejora de cualidades físicas básicas (fuerza, resistencia y flexibilidad), prevención de lesiones del aparato locomotor a partir de mecanismos lesionales, recuperación funcional del sistema músculo-esquelético poslesión, aprendizaje y/o reeducación de patrones de movimiento o de gestos deportivos, etc.

El propósito final del presente capítulo es dotar al lector de parte de los conocimientos teórico-prácticos y de la capacidad crítica necesarios para asegurar en el ejercicio de su profesión una participación física sana, segura y efectiva, entendiendo el concepto de salud desde el marco biológico. A partir de tales conocimientos, el profesional de la actividad física dispondrá, además, de una sólida base para poder optimizar, adaptar, añadir, eliminar, etc., con criterio, los contenidos de sus prácticas en términos de rendimiento y/o salud.

1. POSICIÓN ANATÓMICA, PLANOS, EJES Y MOVIMIENTOS EN EL ESPACIO

La posición anatómica del cuerpo es la postura erecta, con la cara mirando hacia delante, brazos a los costados, palmas de las manos hacia delante y los dedos en extensión. Es la posición de referencia para las definiciones y descripciones de planos y ejes del cuerpo. Se designa como posición cero para definir y medir el movimiento articular de la mayoría de las articulaciones del cuerpo.

Los planos básicos de referencia derivan de las 3 dimensiones del espacio y se disponen formando ángulos rectos entre sí. Los ejes son líneas imaginarias alrededor de las cuales tiene lugar el movimiento. Se describen 3 planos y 3 ejes ([figura 1](#)):

1. *Plano sagital o anteroposterior*. Es vertical y se extiende de delante atrás dividiendo el cuerpo en las mitades derecha e izquierda. Los movimientos de flexión y extensión tienen lugar en este plano y en torno al eje X o transversal.
2. *Plano frontal o coronal*. Es vertical y se extiende de uno a otro lado dividiendo el cuerpo en una porción anterior y otra posterior. Los movimientos de aducción o aproximación y abducción o separación tienen lugar en este plano y en torno al eje Z o sagital
3. *Plano transversal u horizontal*. Es horizontal y divide el cuerpo en las

porciones superior e inferior. Los movimientos de rotación tienen lugar en este plano y en torno al eje Y o longitudinal.

Los ejes se definen por la intersección entre los planos: el eje X viene de la intersección de los planos transversal y frontal; el eje Y de la intersección de los planos sagital y frontal, y el eje Z de los planos transversal y sagital.

PUNTO CLAVE

La posición anatómica es la referencia a partir de la cual se caracteriza el movimiento.

1.1. Descriptores anatómicos de posición y movimiento

Para la descripción de la localización anatómica y del movimiento existen una serie de términos universalmente aceptados. Al margen de las expresiones superior, inferior, anterior/ventral, posterior/dorsal, interno, externo, superficial y profundo, los términos más utilizados son:

- *Medial*. Se refiere a una posición relativamente más cercana a la línea media del cuerpo. P. ej.: Las articulaciones intervertebrales se sitúan en una posición más medial en relación con las de los miembros superiores e inferiores.
- *Lateral*. Se refiere a una posición relativamente más lejana a la línea media del cuerpo. P. ej.: En la posición anatómica el dedo pulgar se sitúa en una posición más lateral en relación con la del dedo meñique.
- *Proximal*. Se refiere a la posición más cercana a un determinado punto de referencia. P. ej.: En el miembro inferior las estructuras más proximales son aquellas más cercanas a la raíz de la extremidad; el extremo proximal del fémur se sitúa en la cadera.

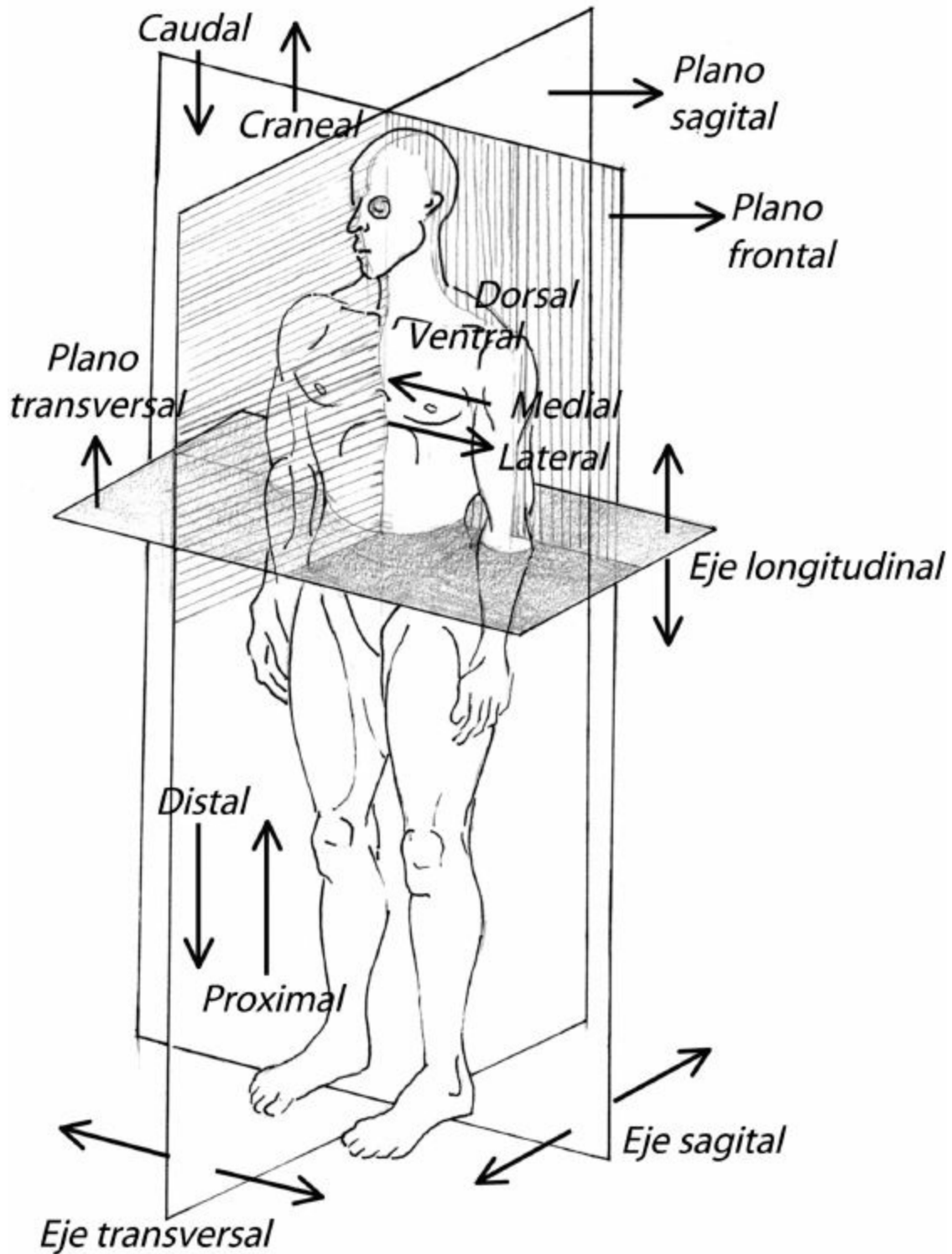


Figura 1. Planos, ejes y descriptores anatómicos.

Distal. Se refiere a la posición más alejada de un determinado punto de referencia. P. ej.: en el miembro inferior, las estructuras más distales son las

más lejanas a la raíz del miembro; el extremo distal del fémur se sitúa en la rodilla.

Cefálico. Hace referencia a algo que está cercano a la cabeza. P. ej.: la porción más cefálica del músculo recto anterior del abdomen corresponde a la 1ª de sus 4 porciones, es decir, a la porción más próxima a la cabeza.

Caudal. Hace referencia a algo que está cercano a los pies. P. ej., la porción más caudal del músculo recto anterior del abdomen corresponde a su 4ª porción, es decir, a la porción más próxima a los pies.

Ipsolateral/homolateral. Hace referencia a estructuras ubicadas en una misma parte del cuerpo (derecha o izquierda). P. ej.: los miembros superior e inferior derechos se consideran extremidades ipsolaterales.

Contralateral/heterolateral. Hace referencia a estructuras ubicadas en partes distintas del cuerpo. P. ej.: el miembro superior derecho y el miembro inferior izquierdo se consideran contralaterales.

2. EL APARATO LOCOMOTOR

Los componentes anatómicos del aparato locomotor son los huesos, articulaciones, tendones, ligamentos y músculos.

2.1. Los huesos

2.1.1. Composición química

Si bien no todos los huesos son iguales en tamaño y consistencia, de promedio, su composición química es del 25% de agua, 50% de minerales (principalmente fosfato y carbonato de calcio) y 25% de materia orgánica (principalmente colágeno y otras proteínas).

2.1.2. Funciones

El proceso evolutivo del esqueleto humano le ha permitido desarrollar las siguientes funciones: dotar de estructura y forma al cuerpo humano; proporcionar a los músculos un sistema de palancas sobre las cuales poder ejercer sus acciones (el esqueleto humano está compuesto por más de 200 huesos en los cuales se insertan más de 500 músculos); proteger a los

sistemas y órganos internos más vulnerables (sistema nervioso central, corazón, pulmones y órganos pélvicos); producir parte de los componentes formes de la sangre (glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas), y almacenar diversas sustancias necesarias para la vida (grasa, calcio y fosfato) (Davis *et al.*, 2000).

2.1.3. Clasificación de los huesos

Atendiendo a su estructura, los huesos pueden clasificarse en:

- A) Huesos planos, p. ej., huesos del cráneo, esternón.
- B) Huesos irregulares, p. ej., vértebras, rótula, huesos sesamoideos.
- C) Huesos cortos, p. ej., huesos del carpo y del tarso.
- D) Huesos largos, p. ej., fémur, tibia, peroné, húmero, cúbito, radio.

Las formas y tamaños de los huesos están íntimamente relacionadas con las funciones que desempeñan. En este sentido, los huesos largos tienen especial interés en el estudio del movimiento.

2.1.4. Estructura y crecimiento del hueso largo

Un hueso largo consiste básicamente en una caña hueca, la diáfisis, y dos extremos alargados a nivel de los cuales se encuentran las articulaciones, las epífisis. El espacio hueco de las cañas está constituido por médula ósea (estructura responsable de la producción de los componentes formes de la sangre) y la parte de la caña próxima a la epífisis se denomina metáfisis (figura 2).

La estructura del hueso confiere la máxima resistencia con el mínimo peso. Para ello, la porción más externa del hueso, denominada cortical, está compuesta por tejido óseo compacto, de consistencia dura y aspecto sólido. El resto del hueso es tejido óseo esponjoso, de menor densidad, pero caracterizado por una exquisita organización trabecular en la que las células óseas que lo constituyen se disponen siguiendo unas líneas de fuerza cuya orientación viene determinada por el tipo de carga que el hueso soporta (Kapandji, 2006).

La superficie del hueso, a excepción de las epífisis, está recubierta por una capa de tejido conjuntivo: el periostio. La función del periostio es dar

inserción a los tendones musculares en el hueso, así como nutrirlo y facilitar su crecimiento. La superficie articular de la epífisis está cubierta por cartílago hialino (cartílago articular) cuya función es la de facilitar el movimiento y absorber los choques transmitidos a la articulación durante el mismo (Astrand y Rodalh, 1992).

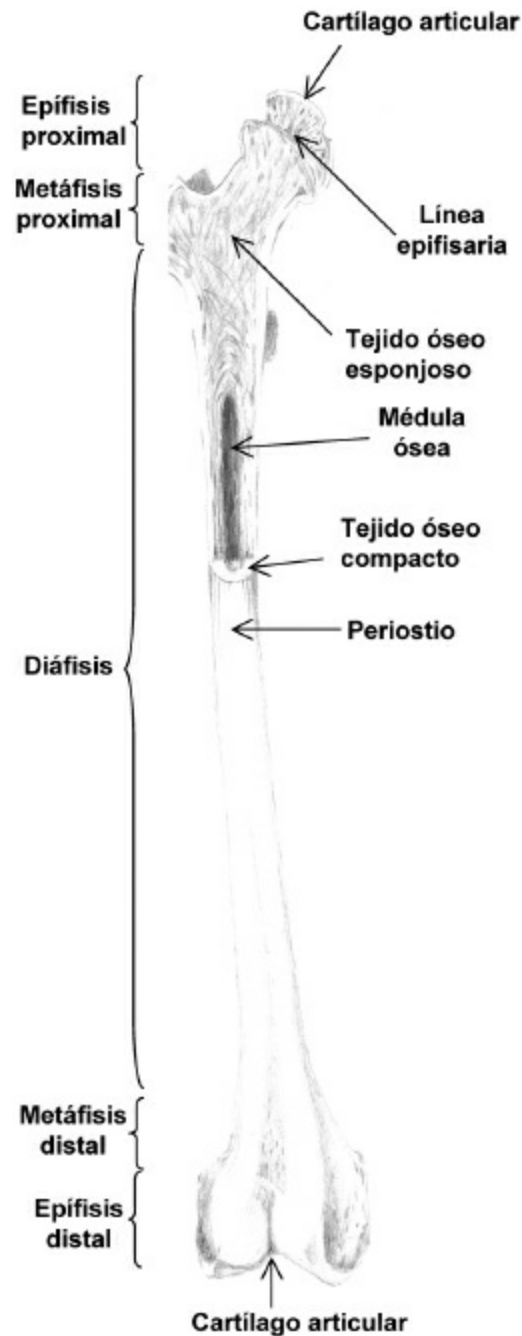


Figura 2. Estructura de un hueso largo típico (fémur).

El hueso es un tejido vivo y, como tal, está sujeto a un continuo proceso de formación-destrucción. En este sentido, los distintos componentes celulares del hueso se asocian a funciones específicas: los osteoblastos están implicados en la formación de hueso; los osteocitos, en el mantenimiento del hueso como un tejido vivo, y los osteoclastos, en la destrucción y reabsorción.

Este complejo proceso de formación-destrucción está condicionado por las fuerzas que el hueso soporta. En términos generales, se puede afirmar que la realización de actividad física favorece la formación de hueso, aumentando su densidad y haciéndolo más resistente a las distintas cargas, y que las actividades físicas que someten a mayores cargas a los huesos (p.ej., cargas directas con pesas u otros implementos, impactos, vibraciones, etc.), determinan un mayor aumento de su densidad ósea.

2.2. Las articulaciones

Las estructuras que unen las diferentes partes del esqueleto se denominan articulaciones. En el cuerpo humano encontramos alrededor de 200.

2.2.1. Clasificación

Las articulaciones pueden clasificarse desde el punto de vista estructural (fibrosas, cartilagosas y sinoviales) y funcional (sinartrosis, anfiartrosis y diartrosis):

- A) *Sinartrosis o de unión fibrosa*. Se trata de articulaciones que carecen de movilidad. El espacio entre los huesos está ocupado por tejido fibroso. P. ej.: huesos del cráneo.
- B) *Anfiartrosis o de unión cartilaginosa*. Se trata de articulaciones semimóviles. Constan de dos superficies articulares generalmente planas y revestidas de un tejido cartilaginoso articular entre las que se interpone un fibrocartílago de espesor variable. El sistema viene estabilizado por una serie de ligamentos periféricos que rodean la articulación. P. ej.: sínfisis pubiana y articulaciones intervertebrales.
- C) *Diartrosis o de unión sinovial*. Se trata de articulaciones móviles ([figura 3](#)). Muchas de las articulaciones del cuerpo, incluyendo todas las articulaciones de las extremidades, corresponden al grupo sinovial

(Gutiérrez, 1998).

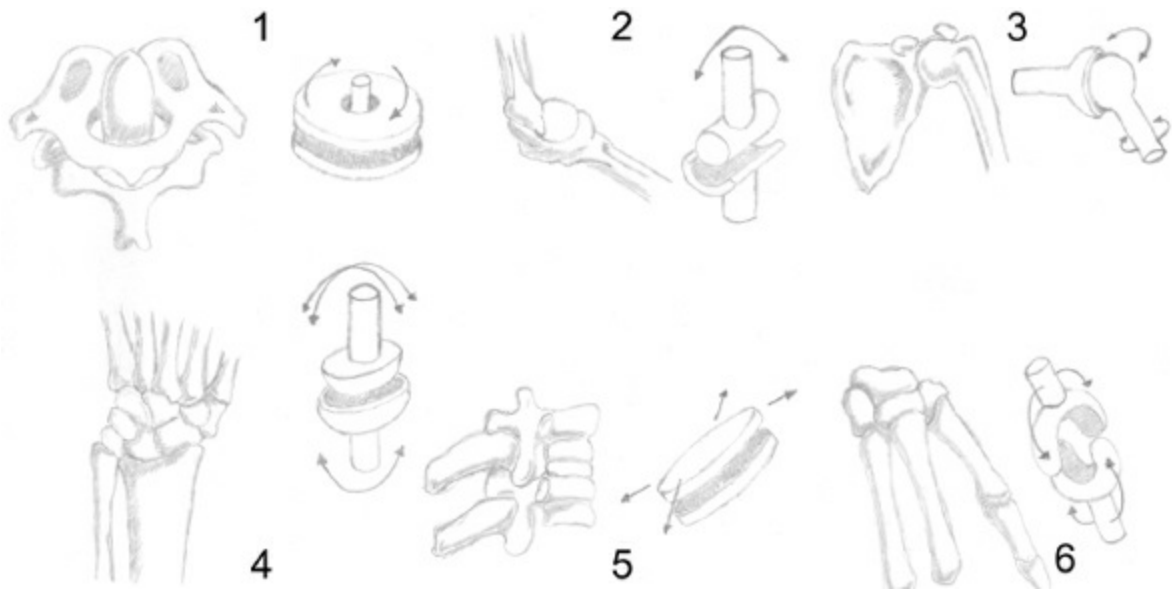


Figura 3. Tipos de articulación de unión sinovial o diartrosis. 1) Trocoide. 2) Tróclea. 3) Enartrosis. 4) Condílea. 5) Artrodia. 6) Encaje recíproco.

Las diartrosis o articulaciones de unión sinovial se subclasifican, a su vez, en:

- 1) *Enartrosis*. Las superficies articulares son esféricas. Se trata de una esfera maciza encajada en una esfera hueca. Es el tipo de articulación más móvil del organismo. P. ej.: articulaciones escapulohumeral y coxofemoral.
- 2) *Condílea*. Las superficies articulares son elípticas. Se trata de un ovoide macizo encajado en un ovoide hueco. P. ej.: articulaciones radiohumeral y metacarpofalángica.
- 3) *Encaje recíproco o silla de montar*. Cada superficie es, a su vez, cóncava y convexa, coincidiendo la convexidad de una con la concavidad de la otra. P. ej.: articulación entre el hueso trapecio y el primer hueso metacar-piano.
- 4) *Tróclea*. Las superficies articulares son caras curvas formando una polea. P. ej.: articulaciones cubitohumeral y de la rodilla.
- 5) *Trocoide*. Uno de los huesos es cilíndrico y macizo, y el otro es cilíndrico y hueco y abraza al primero. P. ej.: articulación radiocubital.
- 6) *Artrodia*. Las superficies articulares son planas. P. ej.: articulaciones

intercarpianas.

PUNTO CLAVE

Las articulaciones del tipo diartrosis (unión sinovial) son las que conceden mayor movilidad.

2.2.2. Estructura de la articulación sinovial

Las articulaciones sinoviales se componen de un conjunto de estructuras blandas (cápsula articular, ligamentos, bolsas serosas y vainas sinoviales) y duras (huesos y meniscos articulares), mediante las cuales están unidos dos o más huesos ([figura 4](#)).

La cápsula articular es la estructura que rodea y refuerza la articulación. La capa externa de la cápsula articular está formada por fibras de colágeno cuya resistencia a la tracción es muy elevada. En la capa interna de las cápsulas, denominada membrana sinovial, se produce el líquido sinovial.

El líquido sinovial se compone de plasma y de un alto contenido en proteínas. Es un líquido pálido, viscoso y altamente lubricante, y sus funciones son: minimizar el desgaste por fricción de las diferentes estructuras de las articulaciones durante el movimiento, nutrir las células del cartílago articular y actuar como elemento de fagocitosis y de eliminación de elementos patógenos y/o de residuos de trabajo articular.

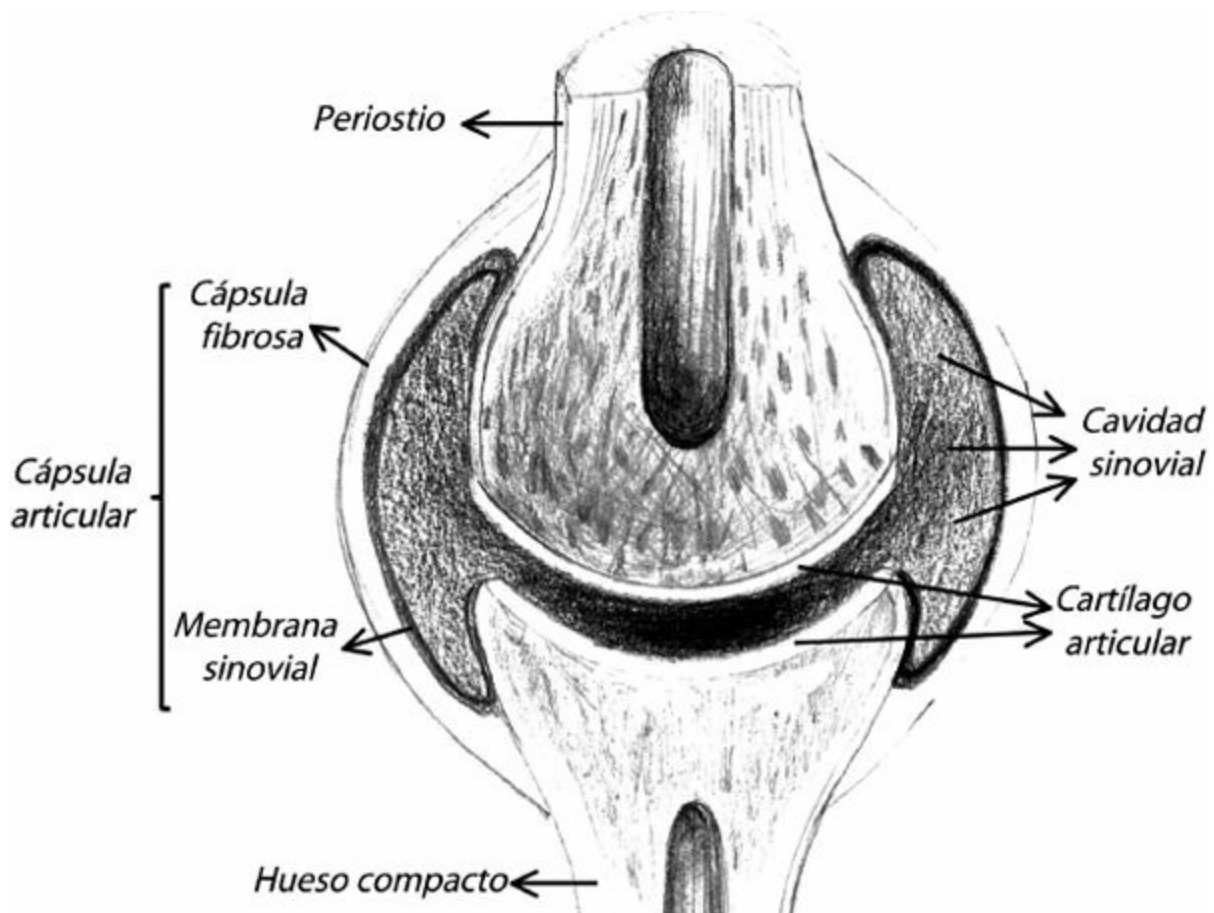


Figura 4. Estructura de la articulación sinovial.

Las membranas de refuerzo en la pared de la cápsula se denominan ligamentos, y son extremadamente fuertes. La denominación de éstos se establece según su función, o bien de acuerdo con los huesos entre los cuales se extienden (p. ej., el ligamento calcaneoperoneo se sitúa entre los huesos calcáneo y peroné).

Acoplándose a la estructura de algunas articulaciones encontramos las denominadas bolsas serosas. Estas estructuras también suministran líquido sinovial a las articulaciones. Las bolsas serosas se localizan en todos aquellos lugares en los que se pueden producir desgastes por rozamiento: entre músculos, tendones y músculos, tendones y huesos, etc.

Las superficies articulares de dos huesos que articulan suelen ser, por lo general, congruentes. No obstante, en aquellas articulaciones en las que los huesos no se ajustan completa y correctamente existen unas capas de fibrocartílago cuya función es solucionar dichos desajustes. Dichas capas de fibrocartílago reciben el nombre de meniscos cuando penetran parcialmente

en la articulación, o bien de discos cuando separan por completo los dos huesos (Ahonen et al., 2001).

2.2.3. Función de las articulaciones sinoviales

La función mecánica de las articulaciones sinoviales es triple: 1) transmitir las fuerzas entre los huesos, 2) asegurar la estabilidad durante los movimientos y 3) lubricar las superficies articulares para reducir al máximo el coeficiente de rozamiento entre huesos.

Una articulación sinovial puede permitir movimiento en torno a uno, dos o tres ejes. Cada eje es referido a un *grado de libertad de movimiento*. Así, una articulación que permita movimiento en torno a sus 3 ejes poseerá 3 grados de libertad (posibilidad de movimientos en los tres planos).

La geometría de las articulaciones sinoviales determinará en gran medida las características del movimiento entre sus segmentos óseos. De ese modo, la arquitectura de las superficies articulares (morfología, tamaño y radio de curvatura) y la disposición de los ligamentos articulares son los principales factores que van a condicionar los grados de libertad y las amplitudes de movimiento articulares. Así, las articulaciones del tipo enartrosis confieren los tres grados de libertad y permiten el movimiento en los 3 planos del espacio (flexión/extensión, aducción/abducción y rotación axial). Las del tipo condílea conceden 2 grados de libertad y permiten los movimientos flexión/extensión y aducción/abducción. Las del tipo encaje recíproco permiten movimientos de limitada amplitud en los planos frontal y sagital. Las del tipo tróclea y trocoide dotan a la articulación de un solo grado de libertad, movimientos de flexión-extensión para la primera, y de rotación axial para la segunda. Las artrodias, por último, son las de menor movilidad y en ellas sólo son posibles pequeños movimientos de deslizamiento.

Los grados de libertad de las distintas articulaciones sinoviales del cuerpo humano pueden consultarse en los distintos tratados de anatomía y de cinesiología (Schünke *et al.*, 2005; Kapandji, 2006).

Por otra parte, los grados de libertad de movimiento que posee una articulación suelen estar en relación directa con el número de músculos que la atraviesan, siendo necesarios más músculos en las articulaciones con más grados de libertad.

PUNTO CLAVE

La movilidad de las articulaciones sinoviales está fundamentalmente supeditada a la arquitectura ósea y al dispositivo ligamentoso.

2.2.4. Cadenas cinéticas

La movilidad articular adquiere complejidad cuando son varias las articulaciones que intervienen en un movimiento. El encadenamiento de acciones sobre distintas articulaciones debe ser armónico y coordinado. Dicho encadenamiento, comúnmente denominado *cadena cinética* (CC), es el esquema sobre el cual se apoyan la mayor parte de los actos de nuestro aparato locomotor.

Las CC se pueden clasificar en función de la resistencia a vencer y del funcionamiento de la cadena, aspectos que están íntimamente relacionados. Así, podemos diferenciar entre:

- *CC abiertas o secuenciales*. El segmento final de la cadena está libre y no hay que vencer una gran resistencia externa que limite o determine la trayectoria del movimiento. Todas las partes de la cadena contribuyen al movimiento, pero no simultáneamente. Generalmente, los grupos musculares van actuando de forma escalonada o secuencial desde los segmentos proximales hasta los distales. Se utilizan en movimientos rápidos y amplios, como los lanzamientos y golpes, en los que se realiza una acción de “latigazo”, es decir, el movimiento parte del segmento más proximal y pesado y se va transmitiendo a los segmentos más alejados y ligeros. Estas cadenas tienen una alta exigencia mecánica, y un ligero fallo de coordinación puede suponer una pérdida de rendimiento (falta de precisión o velocidad) e incluso una lesión.
- *CC cerradas o de empuje* : El elemento distal está fijo o tiene que vencer una gran resistencia externa que impide o dificulta el movimiento libre. A diferencia de las CC abiertas, la movilidad de los segmentos que participan en la acción se encuentra limitada, desplazándose de forma simultánea. Son acciones de mecánica más básica donde la trayectoria está previamente definida, como, por

ejemplo, el pedaleo, el tiro con arco o la acción de empuje durante una sentadilla con cargas altas.

- *CC semiabiertas*. El movimiento no está limitado por un elemento externo pesado, sin embargo, no existe acción de latigazo, ya que todos los segmentos se desplazan casi simultáneamente. Es el ejemplo de la batida de los saltos o de muchas de las acciones en natación. En el caso de los saltos, la extremidad inferior tiene que extenderse contra el suelo y movilizar el peso del propio cuerpo mediante la acción simultánea de los músculos extensores; sin embargo, el movimiento no está totalmente limitado ya que se puede saltar hacia arriba, adelante, etc.

En función de la magnitud de la resistencia a superar, las CC semiabiertas se acercan más a las abiertas o a las cerradas, por lo que en algunas ocasiones es complejo determinar cuándo una CC es semiabierta o abierta, o cuándo es semiabierta o cerrada.

PUNTO CLAVE

Las cadenas cinéticas son útiles para analizar el movimiento y nos permiten entender la relación funcional existente entre diferentes segmentos del aparato locomotor.

2.3. Los ligamentos y los tendones

Junto con la cápsula articular, los ligamentos y los tendones son las principales estructuras no musculares responsables de estabilizar las articulaciones del sistema esquelético. Pese a tratarse de estructuras pasivas, incapaces de generar movimiento por sí mismas, juegan un papel primordial en el movimiento articular. En este sentido, los ligamentos constituyen el nexo de unión entre los huesos, y los tendones dan inserción a los músculos en los mismos (Nordin y Frankel, 2001).

2.3.1. Estructura y función

Desde un punto de vista estructural, los ligamentos y los tendones se componen principalmente de dos tipos de fibras con características mecánicas

diferenciadas: las fibras elásticas, que confieren elasticidad, y las fibras colágenas, que confieren resistencia. La proporción de unas y otras está relacionada con las necesidades mecánicas de la estructura en cuestión.

En efecto, por causas relativas a la función, la ratio fibras colágenas/fibras elásticas es mayor en los tendones (estructuras más rígidas y resistentes a los esfuerzos de tracción cuya función se centra en la transmisión de fuerzas musculares hacia los huesos) que en los ligamentos (estructuras más flexibles cuya función se centra en dar estabilidad al movimiento articular, guiándolo y limitándolo) (Nordin y Frankel, 2001).

Los tendones son estructuras muy resistentes y potentes, siendo más fácil que durante el desarrollo de estiramientos muy violentos de la unidad músculo-tendón se produzca un desgarro muscular, e incluso el arrancamiento de una porción del hueso donde se fija, más que su propia rotura.

Las vainas tendinosas son estructuras de tejido conjuntivo fibroso que rodean algunos tendones, por ejemplo, de la mano o del tobillo, y que facilitan el deslizamiento de los mismos en su interior.

Los tendones planos, a menudo relacionados con músculos planos y anchos, reciben la denominación de aponeurosis.

PUNTO CLAVE

La principal función de los ligamentos es la estabilización de las articulaciones. Por tanto, las lesiones ligamentarias repercuten negativamente sobre la estabilidad articular.

2.4. Los músculos

En el cuerpo humano existen tres tipos de musculatura: la musculatura lisa, la musculatura cardíaca (músculo estriado involuntario) y la musculatura esquelética (músculo estriado voluntario). Las dos primeras se refieren a la musculatura de las distintas vísceras y del corazón, y la tercera a la musculatura del sistema musculoesquelético. En el presente apartado se profundizará en el estudio de la musculatura esquelética, musculatura sujeta al control voluntario y responsable del movimiento humano.

2.4.1. Composición química del músculo esquelético

La composición química del músculo esquelético es la siguiente: 75% de agua, 20% de proteínas (52% miosina, 23% actina, 15% tropomiosina y otras proteínas: troponina, α -actinina, β -actinina, proteína C, proteína M, mioglobina, etc.), 5% de sales minerales, fosfatos de alta energía, ácido láctico, aminoácidos, urea, minerales, enzimas, grasas y carbohidratos (McArdle *et al.*, 1990).

2.4.2. Arquitectura del músculo esquelético (figura 5)

El músculo se encuentra envuelto por una capa de tejido conjuntivo-fibroso compuesta por fibras de colágeno: el epimisio. Mientras que la fascia superficial se compone de la capa profunda de la piel (tejido conjuntivo laxo, grasa, vasos y nervios cutáneos), el epimisio constituye la fascia muscular profunda y su función es proporcionar una superficie lisa para el deslizamiento de los músculos vecinos. Cada músculo se descompone en una serie de haces o fascículos (hasta 150) delimitados por una capa de tejido conjuntivo: el perimisio. A su vez, los fascículos están compuestos por las células o fibras musculares que se encuentran separadas por otra fina capa de tejido conjuntivo: el endomisio.

Epimisio, perimisio y endomisio se continúan con las estructuras fibrosas que unen los músculos a los huesos o a otras formaciones. De esta manera se consiguen inserciones fuertes de los músculos en los tejidos, de los cuales tiran al contraerse. Concretamente, estas 3 capas se continúan con el tejido fibroso que forma el tendón, el cual, a su vez, se continúa por el otro extremo con el revestimiento fibroso del hueso, el periostio.

Las células musculares son fibras cilíndricas multinucleadas compuestas de sarcolema (membrana celular elástica con notables propiedades eléctricas), sarcoplasma (contiene núcleos, organelas especializadas, retículo sarcoplásmico, enzimas, partículas de grasa y glucógeno y proteínas solubles como la mioglobina) y miofibrillas (elementos contráctiles de la célula). La longitud de las fibras es variable y puede extenderse en ocasiones a lo largo de todo el músculo; tal es el caso de algunas fibras del músculo sartorio (30 cm) (Astrand & Rodalh, 1992).

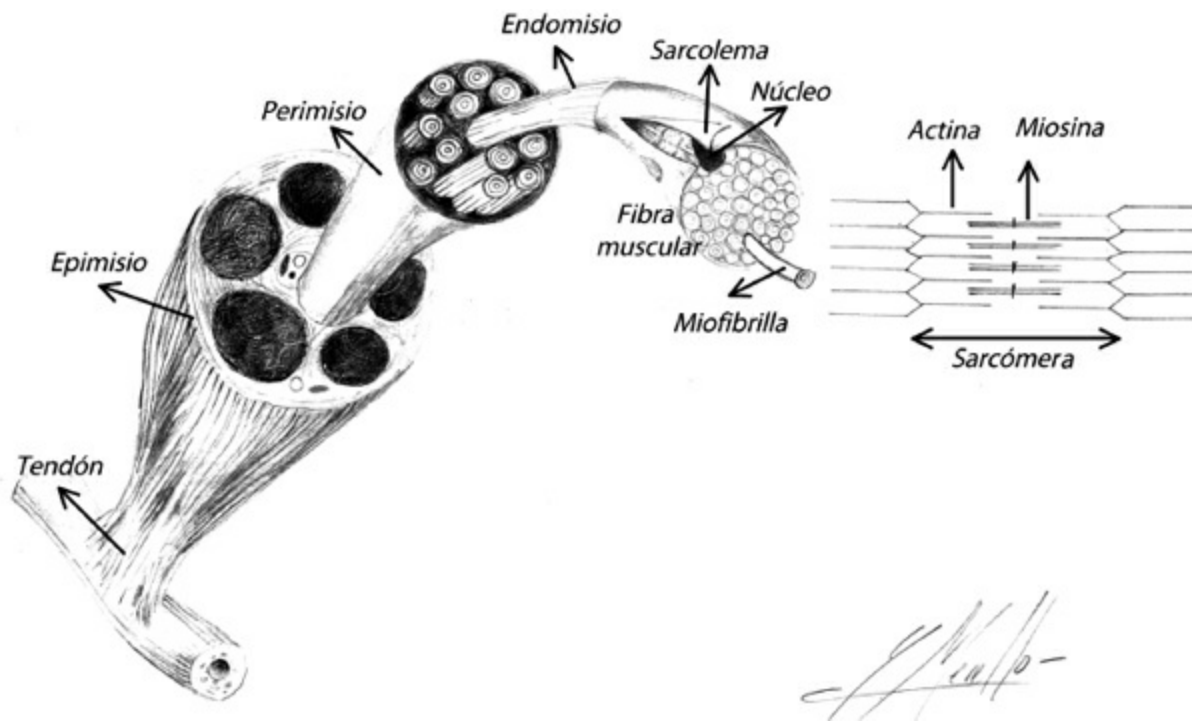


Figura 5. Componentes estructurales del músculo esquelético.

Las fibras musculares se descomponen en miofibrillas, y éstas, a su vez, en filamentos o miofilamentos (actina y miosina). Los miofilamentos se organizan en una estructura denominada sarcómera, que representa la unidad funcional de la célula muscular.

2.4.3. Tipos de fibras musculares

Existen 2 tipos de fibras musculares: fibras musculares lentas (tipo I, rojas o *Slow Twitch* [ST]) y fibras musculares rápidas (tipo II, blancas o *Fast Twitch* [FT]).

Las **fibras lentas** se caracterizan por obtener la energía de forma aeróbica, es decir, en presencia de oxígeno. Esto es posible gracias a su rica vascularización sanguínea. Son fibras resistentes a la fatiga, con alto contenido mitocondrial y de sustrato metabólico (glucógeno, triglicéridos, etc). Precisan de 90-140 ms para alcanzar la máxima tensión y están inervadas por motoneuronas de cuerpo celular pequeño (ver apartado 3.2), es decir, con baja velocidad de conducción nerviosa. Estas motoneuronas inervan 10-180 fibras musculares por fibra nerviosa y presentan un bajo umbral de reclutamiento.

Las fibras lentas son idóneas para desarrollar bajos niveles de fuerza durante largos períodos de tiempo (p. ej.: pruebas de resistencia de baja intensidad y en la mayor parte de las acciones cotidianas). Son las fibras que predominan en deportistas de disciplinas de resistencia.

Las **fibras rápidas** están inervadas por motoneuronas de cuerpo celular grande, es decir, con elevada velocidad de conducción nerviosa. Estas neuronas motoras inervan 300-800 fibras musculares por fibra nerviosa y presentan un alto umbral de reclutamiento.

Las fibras rápidas precisan de 40-90 ms para alcanzar la máxima tensión y pueden clasificarse, a su vez, en: IIA, IIB y IIC.

IIA. Son resistentes a la fatiga, poseen alto contenido en enzimas glucolíticas y oxidativas. Son idóneas para esfuerzos prolongados de relativa intensidad. Se utilizan principalmente durante pruebas de resistencia breves e intensas (atletismo: 1500 m, 800 m; natación: 400 m, 200 m).

IIB. Son sensibles a la fatiga, poseen alto contenido de glucógeno y bajo contenido mitocondrial. Suministran energía a corto plazo de forma anaeróbica (en ausencia de oxígeno). Idóneas para desarrollar elevados niveles de fuerza durante cortos períodos de tiempo. Se utilizan principalmente durante ejercicios breves e intensos: velocidad, saltos, lanzamientos, etc. Son las fibras que predominan en deportistas de disciplinas de fuerza o velocidad.

IIC. Son fibras intermedias entre las tipo I y tipo II (Komi, 2003).

La distribución porcentual de los distintos tipos de fibras está predeterminada por el código genético, si bien dicha distribución puede modificarse con la actividad. Los hombres y las mujeres sedentarios, además de los niños pequeños, poseen del 45 al 55% de fibras de contracción lenta (McArdle *et al.*, 1990). No obstante, la proporción de fibras lentas puede oscilar entre un 10% y un 95% según el sujeto y según el tipo de músculo (Astrand y Rodalh, 1992). Por ejemplo, el vasto externo del músculo cuádriceps femoral de un nadador de crol (velocista de 50 m) tiene un 80% de fibras rápidas. Un ciclista profesional de ruta posee un 20% de fibras rápidas en ese mismo músculo. El sóleo de los mamíferos adultos puede llegar a prácticamente un 100% de fibras tipo I, lo que indica claramente su papel de estabilizador postural a nivel del tobillo, que le obliga a estar contraído de manera continua en bipedestación.

Aunque existe cierta controversia, la transición de un tipo de fibra a otra es posible y depende del tipo de actividad que desarrolle el individuo. En este

sentido, la transformación de fibras rápidas en fibras lentas es más sencilla que el proceso inverso (Komi, 2003), hecho que da sentido a la famosa expresión de que “un velocista nace (importancia de la genética) mientras que un fondista se hace (importancia del entrenamiento)”.

PUNTO CLAVE

Aunque la distribución porcentual de los distintos tipos de fibras musculares está predeterminada genéticamente, períodos de entrenamiento prolongados pueden modificar esta distribución.

2.4.4. Propiedades funcionales del músculo

Las propiedades funcionales del músculo son: *irritabilidad, contractilidad, flexibilidad y elasticidad.*

La irritabilidad hace referencia a la capacidad de respuesta del músculo frente a un estímulo (estímulo nervioso → contracción muscular), mientras que la flexibilidad y la elasticidad se refieren a la capacidad del músculo para estirarse y para recobrar su longitud inicial tras el estiramiento (Kreighbaum y Bartens, 1996). La contractilidad se desarrolla en el siguiente apartado.

2.4.5. La contracción muscular

Durante el proceso de la contracción muscular el músculo se acorta o se alarga sin modificar las longitudes de los filamentos musculares. Esto es posible en virtud de la teoría de los filamentos deslizantes. Los filamentos se deslizan entre sí de tal forma que, cuando el músculo se contrae, los filamentos de actina se introducen entre los filamentos de miosina y las fibras musculares actúan sobre las distintas capas de tejido conjuntivo. De este modo, la fuerza generada en la contracción muscular se transmite desde el arnés del tejido conjuntivo del músculo a los tendones, y de los tendones a los huesos (McArdle *et al.*, 1990).

La secuencia de acontecimientos fisiológicos en la contracción muscular se describe en profundidad en los distintos manuales de fisiología (Tortora y Derrickson, 2006).

La capacidad de un músculo para desarrollar tensión muscular depende de varios factores:

- 1) Área de sección cruzada o corte transversal fisiológico. El músculo humano es capaz de generar aproximadamente una fuerza de 30-40 N por cm^2 de sección fisiológica (McArdle *et al.*, 1990). Esto ocurre independientemente del sexo. No obstante, y debido a una mayor masa muscular, la fuerza muscular absoluta en el hombre es mayor que en la mujer. Se estima que es alrededor de un 50%, 35% y 30% superior en los miembros superiores, tronco y miembros inferiores, respectivamente (Astrand y Rodalh, 1992).
- 2) Longitud del músculo. La fuerza de contracción de un músculo depende de su longitud momentánea respecto a su longitud en reposo. En este sentido, estudios *in vitro* muestran que cuando la longitud del músculo (desinsertado) se reduce a la mitad (50%) o aumenta considerablemente (160-200%) en relación con su longitud en reposo, la tensión o fuerza que podrá desarrollar será cero. Por el contrario, el mayor nivel de fuerza se conseguirá cuando el músculo se estire un 120% de su longitud en reposo (Ahonen *et al.*, 2001). No obstante, la longitud momentánea del músculo depende, a su vez, de la morfología articular. Estudios *in vivo* muestran que la limitación anatómica de la articulación habitualmente restringe la elongación y acortamiento musculares, variando el rango de movimiento permitido según la articulación entre el 70% y el 140% de la longitud en reposo.
- 3) El tipo de contracción (dinámica concéntrica, dinámica excéntrica e isométrica; ver apartado 4.1.) y la velocidad de contracción condicionan la capacidad del músculo para generar tensión. En este sentido, el músculo es más “fuerte” en una contracción excéntrica respecto a una concéntrica o isométrica. Así, por ejemplo, aunque un deportista puede ser capaz de frenar mediante una contracción excéntrica del cuádriceps la flexión de rodilla que se produce al caer desde una altura de 2 m, no es capaz de alcanzar dicha altura mediante la contracción concéntrica de ese mismo músculo en un salto. La capacidad de generar tensión en contracción concéntrica es

menor que en isométrica, y se reduce tanto más cuanto mayor es la velocidad de contracción (Ahonen *et al.*, 2001).

Por otra parte, la condición óptima del conjunto músculo-articulación para desarrollar trabajo no sólo depende de la tensión muscular, sino que también depende de la disposición del músculo en relación con la articulación. Los conceptos mecánicos del movimiento articular (momento de fuerza, brazo de palanca, etc.) se describen en profundidad en otros capítulos del presente libro.

En general, durante la práctica de actividad física se producen combinaciones; distintos músculos desarrollan diferentes tipos de tensión en distintas condiciones de contracción y haciendo frente a diversas fuerzas (internas o externas). Las características de las fuerzas externas, la duración de las acciones motrices, la magnitud de las fuerzas generadas, el tiempo de aplicación de las fuerzas y otros factores hacen que la valoración de la fuerza sea compleja y multifactorial. Entre los métodos para valorar la fuerza destacan los dinamómetros (plataformas de fuerza, células de carga, etc.) y la evaluación de una repetición máxima con pesas o contra resistencia (máxima contracción voluntaria [MCV] o repetición máxima [RM]). (McArdle *et al.*, 1990).

2.4.6. Clasificación de los músculos

Los músculos se pueden clasificar atendiendo a distintos criterios.

Clasificación de los músculos según la disposición de las fibras musculares. Según la disposición de las fibras musculares, los músculos pueden clasificarse en (figura 6):

- A) *Longitudinales*. Son largos y acintados y sus fibras discurren paralelas al eje longitudinal del músculo. P. ej.: músculos recto mayor del abdomen y sartorio.
- B) *Fusiformes*. Son redondos y alargados y su vientre muscular se va afilando conforme llega a sus extremos, convergiendo en un tendón. P. ej.: músculos semitendinoso y coracobraquial.
- C) *Cuadrados o cuadriláteros*. Son cuadrados, frecuentemente planos y sus fibras discurren paralelas al eje longitudinal del músculo. P. ej.:

músculos pronador cuadrado y romboides (mayor y menor).

- D) *Triangulares*. Tienen forma triangular, son relativamente planos y sus fibras se irradian desde un origen estrecho hacia una inserción ancha. P. ej.: pectoral mayor.
- E) *Unipenniformes* (*penniforme: en forma de pluma*). Se componen de una serie de fibras paralelas que se extienden en diagonal desde la porción lateral de un tendón largo. P. ej.: extensor común largo de los dedos y tibial posterior.
- F) *Bipenniformes*. Son un tipo de músculo doblemente penniforme. Se caracterizan porque las fibras musculares discurren oblicuamente hacia un tendón central dispuesto en el sentido longitudinal del músculo. P. ej.: flexor largo del primer dedo.
- G) *Multipenniforme*. Existen varios tendones con fibras musculares que discurren diagonalmente entre ellos. P. ej.: porción clavicular del deltoides.

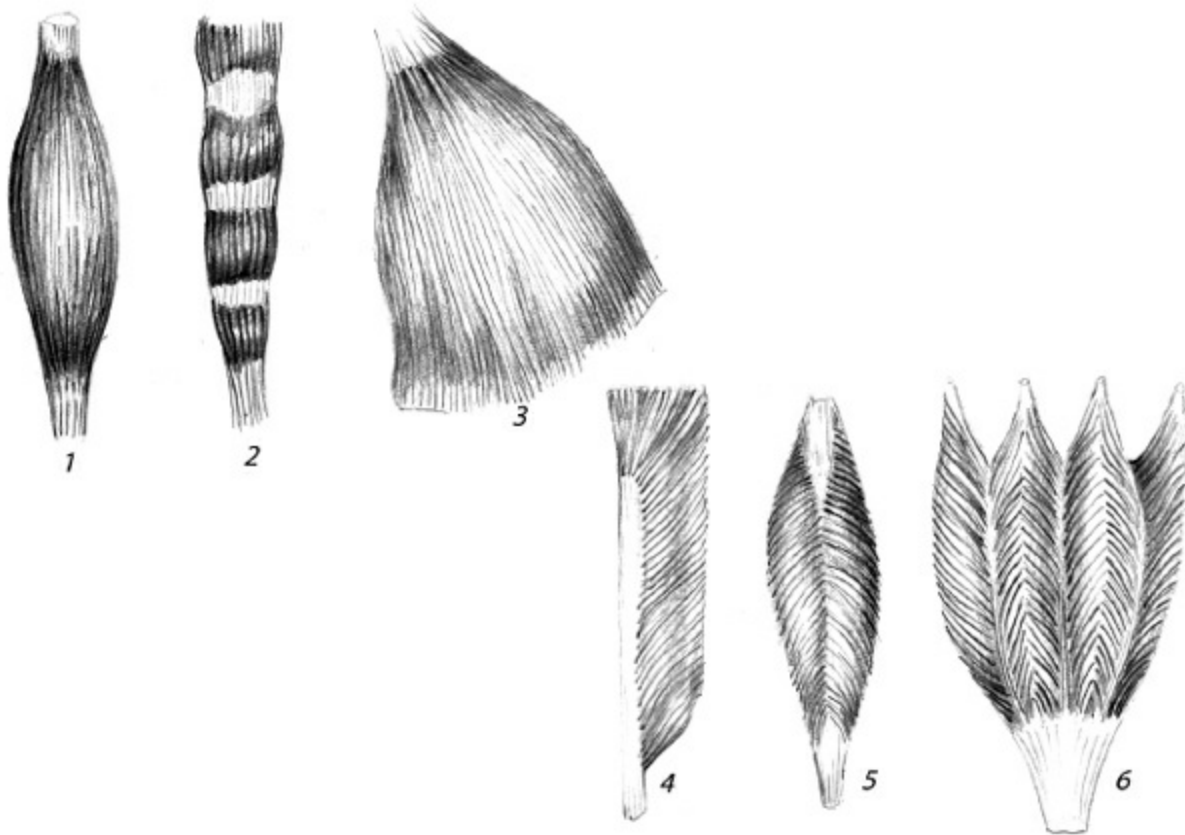


Figura 6. Tipos de músculos según la disposición de las fibras musculares. 1) Fusiforme. 2) Longitudinal. 3) Triangular. 4) Unipenniforme. 5) Bipenniforme. 6) Multipenniforme.

Generalmente, los músculos longitudinales y fusiformes, debido a la mayor longitud de sus fibras musculares, son más adecuados para movimientos que solicitan bajos niveles de fuerza pero que requieren de un mayor recorrido articular (movimientos rápidos). Los músculos penniformes, bipenniformes y multipenniformes, debido a su mayor corte transversal fisiológico, son idóneos para movimientos de escaso recorrido articular pero de gran fuerza (Ahonen *et al.*, 2001).

Clasificación de los músculos según el tipo de fibras musculares. Según la proporción de fibras musculares lentas y de fibras musculares rápidas, los músculos se clasifican en tónicos o posturales y fásicos.

En los *músculos tónicos* predominan las fibras musculares lentas, mientras que los *músculos fásicos* se caracterizan por poseer un mayor número de fibras musculares rápidas. Los músculos tríceps espinal y sóleo constituyen un claro ejemplo de músculo tónico. Su elevado porcentaje de fibras lentas (70-100% en el sóleo) les permite desempeñar sus funciones posturales sin llegar a la fatiga. Los músculos fásicos, como el flexor largo común de los dedos del pie, están implicados en acciones musculares rápidas de carácter explosivo (Astrand y Rodalh, 1992).

Clasificación de los músculos según la relación con las articulaciones. Según el número de articulaciones que atraviesan, los músculos se clasifican en:

- A) *Uniarticular o monoarticular.* Cuando el músculo atraviesa y produce movimiento en una sola articulación. P. ej.: pronador redondo y braquial anterior.
- B) *Biarticular.* Cuando el músculo atraviesa y produce movimiento en 2 articulaciones. P. ej.: porciones largas de los músculos bíceps braquial y tríceps braquial.
- C) *Multiarticular.* Cuando el músculo atraviesa y produce movimiento en más de dos articulaciones. P. ej.: tríceps espinal.

La ventaja de los músculos biarticulares y multiarticulares frente a los uniarticulares es, precisamente, el hecho de que actúan a la vez en varias articulaciones (facilitan la coordinación en las cadenas cinéticas). Por el contrario, los músculos biarticulares tienen la desventaja de no poder ejercer

la suficiente tensión como para conseguir un rango de movimiento (RDM) máximo en ambas articulaciones, y, de forma similar, es muy difícil estirarlos para producir un RDM máximo en ambas articulaciones (Kreighbaum y Barthels, 1996). En el primer caso, como el movimiento no se efectúa en toda su extensión, se habla de “insuficiencia activa”, mientras que en el segundo se habla de “insuficiencia pasiva”.

La “insuficiencia pasiva” es, precisamente, la característica que permite mejorar la elasticidad de un músculo mediante las distintas técnicas de estiramiento muscular. P. ej., la mejora de la elasticidad de un músculo biarticular como la porción larga del bíceps femoral (músculo que atraviesa las articulaciones de la rodilla y de la cadera) no sería posible movilizándolo sólo la articulación de la rodilla –mediante un movimiento de extensión–, ya que la longitud del músculo no se aproximaría a su máximo posible debido al límite anatómico que impone la propia estructura articular de la rodilla. Sin embargo, si movilizásemos también la articulación de la cadera –mediante un movimiento de flexión–, la “insuficiencia pasiva” se pondría de manifiesto, y el músculo podría alcanzar su máxima longitud pudiendo mejorar así su elasticidad.

Clasificación de los músculos según la función que desempeñan en los movimientos. Según el tipo de participación que ejercen en los movimientos, los músculos se clasifican en:

- A) *Agonistas o movilizadores principales.* Son los responsables del movimiento.
- B) *Antagonistas.* Son aquellos cuya acción se puede oponer a la acción de los agonistas o al movimiento.
- C) *Sinergistas fijadores o estabilizadores.* Son aquellos que fijan o estabilizan las articulaciones permitiendo una acción eficaz por parte de los agonistas.
- D) *Sinergistas neutralizadores.* Son aquellos que participan en la acción de los agonistas anulando o contrarrestando sus acciones no deseadas.

2.5. Los receptores sensoriales

Los receptores sensoriales son estructuras especializadas capaces de responder frente a estímulos de distinta naturaleza. Se pueden clasificar en:

termorreceptores (receptores de la temperatura), nociorreceptores (receptores del dolor), fotorreceptores (receptores de la luz), quimiorreceptores (receptores de sustancias químicas) y mecanorreceptores (receptores del movimiento).

Los mecanorreceptores son los más importantes desde el punto de vista del movimiento, localizándose en músculos y articulaciones. Se distinguen los siguientes tipos:

- **Receptores cinestésicos articulares.** Informan de la posición y del movimiento articular.
- **Husos musculares.** Informan del grado de estiramiento muscular y de la velocidad en el cambio de la longitud muscular.
- **Órganos neurotendinosos de Golgi.** Informan del grado de tensión muscular.

Estos dos últimos se desarrollan en profundidad en el apartado 3.4.

3. EL SISTEMA MOTOR

3.1. Generalidades

El movimiento humano está regulado con precisión por los mecanismos de control neural localizados en el *sistema nervioso central* (SNC).

El SNC está compuesto por un conjunto de estructuras nerviosas (médula espinal, tronco cerebral, cerebro y cerebelo) encargadas, junto al sistema endocrino, de asegurar el funcionamiento de los distintos sistemas del organismo, incluido el *sistema motor*.

El sistema motor transforma la información neural en energía mecánica a través de la fuerza contráctil de los músculos, permitiéndonos mover nuestro cuerpo y mantener la postura. En la [figura 7](#) vienen representadas, de forma esquemática y jerarquizada, las estructuras que conforman el sistema motor y sus interrelaciones (Kandel *et al.*, 2000).

El tono muscular y el equilibrio postural, el control de la acción refleja, los movimientos voluntarios e involuntarios, etc., así como los distintos centros y las diferentes vías nerviosas implicados en el complejo proceso motor, se describen con detalle en los distintos manuales de neuroanatomía y

neurociencia (Kandel *et al.*, 2000).

El elemento básico del SNC es la *neurona* (figura 8). Se trata de una célula nerviosa que se compone del cuerpo celular y dos tipos de prolongaciones: las dendritas (generalmente múltiples), y el axón o cilindroeje (generalmente único). Los cuerpos neuronales se agrupan en masas constituyendo la sustancia gris. Las prolongaciones, envueltas en vainas de mielina, se organizan en fascículos formando la sustancia blanca. Por lo general, el impulso nervioso recorre las dendritas desde la extremidad distal hasta el cuerpo celular, y el axón desde el cuerpo celular hasta la extremidad distal. Las conexiones axón-dendrita se establecen a nivel de las sinapsis y por medio de mediadores químicos.

Las neuronas motoras o motoneuronas forman parte de las denominadas unidades motoras y constituyen la vía común final del sistema motor.

3.2 Concepto de unidad motora. Principios nerviosos de la contracción muscular

3.2.1. Unidad motora

La *unidad motora* (UM) se define como la mínima unidad funcional que puede ser controlada por el SNC. Se compone de una motoneurona, la placa neuromuscular y las fibras musculares que aquélla inerva (Kandel *et al.*, 2000) (figura 9).

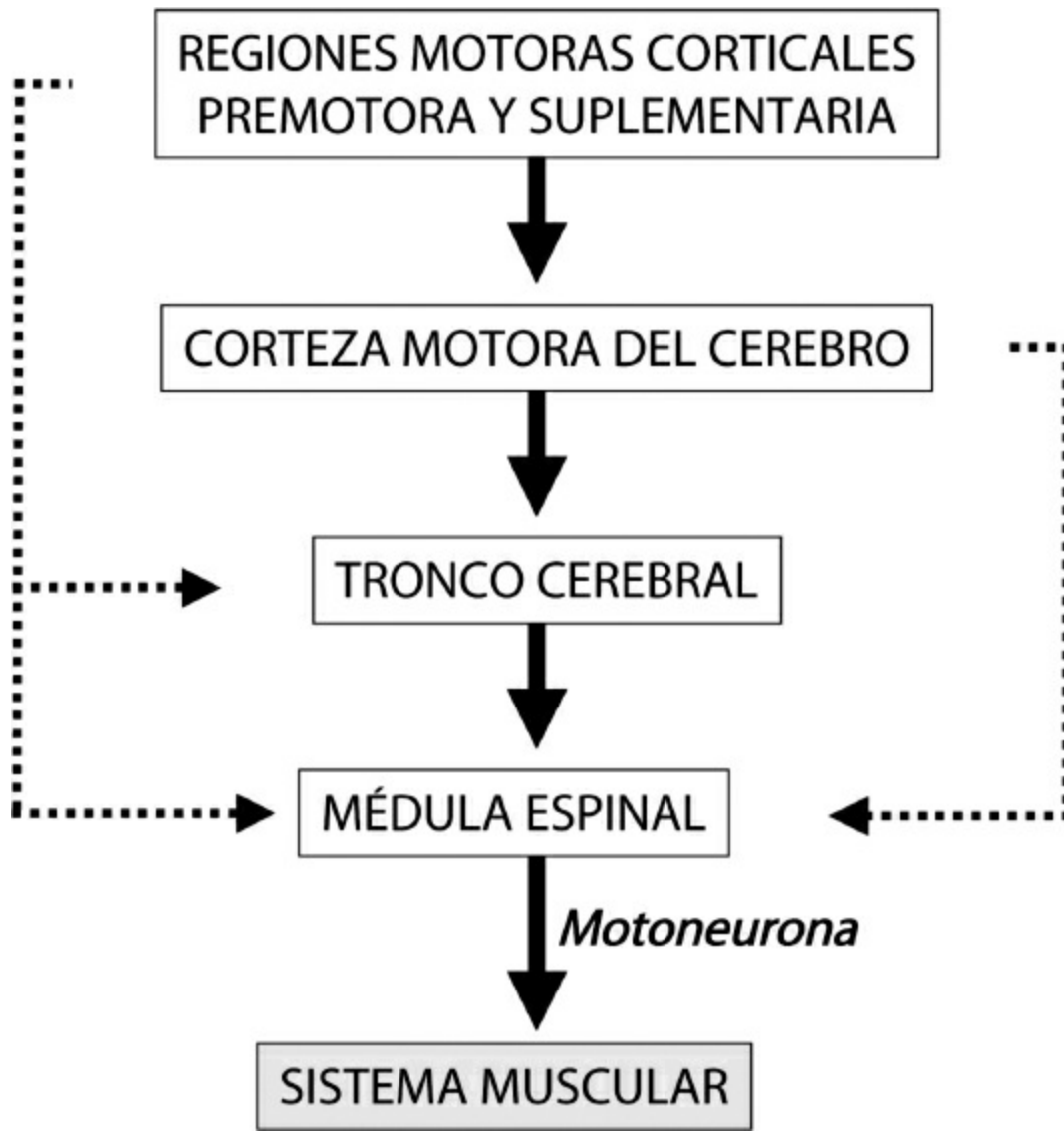


Figura 7. Organización jerárquica del sistema motor (flechas continuas). Organización en paralelo (flechas discontinuas).

El proceso de activación de las unidades motoras está supeditado a dos principios:

A) *Principio del todo o nada.* Cuando una UM se activa, todas las células o fibras musculares de las que se compone se contraen con tensión máxima. La fibra muscular no es capaz, por tanto, de dar una respuesta graduada, o bien se contrae al máximo, o bien no efectúa contracción alguna.

B) *Principio del tamaño.* Las motoneuronas se reclutan de un modo ordenado dependiendo de su tamaño. Motoneuronas con cuerpos celulares pequeños (inervan fibras musculares lentas) poseen un umbral de excitación más bajo y, por lo tanto, se reclutan a partir de estímulos más débiles, es

decir, cuando los niveles de fuerza requeridos son bajos. Conforme aumentan las demandas de fuerza se reclutan progresivamente motoneuronas más grandes (inervan fibras musculares rápidas) capaces de generar mayor tensión. Por tanto, el orden de reclutamiento de los distintos tipos de fibras musculares frente a un esfuerzo será el siguiente: tipo I, tipo IIA y, por último, tipo IIB.

El principio del tamaño muestra, sin embargo, algunas excepciones. Tales son los casos de los movimientos rápidos estereotipados en los cuales sólo se reclutan fibras musculares rápidas o los de la estimulación eléctrica de los nervios cutáneos que muestra un patrón de reclutamiento inverso (Kandel *et al.*, 2000).

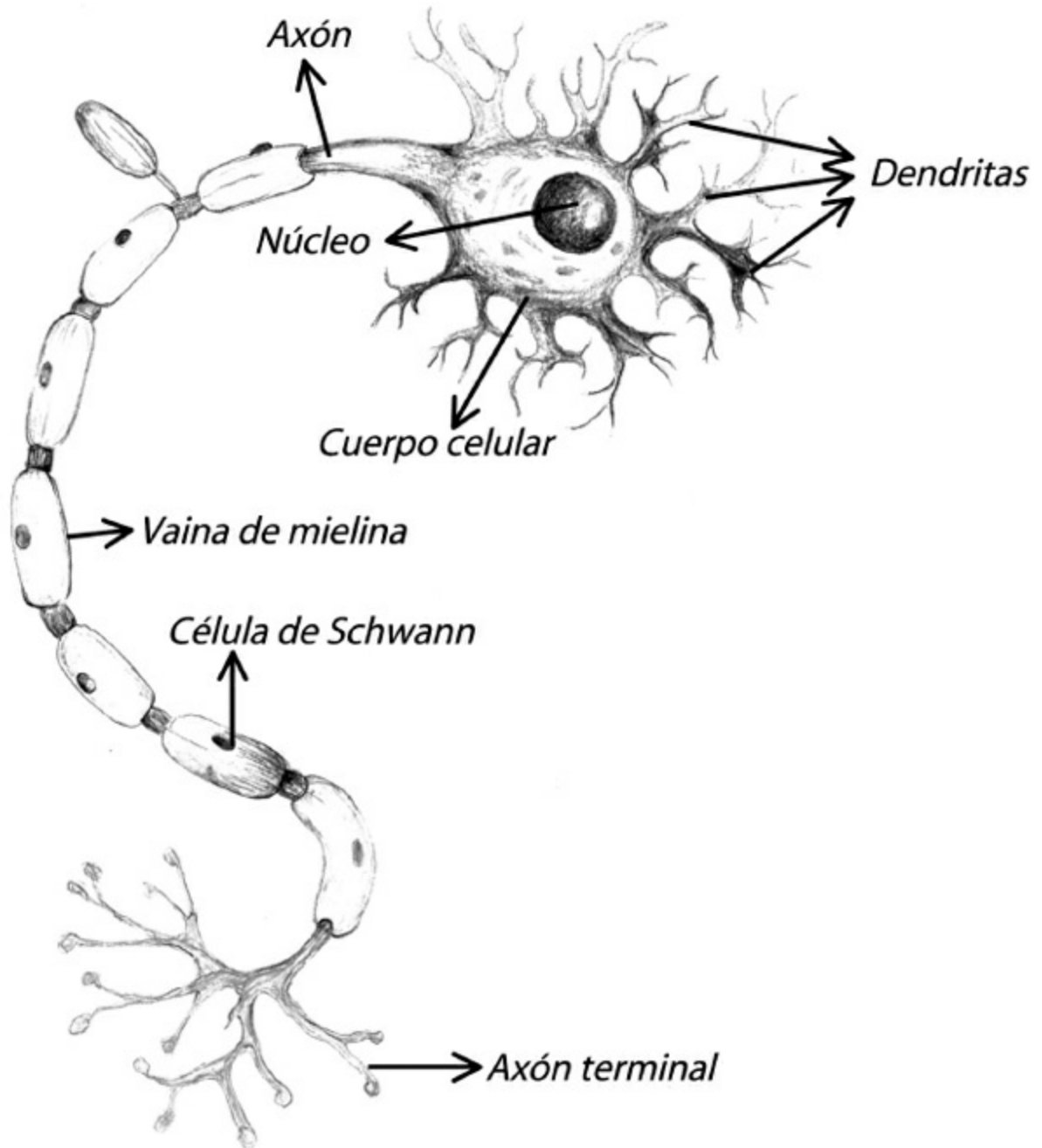


Figura 8. Estructura de una neurona clásica.

3.2.2. Ratio de inervación

La razón o “ratio” de inervación se define como el número de fibras musculares inervadas por una misma motoneurona. Cuando en los músculos predominan UM con motoneuronas que inervan un número bajo de fibras musculares, se habla de *músculos de motricidad fina*. Estos músculos son

capaces de realizar movimientos extremadamente finos y precisos debido a la capacidad de reclutar individual y selectivamente un bajo número de fibras musculares. Sin embargo, no son capaces de generar altos niveles de fuerza. Los músculos intrínsecos de la mano o los músculos del sistema ocular son un ejemplo de este tipo. En estos últimos, cada motoneurona inerva entre 5 y 10 fibras musculares.

Por el contrario, cuando las motoneuronas inervan un número alto de fibras musculares, hablamos de *músculos de motricidad burda o grosera* (grandes grupos motores y músculos posturales). Tal es el caso del músculo glúteo mayor, cuyas motoneuronas inervan varios miles de células musculares, o de la musculatura del tronco y proximal de los miembros. Este tipo de músculos se caracteriza por desarrollar elevados niveles de tensión muscular, si bien no son adecuados para los movimientos finos. Esto es debido a que cuando la UM se activa, en virtud del principio del todo o nada, se contraen todas sus fibras musculares con tensión máxima, no existiendo la posibilidad de reclutar sus fibras de forma individualizada ni, por tanto, de graduar la tensión muscular para permitir un movimiento más fino o preciso (Komi, 2003; Ahonen *et al.*, 2001).

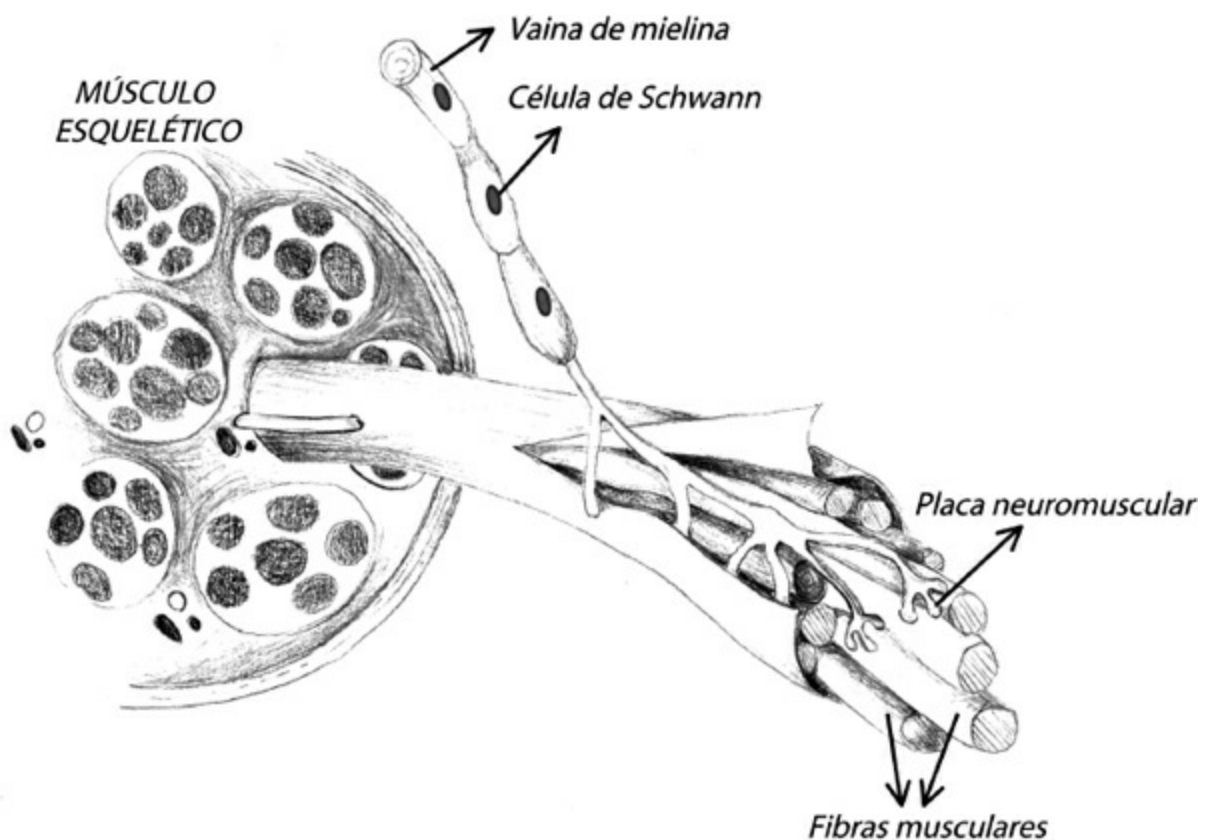


Figura 9. Unidad motora.

3.3. Gradación de la fuerza muscular

El SNC puede graduar el nivel de fuerza de la contracción muscular básicamente de dos formas:

- 1) Controlando el número de unidades motoras llamadas a intervenir, lo cual comporta la intervención de un mayor o menor número de fibras (“reclutamiento de fibras musculares”). A mayor número de UM activas, mayor fuerza desarrollada.
- 2) Controlando la frecuencia de reclutamiento de cada unidad motora. El aumento de la frecuencia de los estímulos nerviosos enviados a las fibras desde la motoneurona hace aumentar la tensión desarrollada por cada fibra por suma de estímulos tensivos sucesivos. A mayor frecuencia de activación (aumento de la “ratio” de descarga de la UM), mayor fuerza desarrollada (Gutiérrez, 1998).

Por otra parte, el hecho de que fibras musculares de distintas UM estén entremezcladas en el mismo músculo tiene una gran importancia funcional puesto que les permite activarse de forma independiente. La ventaja de que las distintas fibras musculares se activen alternativamente radica en que el consumo energético es compartido y, por tanto, la fatiga se retrasa (Davis *et al.*, 2000).

PUNTO CLAVE

La gradación de la fuerza por parte del sistema nervioso depende básicamente de dos factores: número de unidades motoras reclutadas y frecuencia de reclutamiento de cada unidad motora.

3.4. Reflejos musculares

Un reflejo se define como una respuesta motora rápida, preprogramada e inconsciente. En este tipo de respuestas simples, “siempre” que nuestras neuronas sensoras transmitan unos impulsos específicos, nuestro cuerpo

reaccionará instantáneamente y de forma idéntica.

El tono muscular, por ejemplo, es un estado de semicontracción muscular de origen reflejo y constituye la base sobre la cual va a tener lugar cualquier acto motor. El tono muscular facilita el mantenimiento de la postura estática, y las variaciones del tono muscular constituyen la postura dinámica.

Entre los reflejos que existen para controlar la función muscular encontramos el reflejo miotático o de estiramiento y el reflejo miotático inverso. Ambos reflejos están mediados por los denominados propioceptores. En el primero intervienen los *husos musculares*, y en el segundo, los *órganos neurotendinosos de Golgi*.

3.4.1. Reflejo miotático y husos musculares

Los husos musculares proporcionan al SNC la información relacionada con los cambios en la longitud de las fibras musculares. Se trata de células nerviosas que discurren en paralelo a la dirección de las fibras musculares y que se estimulan de forma análoga con los movimientos de éstas. Así, su función principal es responder al estiramiento del músculo y, mediante una acción refleja medular (reflejo miotático), iniciar una contracción para reducir ese estiramiento.

El reflejo miotático presenta dos componentes:

- 1) **Fásico** (dinámico). Se desencadena por el cambio rápido en la longitud muscular y la respuesta muscular es poco duradera y relativamente fuerte.

Su función es proteger al músculo. De este modo, cuando el músculo se estira en exceso y aumenta el riesgo de desgarro muscular, los husos musculares envían señales a través de las neuronas sensoras y se produce la contracción muscular tras la activación de las neuronas motoras (motoneuronas). Este mecanismo contribuye a evitar lesiones del músculo por sobreestiramiento.

Un ejemplo bastante frecuente en la vida diaria es lo que ocurre cuando resbalamos al andar sobre una superficie muy deslizante. Si se produce una abducción involuntaria de las caderas como consecuencia del resbalón, los husos musculares de la musculatura aductora de la cadera se estiran de forma análoga a las fibras musculares y se desencadena el reflejo miotático: los músculos aductores de la cadera se contraen

rápidamente evitando la lesión muscular. También durante la práctica de actividad física existen infinidad de situaciones en las que los distintos grupos musculares están expuestos a lesiones musculares de este tipo.

Por otra parte, los husos musculares se estimulan frente a rápidas variaciones en su longitud, incluso cuando el grado de estiramiento del músculo es pequeño. Éste es el fenómeno que contraindica y permite argumentar en contra de la realización de estiramientos sin control de la velocidad (p.ej.: estiramientos balísticos).

2) **Tónico** (estático). Se desencadena por el estiramiento constante y gradual de los músculos y la respuesta es más duradera y menos fuerte.

En la estática existe cierto nivel de estiramiento muscular que facilita la contracción sostenida y refleja de la musculatura de la postura. Por tanto, el componente tónico constituye la base del tono muscular y es por ello fundamental en el control de la postura. El denominado trabajo de “propiocepción” se utiliza en la prevención y recuperación de lesiones musculares-articulares y consiste en someter a músculos y articulaciones a estímulos que actúan sobre estos mecanorreceptores (p. ej.: mantener el equilibrio sobre superficies inestables) con el objetivo de mejorar sus respuestas.

El número de husos musculares contenidos en cada músculo es variable. En los músculos posturales, músculos responsables del mantenimiento de la postura erguida, el componente tónico del reflejo de estiramiento es fundamental para mantener un grado de actividad muscular constante que pueda contrarrestar el efecto de la gravedad (McArdle *et al.*, 1990).

En definitiva, el reflejo miotático permite al músculo ajustarse de forma rápida y automática (sin necesidad de procesar la información en los centros nerviosos superiores) a diferentes cargas y longitudes musculares, facilitando el control postural y evitando las lesiones musculares por sobreestiramiento.

Por otra parte, la estimulación de los husos musculares mediante la percusión con un martillo de reflejos sobre un tendón tiene interés diagnóstico. Concretamente, se utiliza en la valoración funcional muscular y de los reflejos; la percusión sobre el tendón se traduce en un rápido estiramiento-activación del huso muscular que provoca la contracción

muscular.

3.4.2. Órganos neurotendinosos de Golgi

Los husos tendinosos u órganos neurotendinosos de Golgi (ONTG) se disponen en serie entre los músculos y los tendones y proporcionan al SNC información relacionada con los cambios en la tensión de las fibras musculares. Informan al SNC sobre el estado actual de tensión muscular. Cuando la tensión muscular es excesiva, las fibras musculares se acortan, los tendones se alargan y los husos tendinosos envían señales a la médula para facilitar la relajación refleja del músculo (McArdle *et al.*, 1990).

La relajación muscular facilitada por la activación de los ONTG constituye la base sobre la cual se fundamentan algunas técnicas de estiramiento muscular. Son las denominadas técnicas de facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP) en las que, básicamente, se trata de inducir la relajación del músculo para su posterior estiramiento.

Los husos musculares y tendinosos son, pues, mecanismos de protección del sistema muscular frente a cargas excesivas. Su afectación contribuye a aumentar el riesgo de lesión de forma considerable. Esto ocurre especialmente cuando se prescinde de un calentamiento adecuado o cuando se prolonga la actividad más allá de la fatiga. En estas condiciones, los reflejos envían sus señales con mayor lentitud, incrementando las posibilidades de lesiones musculares por sobreestiramiento o por tensión muscular excesiva (Ahonen *et al.*, 2001).

La estructura de los propioceptores (fibras musculares intrafusales en cadena y en bolsa nuclear, etc.), así como la participación de los distintos tipos de neuronas implicadas en los reflejos miotático y miotático inverso (neuronas sensoras tipo Ia, Ib y II; motoneuronas a, g1 y g2), se desarrollan en los distintos manuales de neurociencia (Kandel *et al.*, 2000).

PUNTO CLAVE

Los husos musculares y los órganos neurotendinosos de Golgi tienen un papel fundamental en el control de la función muscular y en la prevención de lesiones musculares.

3.5. Inervación recíproca y cocontracción

La *inervación recíproca* y la *cocontracción* son dos fenómenos regulados por el SNC que modulan los patrones de activación muscular.

La inervación recíproca de Sherrington (inhibición recíproca) consiste en la contracción de los músculos agonistas y relajación simultánea de los antagonistas (Davis *et al.*, 2000). Constituye la base sobre la cual se fundamentan otras técnicas de FNP: la contracción del agonista induce la relajación del antagonista para facilitar su posterior estiramiento.

Por cocontracción se entiende a la contracción simultánea de agonistas y antagonistas (Kandel *et al.*, 2000). Se trata de una acción más costosa desde el punto de vista del gasto energético dado que la fuerza del agonista debe ser mayor para vencer la resistencia del antagonista. Por otra parte, a diferencia de la inervación recíproca, confiere mayor estabilidad frente a posibles fuerzas externas repentinas.

La inervación recíproca ocurre en aquellos movimientos en los que sabemos con exactitud la carga externa a la que debemos hacer frente.

En la práctica, la cocontracción es el caso más frecuente. En efecto, el movimiento provocado por la contracción del músculo agonista debe ser controlado y frenado por la contracción el músculo antagonista para que no se superen los límites fisiológicos articulares y se produzcan lesiones del aparato locomotor (Kandel *et al.*, 2000).

El juego agonista-antagonista es clave en la coordinación de movimientos, y está sujeto al control de mecanismos nerviosos centrales.

Al final del presente capítulo se ejemplifican con un caso práctico todos estos conceptos.

4. EL MOVIMIENTO HUMANO

En este apartado se clasificarán las acciones musculares y se enumerarán los factores limitantes del movimiento humano. Asimismo, se estudiarán los principales grupos musculares implicados en los movimientos de las principales articulaciones y se ilustrarán con ejemplos prácticos.

4.1. Clasificación de las acciones musculares atendiendo al criterio de movimiento

En función de la existencia o no de movimiento articular, las contracciones musculares se clasifican en:

- A) *Contracción estática o isométrica*. Aquella en la que el músculo se contrae sin que se produzca movimiento en la articulación. En el músculo existe tensión contra una fuerza opuesta, pero no existe movimiento de los segmentos óseos. El momento de fuerza generado por el músculo es igual al momento de fuerza opuesto. La longitud del complejo músculo-tendón permanece constante.
- B) *Contracción dinámica*. Cuando existe movimiento en la articulación y los segmentos óseos se mueven, bien en la dirección de las fuerzas aplicadas, bien en el sentido contrario. El trabajo dinámico a diferencia del estático implica modificación en la longitud del complejo músculo-tendón (Komi, 2003).

Las contracciones dinámicas se caracterizan por la producción de un trabajo mecánico externo, mientras que en las contracciones estáticas no existe tal producción ([figura 10](#)).

Las contracciones dinámicas se clasifican, a su vez, en concéntricas y excéntricas:

- 1) *Contracciones dinámicas concéntricas* (trabajo positivo). Cuando la fuerza actúa de tal forma que el origen y el punto de inserción del músculo se acercan. El momento de fuerza generado por el músculo es mayor que el momento de fuerza opuesto. La longitud del complejo músculo-tendón disminuye.
- 2) *Contracciones dinámicas excéntricas* (trabajo negativo). Cuando la fuerza del músculo actúa de tal forma que el origen y el punto de inserción se alejan. El momento de fuerza generado por el músculo es menor que el momento de fuerza opuesto. La longitud del complejo músculo-tendón aumenta (Kreighbaum y Barthels, 1996).

Como variantes de las contracciones dinámicas tenemos las *contracciones isocinéticas*, las *contracciones isotónicas* y las *contracciones pliométricas*.

Las contracciones isocinéticas son aquellas en las que el músculo se acorta o se elonga a velocidad constante, y las isotónicas, aquellas en las que

la fuerza externa es constante (Kreighbaum y Barthels, 1996). Estas contracciones se pueden realizar en situaciones controladas (de laboratorio), como por ejemplo utilizando un dinamómetro isocinético.

Las contracciones pliométricas son algo más complejas. En muchos ejercicios, las energías cinética y potencial creadas por los músculos en una fase del movimiento (contracción excéntrica) se pueden almacenar en sus componentes elásticos de tejido conjuntivo para posteriormente ser utilizadas por esos mismos músculos en otra fase del movimiento (contracción concéntrica). Un músculo puede generar mayor tensión durante su contracción concéntrica cuando previamente se ha estirado en contracción excéntrica, siempre y cuando el intervalo de tiempo transcurrido entre el estiramiento y el acortamiento sea muy pequeño. En estos casos se dice que se ha producido un *ciclo de estiramientoacortamiento* o una contracción pliométrica (Gutiérrez, 1998).

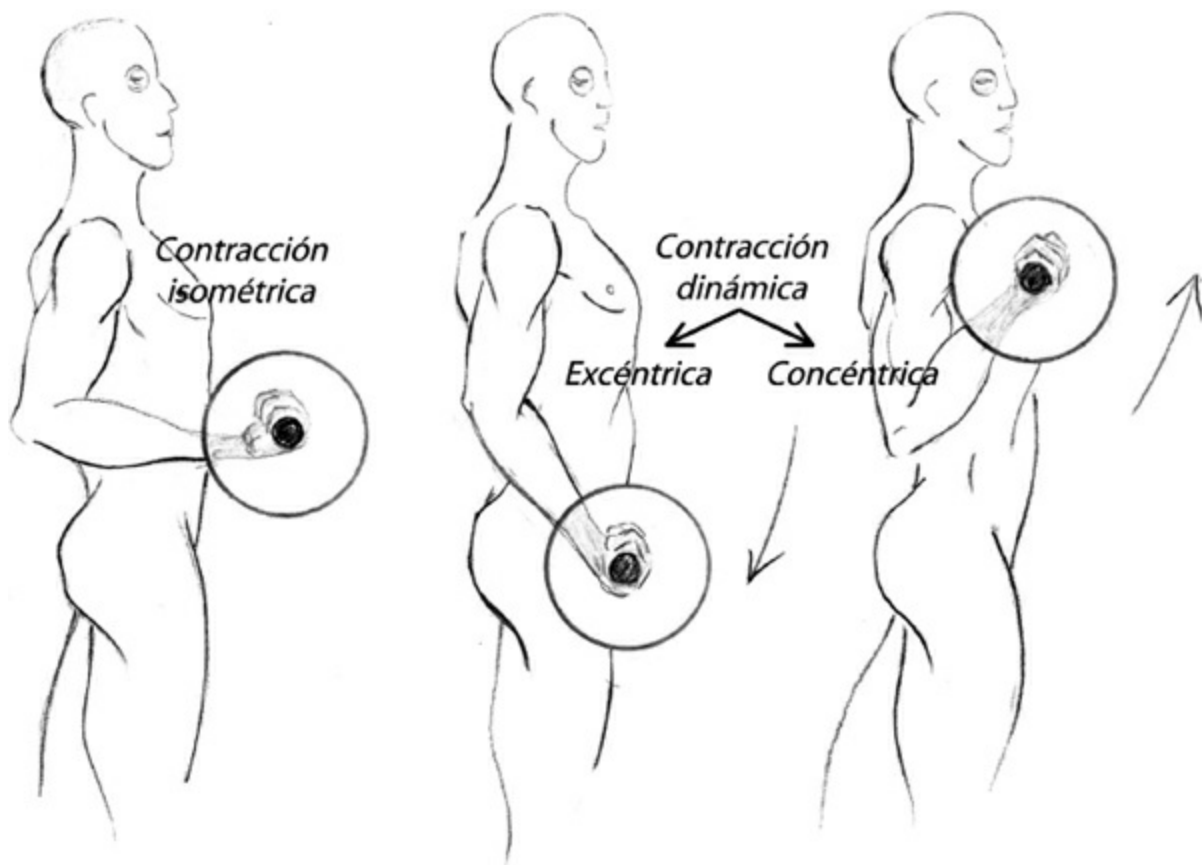


Figura 10. Tipos de contracciones musculares.

En efecto, en múltiples actividades físicas como la carrera, los saltos, los

lanzamientos, etc., y con el fin de maximizar el rendimiento muscular, las contracciones concéntricas van precedidas de una fase excéntrica (preestiramiento muscular o contramovimiento). Ahora bien, es importante hacer notar que en la capacidad de explotar los beneficios de las contracciones pliométricas existe un factor técnico asociado, ya que no cualquier sujeto puede hacer buen uso de la energía almacenada. En este sentido, Astrand señala que los niños tienen una menor eficiencia muscular en relación con los adultos en determinadas actividades. Apunta como factores explicativos una menor capacidad de coordinación muscular (secuenciación del ciclo de estiramiento-acortamiento) y un menor peso corporal (los cuerpos más livianos de los niños no proporcionan suficiente energía cinética y gravitacional para ser almacenadas durante la fase excéntrica de la contracción muscular). El primero de los factores señalados justifica en parte la importancia del trabajo de la coordinación muscular a edades tempranas (Astrand y Rodahl, 1992).

PUNTO CLAVE

Las contracciones pliométricas juegan un papel fundamental en el rendimiento deportivo.

4.2. Factores limitantes del movimiento

La resistencia a cualquier movimiento, tanto activo como pasivo, puede estar condicionada por los siguientes mecanismos (Komi, 2003):

- 1) Factores neurogénicos: control voluntario y reflejo sobre los grupos musculares.
- 2) Factores miogénicos: resistencia activa o pasiva del propio músculo.
- 3) Factores articulares: estructura física de los huesos de la articulación, estructura de la cápsula articular y ligamentos.
- 4) Piel y tejido conjuntivo subcutáneo.

4.3. Grupos musculares y movimientos articulares

Analizar individualmente las acciones o funciones de cada músculo es una labor ardua y tediosa que se aleja del propósito general del presente capítulo, y que además puede consultarse en los diversos tratados de anatomía recogidos en el apartado “Para saber más”. Por otra parte, en el campo de la cinesiología (ciencia que estudia el movimiento) resulta más interesante y funcional el estudio de las acciones de los denominados grupos musculares.

Por grupo muscular se entiende el conjunto de músculos que desempeña una acción común a nivel de una articulación. El grupo muscular de los flexores del codo, por ejemplo, estará compuesto por todos aquellos músculos cuya contracción concéntrica produzca un movimiento de flexión en la articulación del codo. Sabiendo qué grupos musculares son responsables de qué movimientos a nivel de qué articulaciones obtendremos una información valiosísima en el campo que nos ocupa. Seremos capaces de analizar cualquier actividad o ejercicio físico describiendo: el tipo de movimiento en cada articulación, los grupos musculares implicados y su forma de participación (grupos musculares agonistas, antagonistas, fijadores y sinergistas) y el tipo de contracción desarrollada en cada grupo muscular (isométrica, concéntrica o excéntrica). A partir de este conocimiento seremos capaces también de diseñar con criterio nuestros propios ejercicios físicos para trabajar aquellos grupos musculares que nos interesen, con un sentido didáctico, terapéutico o de rendimiento, según el ámbito de aplicación.

Dado que el número de grupos musculares del cuerpo humano es muy extenso y, dado que la mayor parte de ellos no tiene relevancia cinesiológica, tan sólo mostraremos aquellos grupos musculares vinculados a los movimientos de las principales articulaciones ([Tablas 1 a 7](#)) (Kapandji, 2006; Schünke y cols. 2005).

Tabla 1. Principales músculos motores del tronco (ver [capítulo 15](#)).



FLEXIÓN. Recto mayor del abdomen, oblicuo mayor o externo del abdomen, oblicuo menor o interno del abdomen



EXTENSIÓN. Tríceps espinal, multífido, dorsal ancho, cuadrado lumbar, serrato menor postero-inferior



INCLINACIÓN LATERAL. Oblicuo mayor y menor del abdomen, transverso del abdomen, cuadrado lumbar, tríceps espinal, multífido, dorsal ancho (músculos homolaterales)



ROTACIÓN. Oblicuo mayor y menor del abdomen, multífido, dorsal ancho

Tabla 2. Principales músculos motores del hombro.



FLEXIÓN. Deltoides (porción clavicular), pectoral mayor, coracobraquial, bíceps braquial, serrato mayor



EXTENSIÓN. Deltoides (porción espinal), infraespinoso, redondo mayor, redondo menor, dorsal ancho, romboides



ABDUCCIÓN. Deltoides, supraespinoso, serrato mayor



ADUCCIÓN. Pectoral mayor, pectoral menor, subescapular, redondo mayor, redondo menor coracobraquial, tríceps braquial (porción larga), dorsal ancho



ROTACIÓN INTERNA. Pectoral mayor, pectoral menor, subescapular, deltoides (porción clavicular), dorsal ancho, redondo mayor



ROTACIÓN EXTERNA. Redondo menor, infraespinoso, deltoides (porción espinal y acromial)

Tabla 3. Principales músculos motores del codo. *La prono-supinación se define como la rotación axial del antebrazo sobre su propio eje longitudinal. En este movimiento están implicadas las articulaciones del codo y de la muñeca.



FLEXIÓN. Bíceps braquial, supinador largo, braquial anterior



EXTENSIÓN. Tríceps braquial



***PRONACIÓN.** Pronador redondo, pronador cuadrado



***SUPINACIÓN.** Bíceps braquial, supinador corto, supinador largo

Tabla 4. Principales músculos motores de la muñeca.



FLEXIÓN. Cubital anterior, flexor común profundo del 4º y 5º dedos, flexor común profundo del 2º y 3º^{er} dedos, palmar mayor, palmar menor



EXTENSIÓN. Primer radial, segundo radial, extensor común de los dedos, cubital posterior



ABDUCCIÓN. Palmar mayor, palmar menor, primer radial, segundo radial



ADUCCIÓN. Cubital anterior, cubital posterior

Tabla 5. Principales músculos motores de la cadera.



FLEXIÓN. Psoasíliaco, tensor de la fascia lata, aductor menor, aductor mediano, sartorio, recto anterior del cuádriceps, pectíneo



EXTENSIÓN. Glúteo mayor, piramidal, semimembranoso, semitendinoso, bíceps femoral



ABDUCCIÓN. Glúteo mayor, glúteo medio, glúteo menor, tensor de la fascia lata, piramidal, obturador interno, sartorio



ADUCCIÓN. Aductor mayor, aductor mediano, aductor menor, semitendinoso, semimembranoso, cuadrado crural, recto interno del muslo, pectíneo



ROTACIÓN INTERNA. Aductor mayor, glúteo medio, glúteo menor, tensor de la fascia lata



ROTACIÓN EXTERNA. Psoasíaco, obturador externo, sartorio, glúteo mayor, cuadrado crural, obturador interno, pectíneo

Tabla 6. Principales músculos motores de la rodilla.



FLEXIÓN. Bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso, gastrocnemios



EXTENSIÓN. Cuádriceps crural (recto anterior, vasto interno, vasto externo, crural)



ROTACIÓN INTERNA. Semitendinoso, semimembranoso, sartorio, poplíteo, recto interno del muslo



ROTACIÓN EXTERNA. Bíceps femoral, tensor de la fascia lata

Tabla 7. Principales músculos motores del tobillo. La combinación de los movimientos de aproximación, supinación y ligera extensión del tobillo caracterizan la llamada posición de inversión. En el otro sentido, la combinación de separación, pronación y flexión caracterizan la posición de eversión.



FLEXIÓN (flexión dorsal). Tibial anterior, extensor largo del primer dedo, extensor común largo de los dedos, peroneo anterior



EXTENSIÓN (flexión plantar). Tríceps sural, tibial posterior, flexor largo común de los dedos, flexor largo del primer dedo



ABDUCCIÓN. Peroneo lateral corto, peroneo lateral largo



ADUCCIÓN. Tibial anterior, tibial posterior, extensor largo del primer dedo



PRONACIÓN. Peroneo lateral largo, peroneo lateral corto, peroneo anterior



SUPINACIÓN. Tibial anterior, extensor largo del dedo grueso, tibial posterior, tríceps sural

4.4. Estudio funcional de un movimiento (ejemplo práctico)

Con el fin de integrar los conceptos más importantes vistos hasta el momento, y darles un sentido funcional, se procede a continuación al análisis práctico de un movimiento. El movimiento escogido es el de agacharse y levantarse con las piernas ([figura 11](#)). Inicialmente se analiza, de **forma aislada**, la secuencia de acontecimientos que ocurren a nivel de la articulación de la rodilla. Posteriormente se completa el análisis considerando también el movimiento a nivel de la articulación de la cadera.

- **Análisis de la fase 1 (flexión de la rodilla).**

¿Cuáles son los grupos musculares agonista y antagonista del movimiento y qué tipo de contracción desarrollan?

En este movimiento, y al igual que en la mayor parte de movimientos realizados a velocidad lenta, controlada y a favor de la gravedad, no existe musculatura agonista.

La musculatura agonista, por definición, es la responsable de la realización del movimiento. En este caso el peso del sujeto (fuerza peso) es suficiente para la ejecución del movimiento, y no es necesaria la contracción de los músculos flexores de la rodilla, que sufren un “**acortamiento pasivo**” (sin gasto energético aparente).

Los antagonistas, que por definición son los músculos que se pueden oponer a la acción de los agonistas o al movimiento, son los extensores de la rodilla que se **contraen excéntricamente** para controlar y frenar el movimiento. En efecto, recordar que las contracciones excéntricas se caracterizaban por: 1) la fuerza externa (en este caso la fuerza peso) es mayor que la fuerza interna (tensión de los músculos extensores de la rodilla); esta

premisa se cumple dado que el movimiento se produce en el sentido de la fuerza peso, y 2) la longitud del músculo aumenta; esta premisa también se cumple dado que, como se puede observar en la figura, los extensores se alargan.

Es fácil cometer el error de señalar los músculos extensores de la rodilla como agonistas en esta fase del movimiento, ya que son los únicos músculos que participan “activamente” (con gasto energético). Sin embargo, agonista no es sinónimo de protagonista, y la realidad es que su contracción se opone al movimiento mediante una contracción excéntrica en la que los músculos se “resisten a ser estirados”, y es por ello que reciben el calificativo de antagonistas. Deducimos, pues, que la contracción de un músculo no siempre contribuye en la dirección y el sentido del movimiento, como es el caso de las contracciones excéntricas.

Imaginemos por un momento que el grupo muscular de los flexores de la rodilla asumiesen el papel de agonistas y se activasen en contracción concéntrica, ¿qué ocurriría? Ocurriría que a la fuerza de la gravedad habría que sumarle la de los músculos flexores (ambas fuerzas en el sentido del movimiento de flexión), y esto, además de un gasto energético extra innecesario, implicaría un aumento de la velocidad del movimiento que, o bien incumpliría el supuesto de velocidad lenta y controlada de este ejemplo, o bien obligaría al grupo muscular de los extensores a un gasto energético de frenado excéntrico aún superior para contrarrestar ambas fuerzas (peso + flexores) y evitar que el sujeto se lesionase la rodilla por hiperflexión.

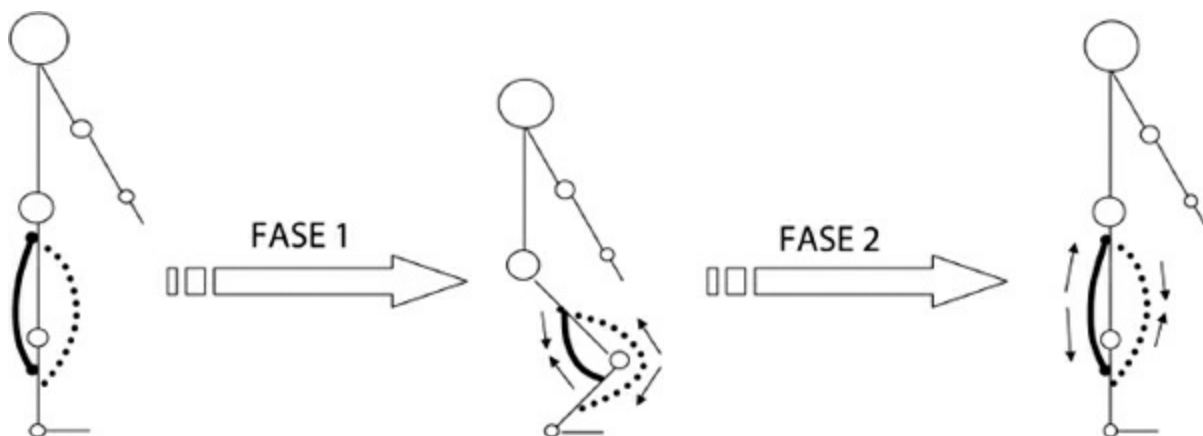


Figura 11. Movimiento de flexoextensión de la rodilla. Las líneas discontinuas representan el grupo muscular de los extensores de la rodilla (parte anterior de muslo y pierna). Las líneas de entramado grueso representan el grupo muscular de los flexores de la rodilla (parte posterior de muslo y pierna). Las flechas indican los cambios de longitud musculares

(acortamiento o alargamiento según dirección y sentido).

- **Análisis de la fase 2 (extensión de la rodilla).**

¿Cuáles son los grupos musculares agonista y antagonista del movimiento y qué tipo de contracción desarrollan?

Dado que la gravedad actúa en contra del movimiento, y que los flexores no tienen la capacidad de “empujar” el muslo y la pierna en la dirección y sentido de la extensión (en virtud de la teoría de los filamentos deslizantes un músculo no puede “empujar hacia fuera”, como si de un muelle se tratase, en la dirección y sentido de su origen e inserción), los extensores de la rodilla son los únicos posibles responsables del movimiento (agonistas). Estos músculos se **contraen concéntricamente**: origen e inserción se aproximan, existe un acortamiento muscular. En este caso, las fuerzas musculares (tensión de los músculos extensores) vencen la fuerza peso, y es por ello que el movimiento se produce en sentido antigravitatorio.

Los antagonistas serán los flexores de la rodilla que, en este caso y debido al fenómeno de inervación recíproca (relajación del antagonista mediada por la contracción del agonista), permanecen inhibidos para facilitar el movimiento (se **alargan “pasivamente”**, sin ofrecer resistencia activa). Es decir, aunque los flexores podrían resistirse a ser alargados mediante una contracción excéntrica, en este ejemplo no lo hacen para no frenar el movimiento. Igualmente, una contracción excéntrica de los flexores obligaría a un gasto energético extra e innecesario en los extensores que tendrían que hacer frente a 2 fuerzas (peso + resistencia de los flexores a ser alargados).

Resumiendo, de este análisis se deduce que en los movimientos los músculos pueden participar acortándose o alargándose de forma “activa” o “pasiva”, dando lugar a 4 situaciones posibles:

- **“Acortamiento activo”** (con gasto energético) o **contracción concéntrica**: origen e inserción se aproximan debido a la contracción del propio músculo.
- **“Acortamiento pasivo”** (sin gasto energético aparente): origen e inserción se aproximan debido a la acción de otras fuerzas distintas a las del propio músculo.
- **“Alargamiento activo-resistido”** (con gasto energético) o **contracción excéntrica**: origen e inserción se alejan a pesar de la resistencia del

músculo a ser estirado.

- **“Alargamiento pasivo”** (sin gasto energético aparente): origen e inserción se alejan sin que el músculo se oponga a ello.

Se deduce también que los conceptos de agonista y antagonistas no son absolutos ya que un músculo es agonista o antagonista dependiendo del movimiento. En este ejemplo, los extensores son antagonistas en la fase 1 de flexión y agonistas en la fase 2 de extensión. En el hipotético caso de que un músculo fuera capaz no sólo de “traccionar hacia dentro” (aproximar activamente origen e inserción), sino también de “empujar hacia fuera” (alejar activamente origen e inserción), entonces no sería necesario un segundo músculo para desempeñar la función contraria o antagónica, y un mismo músculo se bastaría para movilizar la articulación en los 2 sentidos dentro de un plano. Sin embargo, hemos visto que está segunda posibilidad, la de “empujar hacia fuera”, no es posible por una cuestión de fisiología muscular.

- **¿Existe alguna fase de contracción estática o isométrica?**

En ninguna de las dos fases existe contracción isométrica ya que los segmentos corporales se mueven y, por tanto, las longitudes musculares varían. No obstante, si ambas fases se sucediesen en el tiempo sí que existiría una contracción isométrica de los músculos extensores en el momento de transición de una fase a la otra. Y si además la transición entre fases fuese rápida, hablaríamos de una contracción pliométrica en la que durante la fase concéntrica los extensores aprovecharían parte de la energía acumulada durante la fase excéntrica.

Pensemos lo que ocurre en la vida real cuando nos disponemos a realizar un salto vertical. Antes de despegar del suelo normalmente realizamos un pequeño contramovimiento (fase de contracción excéntrica de los extensores) para poder impulsarnos más (fase de contracción concéntrica de los extensores) y, así, saltar más alto.

En el ámbito del rendimiento deportivo se habla entrenamiento de la “pliometría” cuando los grandes grupos musculares son sometidos a contracciones pliométricas con cargas generalmente superiores a las que existen en la propia disciplina deportiva. Uno de los ejemplos más frecuentes es la realización de saltos en profundidad tras la caída o recepción desde una

superficie más elevada (de hasta 1 m).

El análisis de movimiento realizado hasta el momento, aunque sencillo e interesante desde el punto de vista didáctico, no es en realidad correcto.

En efecto, hemos analizado la participación de los grupos musculares que intervienen a nivel de la articulación de la rodilla de **forma aislada**, es decir, sin considerar sus acciones a otros niveles articulares (importancia de las cadenas cinéticas). En este sentido, recto anterior del cuádriceps, porción larga del bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso son músculos biarticulares, y como tales actúan también a nivel de la articulación de la cadera.

Retrocedamos por un momento al análisis de la fase 1. Habíamos establecido que el grupo muscular de los flexores de la rodilla se acortaba pasivamente (no existía contracción alguna). Pero si ahora analizamos qué ocurre a nivel de la articulación de la cadera, observamos que se está produciendo un movimiento de flexión a favor de la gravedad en el que el antagonista es el grupo muscular que se opone a la dirección del movimiento, es decir, el grupo muscular de los extensores de la cadera que se contrae excéntricamente frenando su flexión y evitando así que el sujeto se venza hacia delante. Algunos de los músculos extensores de la cadera (los biarticulares) son también flexores de la rodilla. Por tanto, durante la fase 1, los flexores de la rodilla, supuestamente relajados cuando analizábamos aisladamente dicha articulación, van a estar controlando la extensión de la cadera mediante una contracción excéntrica. Todo esto es posible gracias a la capacidad del SNC de reclutar selectiva e individualizadamente unidades motoras de distintas partes del músculo.

Considerando ambas articulaciones, observamos que durante la fase 1 se está produciendo una cocontracción, es decir, una contracción simultánea de dos grupos musculares con acciones opuestas tanto a nivel de la cadera como de la rodilla; esto es, en el cuádriceps femoral se contraen excéntricamente unidades motoras que controlan el movimiento a nivel de la rodilla, y en el bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso se contraen excéntricamente unidades motoras que controlan el movimiento a nivel de la cadera.

Vemos pues que el análisis del movimiento es tanto más complejo cuantas más articulaciones estén involucradas. Y dicha complejidad es aún mayor cuando se analizan movimientos en varios planos, a velocidades variables y bajo la acción de distintas fuerzas (internas [fuerzas musculares] o

externas [gravedad, implementos deportivos, otros deportistas, etc.]). Un ejemplo que pone de manifiesto este hecho es la comparación entre el movimiento de flexión del tronco desde la posición anatómica frente a la desde la posición de decúbito supino (tumbado boca arriba). Aunque prácticamente idénticos desde el punto de vista articular, son distintos en términos de participación muscular. El primero de ellos se realiza a favor de gravedad, y el segundo, en contra. En el primero existe una contracción excéntrica de la musculatura extensora, y en el segundo, una contracción concéntrica de la musculatura flexora.

4.5. Utilidades y aplicaciones

Al concluir el capítulo debemos preguntarnos qué interés puede tener para los profesionales que se sirven del movimiento para desarrollar su actividad profesional conocer y dominar el análisis del movimiento.

El conocimiento de las funciones de los músculos es fundamental para el trabajo de las cualidades físicas básicas (fuerza, resistencia, flexibilidad, etc.). Para mejorar la fuerza de un músculo en cualquiera de sus manifestaciones (máxima, explosiva o resistencia), debemos escoger movimientos que soliciten su/s función/es. Por ejemplo, para fortalecer el bíceps femoral en régimen concéntrico podemos realizar, con mayor o menor carga según el tipo de fuerza que queramos desarrollar, ejercicios de extensión de cadera, flexión y rotación externa de rodilla, o bien una combinación de todos ellos (tablas 5 y 6). Si quisiéramos fortalecer ese mismo músculo en régimen excéntrico, realizaríamos ejercicios en los que dicho músculo se opusiese, en calidad de antagonista (“resistiéndose a ser estirado”), a los movimientos opuestos a su función (flexión de la cadera, extensión y rotación interna de la rodilla). Recordemos que el trabajo excéntrico, además de permitir entrenar con cargas supramáximas (cargas superiores al máximo peso movilizado en contracción concéntrica), es muy importante en la recuperación funcional de lesiones del sistema musculoesquelético; la recuperación funcional de algunas estructuras pasivas como los tendones o el tejido conjuntivo del músculo se optimiza con un trabajo excéntrico.

Recordemos también que en la práctica deportiva son muy habituales las lesiones musculares causadas durante frenados excéntricos en movimientos ejecutados a gran velocidad, y que el conocimiento del mecanismo causal de la lesión es muy importante para la prevención de la misma. Por ejemplo, el

frenado excéntrico de los isquiotibiales (incluyen el bíceps femoral) durante un chut de fútbol puede generar una lesión muscular de fácil diagnóstico cuando el dolor aparece en el momento del disparo.

Si siguiendo con el ejemplo del bíceps femoral nos planteásemos el objetivo de mejorar su elasticidad (trabajo de la flexibilidad), tendríamos igualmente que partir de sus funciones y utilizar movimientos opuestos a las mismas, y en este caso particular, movimientos de 2 articulaciones. A nadie se le escapa que para estirar el bíceps femoral, músculo biarticular integrante de los isquiotibiales, no es suficiente con extender la rodilla hasta su límite anatómico, sino que además es necesario flexionar la cadera. El estiramiento de los músculos biarticulares o multiarticulares pasa necesariamente por el conocimiento de su anatomía, siendo muy difícil estirarlos sin movilizar todas las articulaciones que atraviesan.

Señalar también que el conocimiento de la secuencia normal de un movimiento de la vida diaria o de un gesto deportivo es necesario para poder educarlo, reeducarlo (ámbito de la salud) o entrenarlo (ámbito del rendimiento deportivo), tanto de forma analítica, trabajando de forma aislada cada fase articular, como de forma global, reproduciendo íntegramente la totalidad de la cadena cinética.

PUNTO CLAVE

En resumen, sólo partiendo del conocimiento de las funciones de los distintos músculos podremos fortalecerlos, estirarlos, educarlos y rehabilitarlos de forma óptima. Y sólo desde el conocimiento de sus posibles formas de actuación en las distintas acciones de la vida diaria o del deporte podremos entender verdaderamente el movimiento.

BIBLIOGRAFÍA

- Ahonen, J., Lahtinen, T., Sandström, M., Pogliani, G., Wirhed, R. (2001) *Kinesiología y anatomía aplicada a la actividad física*. Paidotribo, Barcelona.
- Astrand, P., Rodahl, K. (1992) *Fisiología del trabajo físico*. Panamericana, Argentina.
- Davis, R.J., Bull, C.R., Roscoe, J.V., Roscoe, D.A. (2000) *Physical*

- Education & the Study of Sport*. Mosby. Gutiérrez, M. (1998) *Biomecánica deportiva*. Síntesis, Madrid.
- Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jesell, T. (2000) *Principles of neural science*. McGraw-Hill, USA.
- Komi, P.V. (2003) *Strength and power in sport*. Blackwell Science, Oxford.
- Kapandji, I.A. (2006) *Fisiología articular*. Panamericana, Madrid.
- Kreighbaum, E., Barthels, K.M. (1996) *Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement*. Allyn & Bacon. USA
- McArdle, W.D., Katch, F.I., Katch, V.L. (1990) *Fisiología del ejercicio. Energía, nutrición y rendimiento humano*. Alianza. Madrid.
- Nordin, M., Frankel, V.H. (2001) *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins. USA.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., Wesker, K. (2005) *Prometheus. Texto y atlas de anatomía*. Tomo 1. Anatomía general y aparato locomotor. Panamericana.
- Tortora, G.J., Derrickson, B. (2006) *Principios de anatomía y fisiología*. Panamericana, Barcelona.

PARA SABER MÁS

- Kapandji, I.A. (2006) *Fisiología articular*. Panamericana, Madrid.
- Tortora, G.J., Derrickson, B. (2006) *Principios de anatomía y fisiología*. Panamericana, Barcelona
- Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jesell, T. (2000) *Principles of neural science*. McGraw-Hill, USA.

BIOMECÁNICA DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS DE CARÁCTER ESTRUCTURAL

Dr. Llana, S.¹, Dr. Pérez, P.¹

1. Dpto. Educación Física y Deportiva
(Universitat de València)

RESUMEN

En este capítulo se presenta, en primer lugar, el comportamiento mecánico básico de cualquier material sólido. En la mayoría de textos de física y de ingeniería se presentan numerosas ecuaciones que caracterizan dicho comportamiento y que difieren en función de diversas variables, entre las que destaca: (1) el tipo de material o materiales de que está formado el objeto, por ejemplo, no es lo mismo una raqueta de aluminio que esa misma raqueta hecha con una aleación de titanio y kevlar; (2) su tamaño, por ejemplo, al duplicar el tamaño de un animal, su peso no se duplica, sino que se triplica, y (3) su morfología, por ejemplo, no es lo mismo una prótesis en forma de estrella que cilíndrica, y tampoco es lo mismo que la estructura sea maciza o hueca. Sin embargo, esta visión tan matemática excede los propósitos de este texto, motivo por el que sólo se presentarán los conceptos y ecuaciones más básicos. A continuación se realiza una descripción un poco más pormenorizada de los principales tejidos biológicos que forman al aparato locomotor (con excepción del tejido muscular, al que se le dedica un capítulo propio). Con objeto de dar una visión global de cada uno de los tejidos que se presentan (óseo, ligamentario y tendinoso, cartilaginoso y adiposo), se hará una descripción de sus principales características histofisiológicas, intentando relacionarlas con su comportamiento biomecánico.

1. CONCEPTOS BÁSICOS

1.1. Comportamiento mecánico de los materiales

La materia en su estado sólido no es totalmente rígida, sino que cuando se la somete a una carga mecánica (fuerzas o momentos de fuerza) se deforma en mayor o menor medida. Además, la deformación puede o no ser reversible e, incluso, puede llegar a la rotura (pérdida de continuidad física) del sistema.

Fue Robert Hooke, en el siglo XVII, el primero en estudiar este tipo de comportamiento. Llevó a cabo un estudio empírico sobre las características elásticas de los muelles: anotaba en una gráfica (figura 1) el alargamiento que experimentaba el muelle tras añadirle diferentes pesos. Observó que el alargamiento era proporcional a la carga aplicada (ecuación 1), es decir, que al aplicar el doble de peso, el muelle se alargaba el doble, y así sucesivamente. Además, el muelle siempre recobraba la longitud de reposo, comportamiento que denominó “elástico”. Esto era así excepto al sobrepasar determinada carga, a partir de la cual cambiaba su comportamiento, pues ya no recuperaba su longitud inicial y ya no se deformaba de forma proporcional a la carga. Este punto lo denominó “límite elástico”. Si se continuaba aplicando carga, llegaba un instante en que el muelle se rompía (perdía su continuidad física), a lo que denominó “límite de ruptura”. Al comportamiento mecánico entre el límite elástico y el límite de ruptura lo denominó “comportamiento plástico”.

PUNTO CLAVE

La elasticidad es la capacidad de un objeto para recuperar su forma original.

Alargamiento = cte x Fuerza (Ecuación 1)

Donde:

Alargamiento, se refiere al cambio de longitud experimentada por el muelle. Se puede expresar en porcentaje o en unidades de longitud.

Cte, es una constante que depende de las características del muelle, fundamentalmente grosor, tipo y forma del material. Se obtiene al dividir el alargamiento entre la fuerza.

Fuerza, es la causa que origina el alargamiento. Se puede expresar en Newtons o en kilogramos.

Al tramo entre los límites elástico y de rotura también se le denomina “zona de fluencia” y divide los cuerpos en dos clases: se llaman “cuerpos frágiles” a aquellos en los que los límites elástico y de ruptura están próximos. Por el contrario, se denominan “cuerpos dúctiles” a aquellos en los que la distancia entre dichos límites es grande. Estos conceptos se pueden aplicar a infinidad de objetos de la vida cotidiana. Así, se dice que el vidrio o la fibra de carbono son frágiles, mientras que los metales tienden a ser dúctiles.

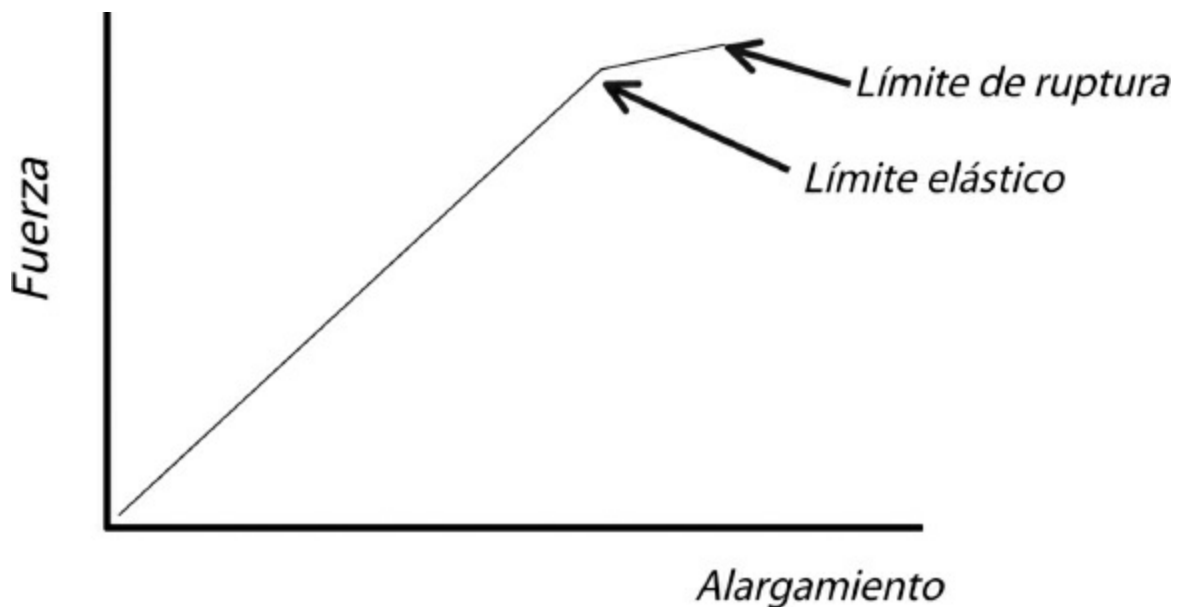


Figura 1. Gráfica de la Ley de Hooke (s. XVII).

Desde los tiempos de Hooke, se han descrito comportamientos de materiales algo más complejos, de manera que actualmente se clasifican los materiales en:

A) Comportamiento elástico. El material que es sometido a la carga se deforma, pero esta deformación es reversible, y en cuanto se suprime la carga, el material recupera su forma inicial. Ejemplos: un muelle, los amortiguadores basados en muelles de las bicicletas de montaña, una goma elástica de las utilizadas para hacer nado asistido o resistido, bandas elásticas utilizadas para hacer estiramientos o fortalecimiento muscular, etc.

En el caso de los materiales puramente elásticos, la forma de la gráfica carga/alargamiento (generalmente se presentan las gráficas

“tensión/deformación”) es la presentada en la [figura 1](#), pero en la naturaleza es muy difícil encontrar materiales de estas características, por lo que se dice que representan un caso idealizado.

- B) Comportamiento plástico. El material que ha sido deformado no vuelve a su estado inicial después de la aplicación de las cargas, por lo que existe una deformación irreversible. Ejemplos: la arcilla o el plomo.
- C) Comportamiento viscoso. Cuando la velocidad de deformación afecta la manera de deformarse y su recuperación. Así la carga necesaria para deformar un material, será mayor cuanto menor sea el tiempo empleado en esa deformación, o lo que es lo mismo, cuanto mayor sea la velocidad de deformación. Si el material recupera su forma original, se denomina “viscoelástico”; es el caso de la mayoría de tejidos biológicos o de los “geles” utilizados para amortiguar en el calzado deportivo; pero si no recupera su forma original, se denomina “viscoplástico”, como la plastilina.

1.2. Materiales viscoelásticos

Los materiales viscoelásticos presentan diferentes propiedades relevantes que pueden variar en función de cómo se aplique la carga ([figura 2](#)):

- 1) Fluencia. Supongamos que a un ligamento se le aplica una carga de tracción constante a lo largo del tiempo. Experimentará una elongación rápida, pero con el paso del tiempo seguirá elongándose a un ritmo mucho menor. Es el denominado fenómeno de fluencia (*creep phenomenon*).
- 2) Relajación. Supongamos ahora que ese ligamento es elongado 2 mm y se mantiene esa elongación constante. Con el tiempo, la carga necesaria para mantener esa elongación va disminuyendo. Es el fenómeno de relajación (*load relaxation*).

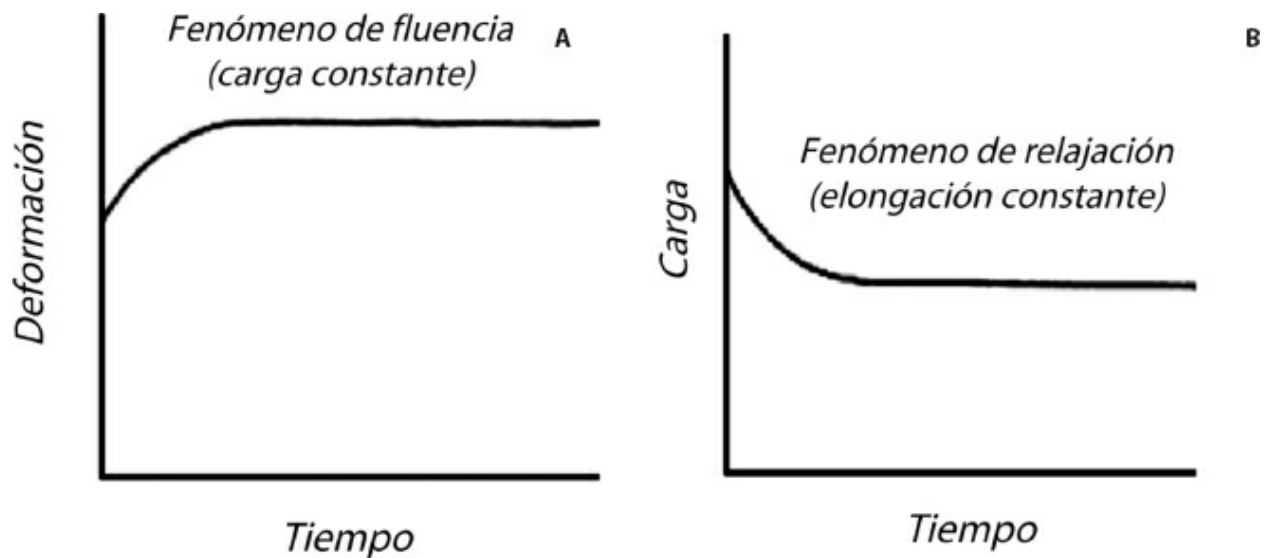


Figura 2. Fenómeno de fluencia (A). Fenómeno de relajación (B).

- 3) Influencia de la velocidad de aplicación de la carga. A mayor velocidad de aplicación de la carga, menor deformación. En la [figura 3](#) se presenta una gráfica fuerza/alargamiento para un material viscoelástico al que se le somete a la misma carga de compresión pero a dos velocidades diferentes para ver la relación deformación frente a velocidad de aplicación de la carga.
- 4) Histéresis. Al dejar de aplicar una carga, el material no recupera su forma original por el mismo camino por el que se ha deformado ([figura 7](#)). Al área comprendida entre el camino de deformación y el de recuperación se le denomina “histéresis”, y representa la cantidad de energía disipada por el material.

Los tejidos biológicos son viscoelásticos y no elásticos. De lo contrario muchas técnicas de entrenamiento, como los estiramientos, no serían útiles.

1.3. Tipologías de los esfuerzos

El estudio que realizó Hooke sometía al material a una “tracción”, es decir, el material era alargado por la carga, pero los materiales pueden ser sometidos a cargas en diferentes direcciones (se denomina “esfuerzos” al efecto sobre el objeto de las cargas aplicadas):

- Tracción. Alargar el objeto. Por ejemplo, una banda elástica utilizada para hacer ejercicios de fuerza muscular o para hacer “nado resistido”, una cuerda de escalada cuando el escalador está colgado de ella, la cuerda en “sogatira”, la musculatura al hacer ejercicios de estiramientos, etc.
- Compresión. Juntar las superficies opuestas del objeto, “aplastar” el objeto. Por ejemplo, el fémur en posición de bipedestación, el material amortiguador del calzado durante el apoyo del pie, los tatamis y colchonetas cuando un yudoca o gimnasta está encima, los amortiguadores de coches, motos y bicicletas, etc.
- Cizalladura, tangencial o de corte. Deslizamiento lateral de una capa del objeto con otra capa. Por ejemplo, al poner la mano encima de una pila de folios y moverla haciendo deslizar los folios entre sí, la suela y entresuela del calzado al aplicarles fuerzas antero-posteriores o medio-laterales durante la carrera o un salto, la piel de una persona al ser arrastrada por una colchoneta, o durante un masaje, etc.

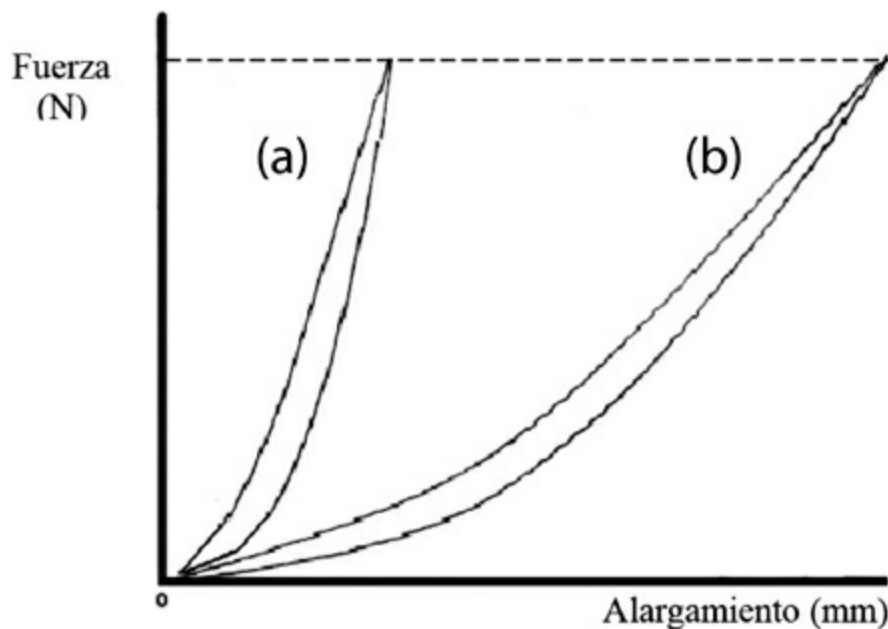


Figura 3. Gráfica fuerza aplicada/alargamiento para un material viscoelástico al que se le somete a la misma fuerza pero (a) de forma rápida y (b) de forma lenta.

- Curvación o flexión. Una parte del objeto es sometida a tracción y la parte opuesta a compresión. Por ejemplo, el trampolín cuando se salta sobre él, una pértiga cuando es doblada durante la batida, un arco al

tensarlo, un ladrillo puesto horizontal sobre dos soportes y golpeado por un karateca, las paralelas cuando un gimnasta está sobre ellas, etc.

- Torsión. Una parte del objeto gira en un sentido y la otra parte gira en el sentido contrario. Por ejemplo, al escurrir un bañador cogiéndolo con las manos por dos extremos y girando cada mano en un sentido, la barra fija cuando un gimnasta está girando cogido a ella, giro del antepié con respecto del retropié a lo largo del eje longitudinal del pie (movimiento denominado “torsión”), la rodilla de un futbolista cuando tiene todo su peso descansando sobre esa pierna y un contrario choca lateralmente contra él aplicándole un momento de fuerza, etc.

2. LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS

2.1. Hueso

El hueso forma parte de los denominados tejidos conjuntivos (o conectivos), que se caracterizan por estar formados por células y por material extracelular. Pero a diferencia de los otros tejidos conjuntivos, sus componentes extracelulares están calcificados, convirtiéndole en un material duro, firme e idealmente adecuado para su función de soporte y protección.

Proporciona apoyo interno al cuerpo y le ofrece lugares de inserción a los músculos y tendones. Protege los órganos vitales de las cavidades craneal y torácica, y envuelve a los elementos formadores de la sangre de la médula ósea. Además, desempeña una función metabólica importante como depósito de calcio movilizable.

El hueso tiene una notable combinación de propiedades físicas, alta resistencia a la tracción y a la compresión, mientras que al mismo tiempo tiene cierta elasticidad y la ventaja de ser un material relativamente ligero. A todos los niveles de organización, desde su forma macroscópica a su estructura submicroscópica, el modo de estar constituidos les asegura la máxima resistencia con la mayor economía de material y el peso mínimo.

A pesar de su apariencia, el hueso es un material vivo y dinámico, que está siendo renovado continuamente y que experimenta una permanente reconstrucción durante la vida del individuo. La falta de movimiento ocasiona atrofia y pérdida de sustancia ósea, mientras que su uso aumentado se acompaña de hipertrofia, con incremento de la masa ósea.

2.1.1. Estructura

Hay dos formas de hueso que pueden distinguirse al observarlos a simple vista o con la ayuda de una lupa: el compacto y el esponjoso. Este último está constituido por un retículo tridimensional de trabéculas que forman un sistema laberíntico de espacios intercomunicados, ocupados por la médula ósea. El hueso compacto aparece como una masa sólida continua. Las dos formas del hueso se continúan sin un límite nítido que los separe.

Los huesos se clasifican según su morfología en largos (p. e.j., el femur) y planos (p. e.j., el homoplato)*. En los huesos largos se distingue la diáfisis (tallo), que es un cilindro de pared gruesa hecha de hueso compacto, con una cavidad medular central voluminosa, ocupada por médula ósea. Los extremos se denominan epífisis, que son fundamentalmente hueso esponjoso recubierto por una fina capa de hueso compacto. En el hueso en crecimiento existen los denominados centros de osificación situados entre la diáfisis y la epífisis y que forman la placa epifisaria. En las superficies articulares de los extremos de los huesos largos aparece una delgada capa de cartílago articular.

Con pocas excepciones, los huesos están recubiertos por una capa de tejido conjuntivo dotada de capacidad osteogénica, es decir, con capacidad de formar hueso, llamada periostio. Este revestimiento falta en las superficies articulares, en los sitios donde se insertan los tendones y en los huesos sesamoideos, como la rótula. En la cavidad medular de la diáfisis y las cavidades del hueso esponjoso aparece el endostio, una fina capa celular que también posee capacidad osteogénica.

2.1.2. Hipótesis de la “ventana de adaptación”

En la década de 1980, Rubin y Lanyon propusieron que la adaptación del tejido óseo a las cargas mecánicas estaba regida por lo que denominaron una “ventana de deformación óptima” (*optimal strain environment*) que les sirvió para ganar el más prestigioso premio de investigación en biomecánica de los tejidos biológicos (el “Kappa Delta Award Price”). La idea básica de dicha hipótesis viene a decir que, cuando aumentan las cargas mecánicas que experimenta dicho tejido, aumenta su densidad mineral para soportarlas mejor. Por el contrario, cuando las cargas mecánicas disminuyen, también disminuye la densidad mineral ósea, porque el hueso no necesita ser tan resistente para soportarlas. Pero ¿qué “decide” que se deposite o se resorba el

hueso?: su deformación. Ésta es la gran aportación de esta hipótesis ([figura 4](#)).

El motivo fundamental por el que un hueso aumenta o disminuye su densidad mineral es la deformación que le originan las cargas mecánicas.

Los huesos también se deforman cuando experimentan cargas mecánicas, aunque a nivel microscópico. En concreto, la “ventana de deformación óptima” oscila entre $- 500\mu\epsilon$ y $- 3.500\mu\epsilon$. Es, decir, que para que un hueso esté sano y bien adaptado, la actividad cotidiana a la que se ve sometido no debe deformarle menos de $- 500\mu\epsilon$, ni más de $- 3.500\mu\epsilon$. En esa situación, la densidad mineral ósea permanecerá estable. Si por el contrario se deforma menos de $- 500\mu\epsilon$, por ejemplo debido al cese de actividad porque se escayola una articulación (bucle B de la [figura 4](#)), o más de $- 3.500\mu\epsilon$, por ejemplo porque una persona sedentaria empieza un programa de ejercicio físico (bucle A de la [figura 4](#)), el proceso adaptativo se pondrá en marcha de forma automática, tal como indica la [figura 4](#) (hay que tener en cuenta que esta hipótesis explica la adaptación ósea frente a cargas mecánicas, pero el tejido óseo también responde a factores de carácter fisiológico, básicamente de carácter hormonal, como bien saben las mujeres posmenopáusicas que sufren osteoporosis por desajustes de este tipo).

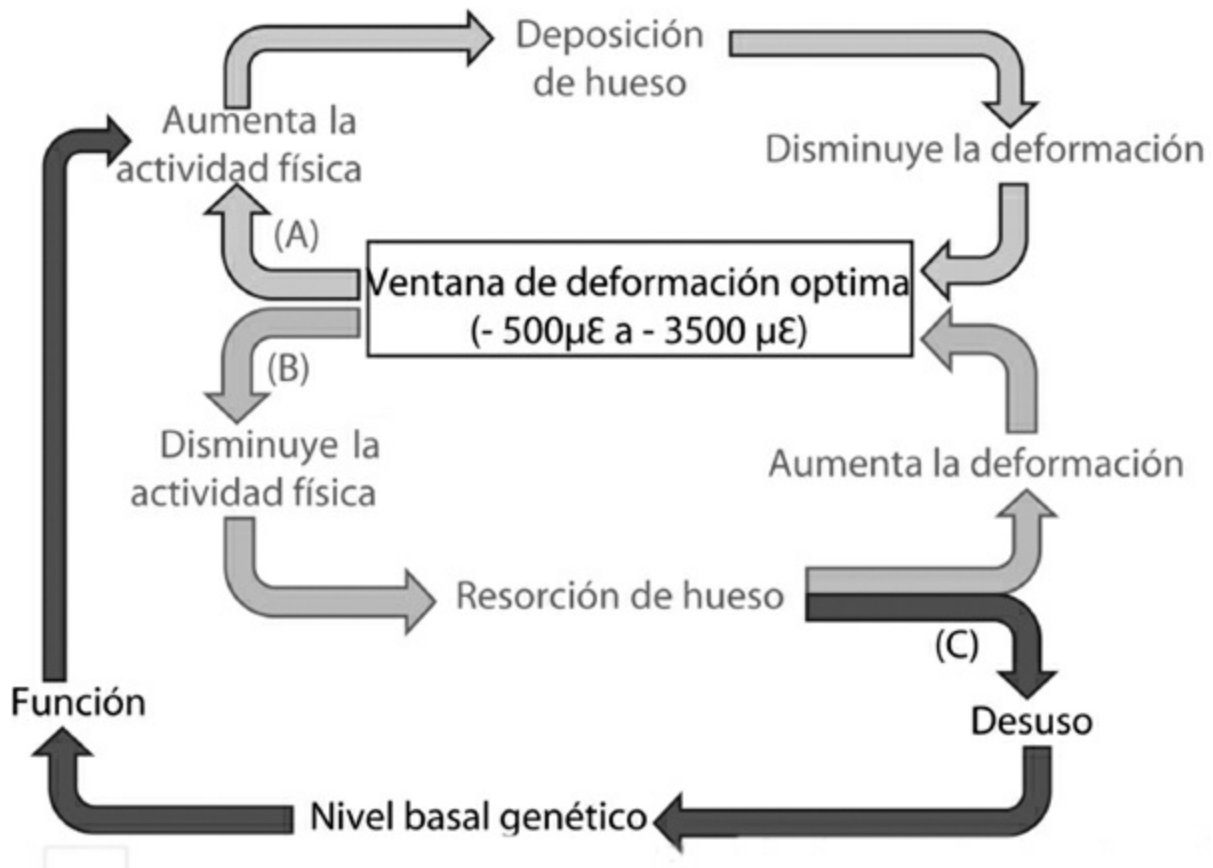


Figura 4: esquema de la “hipótesis de la ventana de adaptación” (Rubyn y Lanyon, 1987)

Explicaremos esta hipótesis adaptativa con el ejemplo de un tenista que se lesiona y, tras la recuperación, vuelve a su nivel de entrenamientos habitual.

Cuando el tenista estaba entrenando normalmente, su tejido óseo estaba bien adaptado al ejercicio que realizaba. Por ello, a lo largo del día sus huesos experimentaban deformaciones de entre $- 500\mu\epsilon$ y $- 3.500\mu\epsilon$, de manera que la deposición y la resorción ósea estaban equilibradas.

Supongamos que sufre una lesión y le inmovilizan el codo del brazo con el que golpea. Ahora, las cargas mecánicas que experimentan los huesos disminuyen considerablemente (bucle B de la [figura 4](#)). Están preparados para no deformarse más de $- 3.500\mu\epsilon$ cuando golpean la pelota, pero ahora, la casi ausencia de cargas mecánicas hace que se deforme menos de $- 500\mu\epsilon$. Esto no es bueno para el hueso, ¿qué tendrá que hacer para que el nivel actual de cargas mecánicas le vuelvan a deformar más de $- 500\mu\epsilon$? La respuesta es ... perder densidad mineral ósea (la actividad de las células denominadas osteoclastos supera a la de los osteoblastos), de esta manera el nuevo nivel de cargas mecánicas (mucho menores que las habituales) le

provocarán deformaciones dentro de la ventana óptima. Por lo tanto, esta pérdida de densidad hay que entenderla como un proceso adaptativo correcto.

Ahora el tenista, ya recuperado, vuelve a entrenarse. Empieza a golpear la pelota de nuevo. Estos impactos provocan deformaciones superiores a $-3.500\mu\epsilon$, lo que es percibido como peligroso y, automáticamente, se ponen en marcha los mecanismos para que dichos impactos no le deformen tanto (bucle A de la [figura 4](#)). ¿Qué tendrá que hacer el hueso? la respuesta es ... aumentar la densidad mineral ósea para hacerse más resistente (la actividad de las células denominadas osteoblastos supera a la de los osteoclastos), así, las nuevas cargas mecánicas (muy superiores a las que experimentaba cuando estaba lesionado) le originarán deformaciones dentro de la ventana de deformación óptima.

El ejemplo de los astronautas que pasan meses en el espacio también es muy bueno para entender este mecanismo adaptativo. Al estar en una situación de hipogravidez, la deformación que experimentan los huesos es menor que la óptima (bucle B de la [figura 4](#)), por lo que inmediatamente se ponen en marcha los mecanismos para adaptarse a esta nueva situación, porque para vivir en la hipogravidez del espacio no es necesario que el hueso tenga mucha densidad. El problema viene cuando vuelven a la superficie terrestre, pues su hueso se ha adaptado para la locomoción en una gravedad casi nula. Ahora bajo la gravedad terrestre, las cargas mecánicas que soportan les originan deformaciones muy superiores a $-3.500\mu\epsilon$ (bucle A de la [figura 4](#)), y actividades tan sencillas como caminar les pueden originar fracturas. Por ello, tras muchos meses en el espacio, se les recoge en sillas de ruedas y las actividades cotidianas tienen que reiniciarlas muy poco a poco.

La [figura 4](#) también recoge la situación de inmovilización prolongada (bucle C de la figura). Inicialmente se pone en marcha el bucle B de la figura, pero si éste funcionara como un proceso continuo, el hueso podría llegar a desaparecer. Sin embargo, esto no pasa, pues existe un límite determinado genéticamente que lo impide. Así, por ejemplo, las personas que están en silla de ruedas toda su vida, tienen una cantidad mínima de hueso en sus miembros inferiores, pero no llega a desaparecer. Esto es así en todos los huesos del cuerpo excepto en los del cráneo.

2.2. Cartílago

El cartílago es un tipo de tejido conjuntivo alinfático (no hay capilares

linfáticos), avascular (no hay vasos sanguíneos, y por tanto es metabólicamente poco activo) y aneural (no hay terminaciones nerviosas, por lo que “no puede doler”). La porción celular (condrocitos) representa alrededor de un 5% del tejido y la matriz el 95% restante. De ésta, del 65% al 80% es agua, y el resto es colágeno, proteoglicanos y otras proteínas en menor cantidad.

Existen 3 tipos de tejido cartilaginoso:

1. Cartílago fibroso o fibrocartílago. Localizado en los discos intervertebrales, sínfisis del pubis, meniscos y en las zonas de unión tendón-hueso.
2. Cartílago elástico. Localizado en la oreja, trompa de eustaquio, epiglotis de la laringe y en las arborizaciones bronquiales de los pulmones. Es el único que presenta cantidades importantes de elastina en su matriz.
3. Cartílago hialino o articular. Localizado en las superficies articulares de las articulaciones de tipo sinovial o diartrosis, en los anillos traqueales y laringe, y extremos anteriores de las costillas. Es el tipo de cartílago que vamos a presentar.

En el cartílago articular, los condrocitos se encuentran en unas oquedades llamadas “lagunas” aislados unos de otros. Al tratarse de un tejido avascular, su nutrición depende de la difusión de O_2 y nutrientes que les llegan gracias al líquido sinovial. Son los responsables de la síntesis de la matriz extracelular.

La matriz extracelular se encuentra formada principalmente por colágeno y proteoglicanos. El colágeno proporciona resistencia a las cargas de tracción en las tres direcciones del espacio, puesto que se encuentran distribuidos de manera irregular y las fibras quedan orientadas en todas direcciones. Los proteoglicanos proporcionan resistencia a la compresión, pues presentan cargas negativas en su superficie, de manera que cuando una presión externa tiende a juntarlos, experimentan repulsión eléctrica, siendo tanto mayor cuanto más elevada sea la compresión sufrida.

En las capas más superficiales del cartílago, la matriz extracelular está formada en un 80% por agua, mientras que las capas más profundas (en unión con el hueso) tienen sólo un 65% de agua (además, estas capas profundas se encuentran osificadas). Ésta tiene cierta libertad de movimiento por la matriz, de manera que está en permanente intercambio con el líquido

sinovial.

El líquido sinovial es un fluido viscoso, transparente y ligeramente alcalino, secretado por las células de la membrana interna de la cápsula articular de las cavidades articulares (la cápsula articular está formada por dos capas la ya mencionada y una capa externa fibrosa cuyas células no sintetizan líquido sinovial y cuya función es dar soporte mecánico). Se trata de un filtrado de plasma, con polisacáridos (ác. hialurónico) y glucoproteínas (lubricina). Por él difunden los gases y nutrientes que precisan los condrocitos.

El cartílago se adapta a las cargas mecánicas que experimenta, pero debido a su falta de vascularización, esta adaptación es lenta.

La cantidad de líquido sinovial presente en la articulación depende del movimiento. En efecto, la actividad física favorece el flujo y reflujo del líquido sinovial al interior del cartílago, lo que permite un mayor tránsito de O_2 y nutrientes a los condrocitos. De forma similar al hueso, el cartílago se refuerza o debilita como adaptación a las cargas mecánicas a las que se ve sometido, pero de forma más lenta que el tejido óseo. La falta de movilidad articular conlleva la degeneración del cartílago, éste crece de manera “aleatoria”, por lo que la superficie deja de ser lisa y aparecen rugosidades, aumentando el coeficiente de fricción (en una articulación sana, el cartílago y el líquido sinovial consiguen un coeficiente de rozamiento extremadamente bajo, del orden de 0,0025). Existen dos enfermedades en las que, por causas diferentes, este problema es especialmente grave: la hemartrosis y la artritis. En el primer caso, la entrada de hematíes (glóbulos rojos) de la sangre al líquido sinovial origina un rozamiento que degenera el cartílago (algo parecido a poner arena en una cadena de una bicicleta) con lo que se dificulta notablemente la movilidad articular. En el caso de la artritis, la degeneración del cartílago es consecuencia de problemas con el sistema autoinmune, que no reconoce como propios a los condrocitos y los ataca. En ambos casos, la degeneración del cartílago va acompañada de procesos inflamatorios.

2.3. Ligamentos y tendones

2.3.1. Estructura

Los ligamentos y tendones también son tejido conjuntivo, cuyas células

se denominan fibroblastos y suponen un 20% del volumen tisular total. Éstos son los responsables de sintetizar la matriz extracelular (80% restante), formada en un 70% por agua y en un 30% por elementos sólidos entre los que destaca el colágeno y, en menor medida, la elastina. Es un tejido escasamente vascularizado, por lo que su metabolismo es relativamente lento.

Ligamentos y tendones están diseñados, básicamente, para soportar cargas de tracción, siendo el colágeno el principal responsable de resistir dichas cargas. La cantidad de elastina es la que le confiere mayor o menor capacidad para elongarse sin sobrepasar el límite elástico, siendo mayor la presencia de elastina en ligamentos que en tendones (el ligamento amarillo, en la columna vertebral, tiene un ratio elastina/colágeno de 2/1, y puede elongarse hasta un 70% antes de llegar a su límite elástico). Finalmente, la denominada “sustancia fundamental” (formada por proteoglicanos, glucoproteínas estructurales, proteínas plasmáticas y otras pequeñas moléculas) hace que la matriz sea como un tipo de gel estructurado y además actúa como una especie de cemento entre las microfibrillas de colágeno dando estabilidad toda la estructura.

Ligamentos y tendones están diseñados, básicamente, para soportar cargas de tracción, siendo el colágeno el principal responsable de resistir dichas cargas, y la cantidad de elastina, la que les confiere mayor o menor capacidad para elongarse.

Como se acaba de ver, la estructura y composición de ligamentos y tendones es muy parecida, pero no su función: los ligamentos (del latín “ligare”) tienen por función unir huesos y evitar que las articulaciones se luxen, mientras que los tendones tienen por misión transmitir la fuerza ejercida por los músculos a los huesos. Esta diferente función hace que su estructura y composición no sean exactamente igual y que la forma de la gráfica fuerza/alargamiento (o tensión/deformación) no sea igual:

- a) En cuanto a su composición, ya se ha mencionado que la cantidad de elastina es mayor en ligamentos (pueden llegar a tener el doble de elastina que de colágeno) que en tendones, en los que la cantidad de elastina puede suponer el 1% de la materia sólida de la matriz, frente a más del 90% que representa el colágeno.
- b) En cuanto a su estructura, en reposo, las fibras de los tendones están casi totalmente estiradas y paralelas, mientras que en los ligamentos están ligeramente distendidas y no tan paralelas.

Estas dos diferencias hacen que la gráfica tensión/deformación, y por tanto su comportamiento frente a cargas mecánicas, sea diferente. En la [figura 5](#) se observa cómo se elonga el ligamento amarillo frente a una carga externa de tracción. Llama la atención que para elongarlo un 50% (elongación que no pone en peligro la articulación) se necesita muy poca carga, pero que a partir de ahí, para elongarlo un poquito más, hay que aplicar mucha carga. Dicho de otra manera, el ligamento apenas ofrece resistencia a rangos de movimiento no peligrosos, pero sí cuando la carga aplicada puede llevar la articulación a límites peligrosos. Por tanto, el ligamento está perfectamente adaptado a su función: permitir movimientos no peligrosos y resistir los que sí puedan serlo. Este comportamiento es similar en todos los ligamentos, pero lo que se pueden elongar antes de llegar al límite elástico es específico para cada articulación, pues los rangos de movimiento son diferentes para cada una de ellas.

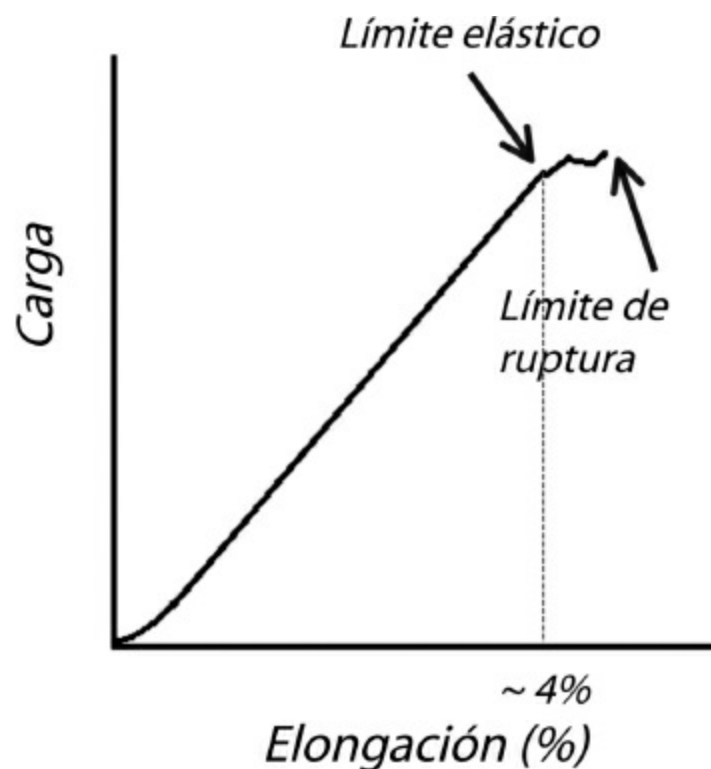


Figura 5. Gráfica carga/elongación típica para el ligamento amarillo.

El caso de los tendones es diferente, pues su función es transmitir fuerzas de forma inmediata. Por ello no deben elongarse mucho, sino que ya desde el instante en que el músculo empieza a aplicar fuerza deben transmitirla al hueso ([figura 6](#)). La gráfica tensión/deformación típica de un tendón muestra

una zona de elongación inicial que ocurre con muy poca carga y que es casi “instantánea”. Le sigue la zona de comportamiento lineal, esto es, cuando la deformación es proporcional a la tensión. Ésta representa el nivel de carga al que típicamente trabajan los tendones y finaliza en el límite elástico (aproximadamente cuando el tendón se elonga un 4%), a partir del cual se inicia el colapso de la estructura, pues implica la ruptura parcial del tendón y que éste no recupere su longitud inicial al cesar la carga. Si ésta no cesa, la estructura va deteriorándose hasta llegar al punto de máxima carga que puede soportar el tejido; a partir de este punto se reduce sustancialmente la capacidad del tejido para soportar cargas, y si la carga no cesa, el tendón se romperá totalmente.

2.4. Tejido adiposo

En la mayoría de los mamíferos hay dos tipos de tejido adiposo que difieren en su color, distribución, vascularización y actividad metabólica:

- Tejido adiposo pardo (en ocasiones llamado “grasa fetal”). Llamado así por el color pardo que presenta debido a la gran vascularización y a la cantidad de mitocondrias que presentan las células en sus citoplasmas. Son células pequeñas, de perfil poligonal y con varias gotas lipídicas de tamaño variable; por ello se le suele denominar tejido adiposo multilocular.

Es muy abundante en los animales hibernantes, pero su cantidad e importancia es menor en el hombre. No obstante, en los niños recién nacidos hay masas apreciables situadas en las axilas, en los triángulos posteriores del cuello, en el tiroides y diversas zonas de la espalda. Su función es termorreguladora y no se le conoce una función biomecánica definida.

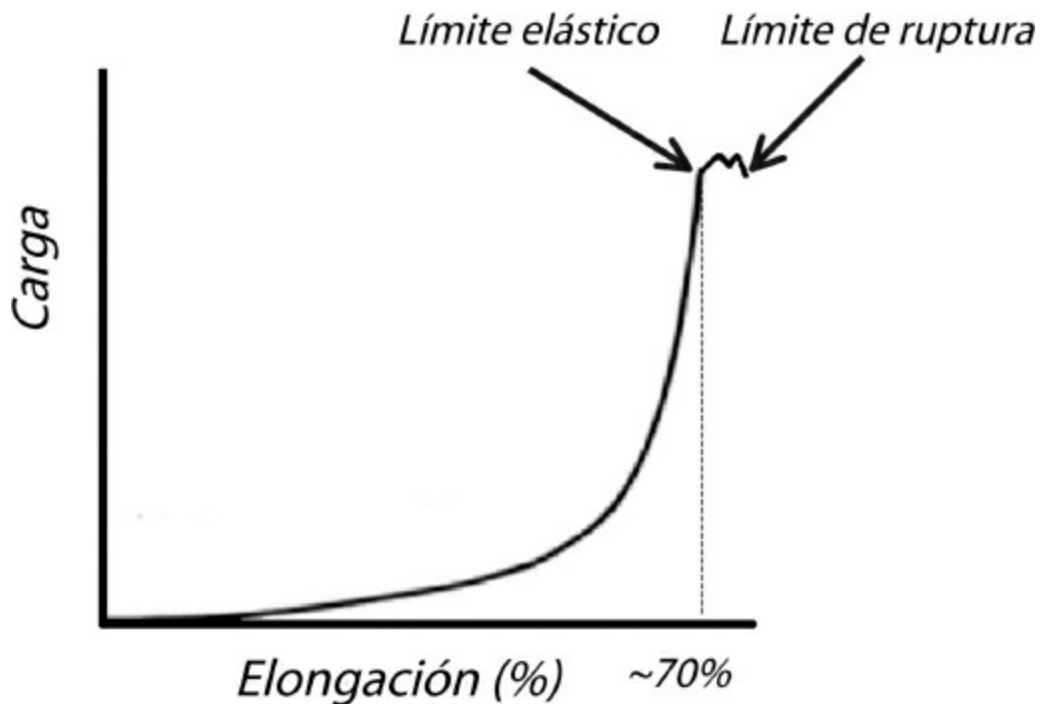


Figura 6. Gráfica carga/elongación típica para un tendón.

- Tejido adiposo blanco, formado por grandes células esféricas o poligonales debido a la deformación mutua. La mayor parte del citoplasma está ocupado por una gota única de lípido (por ello, también se le denomina tejido adiposo unilocular), que es la que le da el color blanquecino-amarillento. Este tejido aparece dividido por tabicaciones de tejido conjuntivo que, en determinadas zonas, forman lóbulos pequeños.

La grasa blanca se distribuye ampliamente por el tejido subcutáneo, pero su ubicación anatómica es dependiente de la edad y del género. En los lactantes y niños pequeños hay una capa de grasa subcutánea, denominado panículo adiposo, que se extiende por todo el cuerpo. En los adultos, es delgado en algunas zonas, pero persiste o se hace más grueso en otros lugares de depósito. En el varón, las áreas principales son la nuca, el área subcutánea que recubre el deltoides y el tríceps, la región abdominal y la glútea. En las mujeres es más abundante en las mamas, glúteos, región epitrocantérea y las caras laterales y anterior del muslo.

PUNTO CLAVE

El tejido adiposo es un excelente amortiguador de impactos especialmente en la palma de la mano y, sobre todo, en la planta del pie.

Su función fundamental es la de almacenamiento de energía química, pero también tiene función biomecánica, básicamente para amortiguar impactos. Esto ocurre, fundamentalmente, en la palma de la mano y la planta del pie, especialmente debajo del calcáneo, donde existe la almohadilla del talón (*heel pad*), que es uno de los materiales más amortiguadores que existen (ver [figura 7](#)). En estos sitios, los adipocitos no tienen función termorreguladora, sino que están organizados dentro de una estructura tridimensional de tabiques de tejido conjuntivo, que los organizan en lóbulos, con función única de amortiguar.

Esta almohadilla del talón tiene una capacidad amortiguadora extraordinaria siempre y cuando se preserve su morfología. Por ejemplo, es relativamente frecuente observar un talón “plano” en personas de edad avanzada, en lugar de la forma redondeada de una persona más joven. Esto ocurre porque las constantes cargas a lo largo de toda la vida han ido dañando la estructura reticular que compacta la almohadilla, perdiendo su capacidad amortiguadora. Por tanto, es muy importante preservar la forma redondeada del talón para que preserve su capacidad amortiguadora. Para conseguirlo, la parte posterior de la plantilla del calzado no debe ser plana, sino que debe presentar una oquedad a modo de “cazoleta” que impida que la almohadilla se desparrame y pierda su forma.

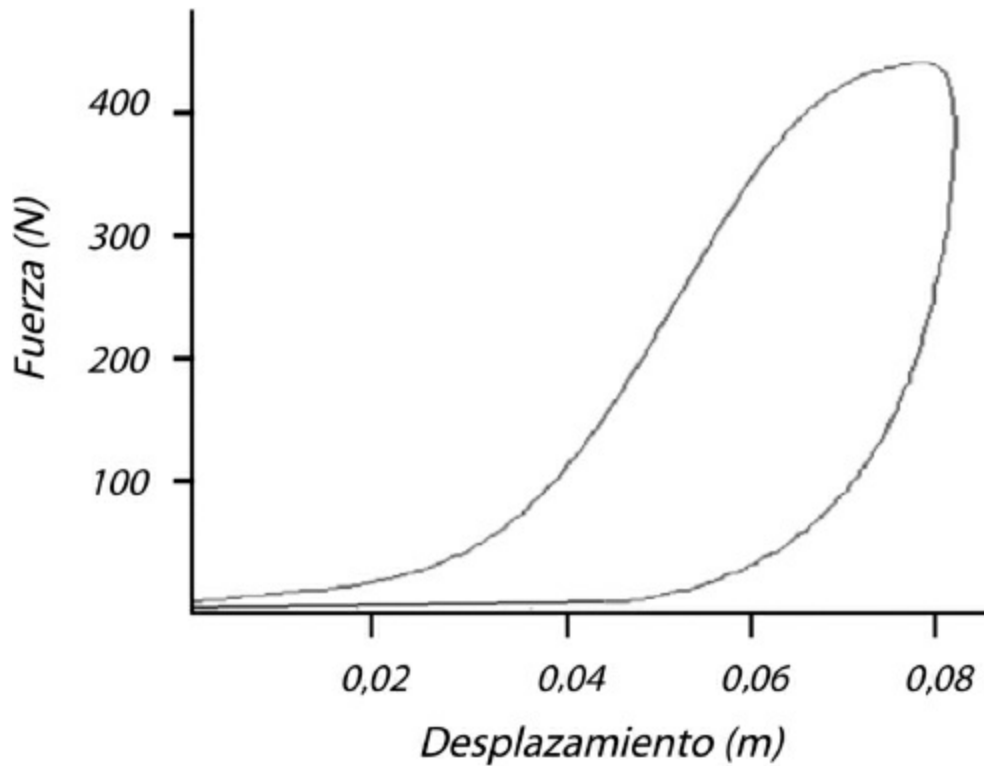


Figura 7. Curva fuerza/desplazamiento de la almohadilla del talón tras un impacto a 0,6 m/s de velocidad.

PARA SABER MÁS

Comín, M., Perís, J.L., Dejoz, R., Vera, P. (1999) *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Ed. Instituto de Biomecánica de Valencia.

Nordi, M., Frankel, V.H. (2004) *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. Ed. McGraw-Hill.

Rubin, C.T., Lanyon, L.E. (1987) Kappa Delta Award Paper. Osteoregulatory nature of mechanical stimuli: fuction as a determinant for adaptive remodeling in bone. *Journal Orthopaedic Research* 5: 300-310.

* Irregulares (p. ej., vertebras) y sesamoideos (p. ej., rótula).

12 FUERZA Y POTENCIA MUSCULAR: INFLUENCIA DE LAS PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DEL MÚSCULO

Dr. Izquierdo, M.¹, & Dr. Badillo, J.J.²

1. Departamento de Ciencias de la Salud.
Universidad pública de Navarra

2. Departamento de Informática y Deporte.
Universidad Pablo de Olavide

RESUMEN

Desde el punto de vista fisiológico, la fuerza se entiende como la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse. En teoría, esta capacidad está en relación con una serie de factores, unos de tipo estructural, como el número de puentes cruzados de miosina que pueden interactuar con los filamentos de actina, el número de sarcómeras en paralelo, la tensión específica o fuerza que una fibra muscular puede ejercer por unidad de sección transversal, la longitud de la fibra y del músculo, y el tipo de fibra. También la fuerza que puede manifestar un músculo esquelético depende de varios factores de tipo neural. Por ejemplo, el número de unidades motoras activas, los aumentos de la frecuencia de estimulación que se den en las motoneuronas que gobiernan las fibras musculares, el número de sarcómeras que se activen, factores facilitadores e inhibidores de la activación neuromuscular y las características del comportamiento del calcio iónico en el interior de la fibra son aspectos básicos para la generación de la fuerza muscular. Además de los factores anteriormente comentados, otras cuestiones relacionadas con las propiedades mecánicas del músculo, como el ángulo articular donde se genera la tensión articular, la longitud inicial del músculo cuando se activa, el tipo de activación y la velocidad de movimiento, son también determinantes en la producción de tensión en el músculo. Por tanto, la fuerza que puede manifestar

un músculo esquelético también depende de la longitud que tienen los músculos en el momento de generar tensión y de los cambios de la longitud en el tiempo (velocidad de contracción).

1. CONCEPTO DE FUERZA Y TIPOS DE ACCIONES MUSCULARES

El músculo esquelético está diseñado para producir fuerza, es decir para acelerar una masa o deformarla. La masa a acelerar es una parte de nuestro cuerpo, ya sea una extremidad, un segmento de la extremidad o el globo ocular. Esta parte, a su vez, puede desplazarse libremente, desplazarse unida a otra masa, ya sea a favor o en contra del sentido de desplazamiento de la masa a la que se une, o simplemente no desplazarse externamente pero produciendo deformación. La tensión que se genera en el músculo se aplica en primer lugar sobre el tejido elástico del propio músculo (p. ej., citoesqueleto) y sobre los tendones, que son tejidos conectivos, con una muy buena capacidad elástica (González-Badillo y Ribas, 2002).

Desde el punto de vista de la mecánica, la fuerza muscular se centra en el efecto externo, generalmente observable, producido por la acción muscular, la atracción de la gravedad o la inercia de un cuerpo. Por tanto, en el sentido que se define la fuerza en mecánica, la *fuerza muscular*, como causa, sería la capacidad de la musculatura para deformar un cuerpo o para modificar la aceleración del mismo: iniciar o detener el movimiento de un cuerpo, aumentar o reducir su velocidad o hacerle cambiar de dirección. Sin embargo, desde el punto de vista fisiológico, la fuerza se entiende como la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse; es algo interno (*fuerza interna*), que puede tener relación con un objeto (resistencia) externo o no. Como resultado de esta interacción entre fuerzas internas y externas surge un tercer concepto y valor de fuerza, que es la *fuerza aplicada* (González-Badillo, 2000a; González-Badillo y Ribas, 2002).

PUNTO CLAVE

La fuerza hay que entenderla a tres niveles: el nivel mecánico (causa que deforma o acelera un objeto), el nivel fisiológico (tensión interna que genera el músculo al activarse) y el nivel de fuerza aplicada (resultado de la interacción entre las fuerzas

La fuerza aplicada es el resultado de la acción muscular sobre las resistencias externas, que pueden ser el propio peso corporal o cualquier otra resistencia o artefacto ajeno al sujeto. Lo que interesa es saber en qué medida la fuerza interna generada por los músculos se traduce en fuerza aplicada sobre las resistencias externas. La fuerza aplicada se mide a través de los cambios de aceleración de las resistencias externas y por la deformación que se produce en los dinamómetros, tanto por efecto de la tensión como de la compresión que se ejerce sobre ellos. Si no se dispone de instrumentos de medida, se estima la fuerza aplicada tomando como referencia el peso que se puede levantar o lanzar en unas condiciones determinadas o la distancia que se puede desplazar el centro de gravedad del propio cuerpo (por ejemplo durante un salto) (González-Badillo, 2000a; González-Badillo y Ribas, 2002).

La magnitud de la tensión generada en el músculo no se corresponde con la magnitud de la fuerza medida externamente (fuerza aplicada). La tensión que puede generar el músculo depende, entre otros factores que serán discutidos posteriormente, de su longitud. A medida que aumenta o disminuye la longitud del músculo con respecto a la longitud óptima, la tensión es cada vez menor. Asimismo, la resistencia que ofrece la fuerza externa (peso) a la musculatura agonista tampoco es la misma durante todo el recorrido de la articulación o articulaciones que intervienen en el movimiento. La mayor resistencia ofrecida coincide con el máximo momento de fuerza (producto de la fuerza externa y la distancia perpendicular desde la línea de acción de la fuerza al eje de giro de la articulación y que viene expresado en $N \cdot m$), que se origina a través del recorrido articular. Por ejemplo, al hacer una flexión del codo en posición vertical con un peso libre, el máximo momento de fuerza se produce a un ángulo de aproximadamente 90° . En esa longitud del músculo es precisamente cuando éste puede desarrollar su mayor tensión (mayor fuerza), que será la máxima posible si la resistencia es máxima, pero también es precisamente en ese momento, debido a la desventaja mecánica (brazo de fuerza interna muy pequeño en relación con el brazo de resistencia externa), cuando más lento es el movimiento en todo el recorrido. Esto significa que en el instante de máxima tensión (máxima fuerza interna) la fuerza aplicada será pequeña, ya que la velocidad

disminuye claramente sin cambios notables de aceleración, y la fuerza aplicada, por tanto, será equivalente o ligeramente superior a la fuerza que corresponde al propio peso de la resistencia a desplazar (González-Badillo y Ribas, 2002; Enoka, 2002; Izquierdo, 2008) (figura 1).

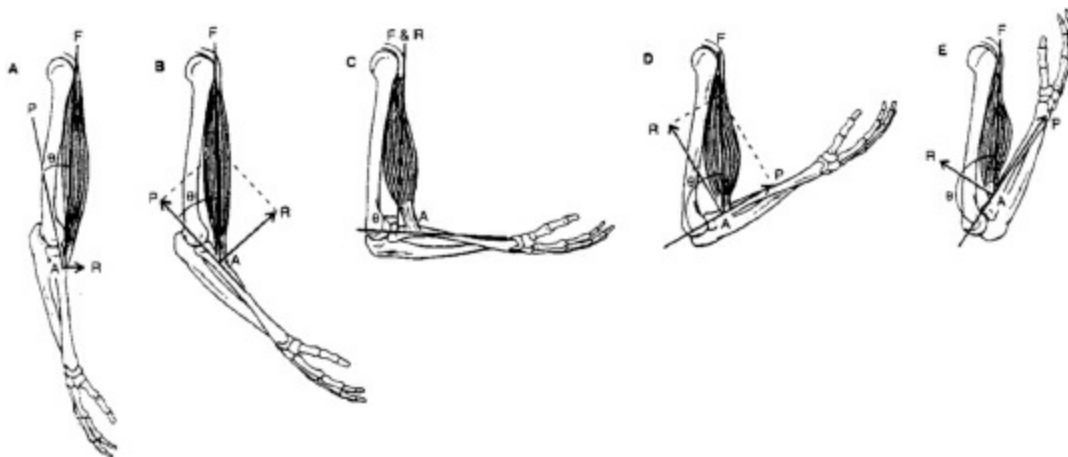


Figura 1. Componentes en paralelo y de rotación de la tensión generada por el músculo bíceps braquial en diferentes ángulos. Cuando los ángulos de inserción son agudos, el componente paralelo de la fuerza (P) tiene la máxima magnitud y actúa estabilizando la articulación. El componente de rotación (R) es pequeño (ver A). El componente de rotación aumenta a su máximo nivel cuando se alcanza los 90° grados (ver C). Por encima del ángulo de 90° de inserción, el componente de rotación disminuye y el componente paralelo aumenta hasta producir una fuerza de dislocación (ver D y E). (Modificada de Enoka RM. Neuromechanics of human movement. 3ª ed. USA, Human Kinetics, 2002.)

Esto se puede observar en la figura 2 donde se muestra la fuerza aplicada sobre el bíceps durante una acción isométrica máxima del músculo bíceps en la posición de 90°. La tensión interna en ambos casos será la máxima. En el panel A, la fuerza aplicada sobre la pesa para que no se desplace hacia abajo será de 7 kg (68,6 N) (igual dirección que el peso pero en sentido contrario) y la que se aplica sobre el tendón del bíceps de 35 kg (343 N). En el caso del panel B, la fuerza aplicada sobre la pesa para que no se desplace hacia abajo será de 11,67 kg (114,37 N) (mayor que en A porque el peso es de 11,67 kg y la que se aplica sobre el tendón del bíceps de 35 kg (igual que antes, la máxima que se puede realizar) (ver pie de figura para más detalles).

Lo que interesa en el deporte es medir la fuerza aplicada, pues de ella depende la potencia que se pueda generar, que es, desde el punto de vista del rendimiento físico, el factor determinante del resultado deportivo, tanto cuando la potencia debe ser la máxima en unas condiciones dadas como cuando se trata de mantener durante más o menos tiempo un determinado

valor de potencia, que en el fondo no es más que la aplicación de una determinada fuerza. Por tanto una primera definición de fuerza aplicable en el rendimiento deportivo sería: fuerza es la manifestación externa (fuerza aplicada) que se hace de la tensión interna generada en el músculo (González-Badillo, 2000a; Izquierdo, 2008).

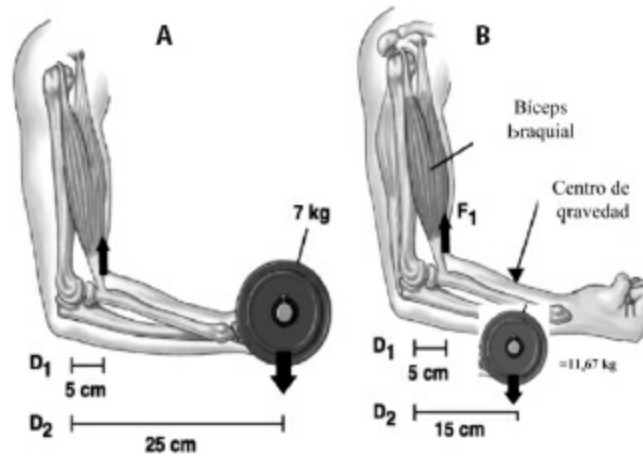


Figura 2. Un peso de 7 kg se sujeta en la mano a 25 cm del codo. En el panel A el momento de fuerza (hacia abajo) = $7 \text{ kg} \times 25 \text{ cm}$. Para mantener el sistema en equilibrio, la fuerza que deberá aplicar (hacia arriba) el bíceps $\times 5 \text{ cm} = 7 \text{ kg} \times 25 \text{ cm}$. Entonces la fuerza del bíceps = $175 \text{ kg} \cdot \text{cm} / 5 \text{ cm} = 35 \text{ kg}$. El músculo bíceps debe aplicar una fuerza de 35 kg para evitar que la mano se desplace hacia abajo. En el caso del panel B, donde se coloca la pesa más cerca de la inserción, se puede aguantar más peso (11,6 kg). Así un peso de 11,67 kg se sujeta en la mano a 15 cm del codo y el momento (hacia abajo) = $11,67 \text{ kg} \times 15 \text{ cm}$. Para mantener el sistema en equilibrio, la fuerza que deberá aplicar el bíceps $\times 5 \text{ cm} = 11,67 \text{ kg} \times 15 \text{ cm}$. Entonces la fuerza del bíceps = $175 \text{ kg} \cdot \text{cm} / 5 \text{ cm} = 35 \text{ kg}$. Aquí el músculo bíceps debe aplicar una fuerza de 35 kg para evitar que la mano se desplace hacia abajo.

PUNTO CLAVE

La fuerza aplicada determina la potencia generada por el deportista, y ésta es la que determina el rendimiento físico-deportivo.

Pero tan importante como la fuerza manifestada ante la máxima resistencia es la fuerza que se alcanza con resistencias inferiores a la misma, de tal manera que no siempre el sujeto que manifiesta más fuerza ante una resistencia relativa alta es el que más fuerza manifiesta ante resistencias relativas ligeras. Si esto es así, no tenemos más remedio que admitir que el deportista no tiene un valor de fuerza máxima único en cada ejercicio, sino

“infinitos” valores en función de la resistencia que utilicemos para medir la fuerza, o lo que es lo mismo, en función de la velocidad a la que se pueda realizar el movimiento. Esto, que es verdaderamente importante para el rendimiento, nos lleva a una segunda definición de la fuerza en el deporte: fuerza es la manifestación externa (fuerza aplicada) que se hace de la tensión interna generada en el músculo o grupo de músculos a una velocidad determinada (adaptada de Knuttgen y Kraemer, 1987).

Pero como todos los movimientos humanos se realizan durante un cierto tiempo, lo que interesa en el deporte es el continuo de la curva fuerza/tiempo (Zatsiorsky, 1995). Efectivamente, cuando aplicamos una fuerza en cualquier gesto siempre se alcanza un pico máximo de fuerza, pero para ello hace falta que trascorra un cierto tiempo, es decir, este pico no se alcanza de manera instantánea. Si este pico de fuerza se alcanza manifestando la fuerza a la mayor velocidad (o mayor rapidez) posible, el valor del pico dependerá del tiempo disponible para manifestar la fuerza. A su vez el tiempo dependerá de la resistencia que se tenga que superar (a mayor resistencia, mayor tiempo), la cual determina también, como hemos visto, la velocidad de ejecución. Por tanto, el tiempo entra a formar parte de esta relación paramétrica, y por ello, al igual que la velocidad, también es un factor determinante en la medición de la fuerza. Esto nos llevaría a la tercera definición de la fuerza en el deporte: fuerza es la manifestación externa (fuerza aplicada) que se hace de la tensión interna generada en el músculo o grupo de músculos en un tiempo determinado (González-Badillo, 2000a; González-Badillo y Ribas, 2002).

1.1. Tipos de acción muscular

La tensión se produce durante la activación del músculo (generalmente se utiliza el término menos apropiado de “contracción” en lugar de “activación”), la cual tiene lugar cuando el músculo recibe un impulso eléctrico y se libera la energía necesaria, lo que dará lugar a la unión y desplazamiento de los filamentos de actina y miosina en el sentido de acortamiento sarcomérico y elongación tendinosa. La activación siempre tiende a acortar las sarcómeras, tanto si el músculo se está acortando (activación concéntrica) como elongando (activación excéntrica). Pero según la voluntad del sujeto o la relación que se establezca con las resistencias externas, la activación del músculo puede dar lugar a tres acciones diferentes: 1) acortamiento o acción dinámica concéntrica (superación de la resistencia

externa, la fuerza externa actúa en sentido contrario al del movimiento); 2) alargamiento/estiramiento o acción dinámica excéntrica (cesión ante la resistencia externa, la fuerza externa actúa en el mismo sentido que el movimiento), y 3) mantenimiento de su longitud o acción isométrica (la tensión [fuerza] muscular es equivalente a la resistencia externa, no existe movimiento ni por supuesto trabajo mecánico). Esta última definición no se ajusta a la realidad totalmente, pues lo único que se mantiene igual es el ángulo en el que se está produciendo la tensión muscular, pero la acción del músculo es de acortamiento de fibras y de estiramiento del tejido conectivo, como el tendón (figura 3).

1.2. Ciclo acortamientoestiramiento

Cuando las tres acciones se producen de manera continúa en este orden: excéntrica-isométricaconcéntrica, y el tiempo de transición entre la fase excéntrica y la concéntrica es muy corto, daría lugar a una acción múltiple denominada ciclo de estiramiento-acortamiento (Knutgen y Kraemer, 1987; Komi 1986). Una de las propiedades más características de la función muscular es la optimización de la potencia muscular en los movimientos llamados de ciclo estiramiento-acortamiento. En este tipo de movimiento se produce una elongación del músculo mientras se activan las sarcómeras en un intento de evitar la elongación (activación excéntrica), se consigue una gran tensión sobre los elementos elásticos en serie (principalmente tendones y titina, la proteína que une los miofilamentos de miosina con la línea Z de las sarcómeras), seguida tras un muy corto período de tiempo por un acortamiento muscular (acción concéntrica). La ventaja del ciclo estiramiento-acortamiento es que el músculo puede realizar una mayor cantidad de trabajo si es activamente elongado antes de que se produzca la contracción concéntrica. Este es el caso de los saltos con contramovimiento, en los que la potencia alcanzada es mayor que cuando se realiza el mismo tipo de salto sin contramovimiento.

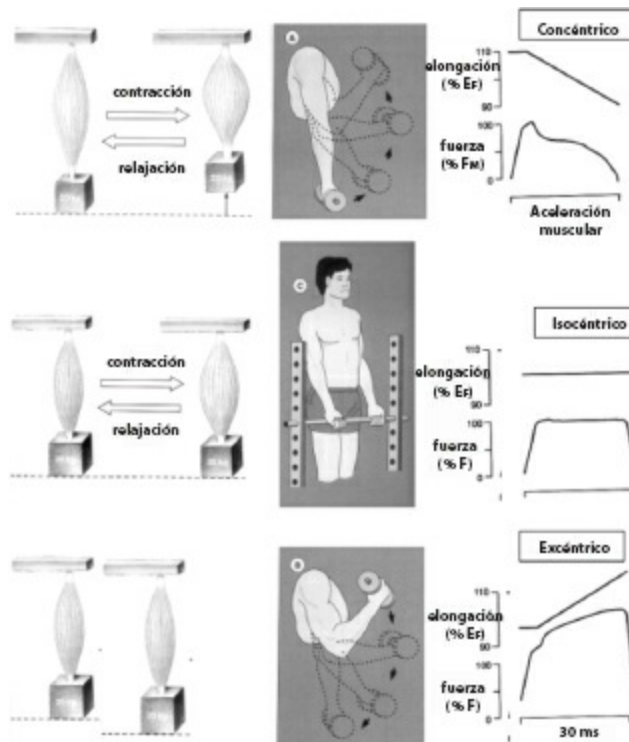


Figura 3. Acciones musculares concéntricas (A), excéntricas (B) e isométricas (C). Obsérvese que la fuerza muscular varía de manera no lineal cuando un músculo activo pasa de una acción isométrica a realizar una acción excéntrica. Este comportamiento puede ser explicado en función de los puentes cruzados (ver texto para explicación en detalle). (Modificada de Knutgen H.G., Kraemer W.J. Terminology and measurement in exercise performance. J App Sport Sci Res 1987; 1:1-10)

PUNTO CLAVE

El ciclo de estiramiento-acortamiento optimiza la potencia muscular.

Se han propuesto 4 mecanismos que explican el mayor trabajo positivo que puede realizar un músculo que realiza un ciclo de estiramiento-acortamiento: 1) tiempo para el desarrollo de la fuerza, 2) utilización de la energía elástica, 3) potenciación de la fuerza y 4) participación de los reflejos musculares.

El primer mecanismo, denominado tiempo para el desarrollo de la fuerza, se relaciona con el aumento de tiempo que tiene el músculo para estar completamente activado cuando se realiza un estiramiento previo. El segundo mecanismo se relaciona con el almacenamiento en el tejido elástico de

energía durante la fase de elongamiento muscular y la posterior utilización durante la acción de acortamiento (fase concéntrica). El tercer mecanismo, potenciación de la fuerza, sugiere que la tensión que desarrollan los puentes cruzados aumenta como consecuencia de realizar un movimiento de estiramiento previo a una acción muscular concéntrica. El cuarto mecanismo está asociado con los reflejos de estiramiento (descarga motoneuronas alfa y reflejos de latencia prolongados) evocados por la elongación activa muscular en el comienzo del ciclo de estiramiento-acortamiento.

La fuerza que un músculo puede realizar con velocidad constante es mayor durante acciones de tipo excéntrico (elongamiento muscular). Por ejemplo se sabe que es más fácil bajar un peso elevado con los flexores del codo, lo que requiere una acción excéntrica, que subir el mismo peso con una acción de acortamiento muscular. Sin embargo, la fuerza que se puede realizar durante el elongamiento muscular puede variar considerablemente. Por ejemplo se sabe que la fuerza muscular varía de manera no lineal cuando un músculo activo pasa de una acción isométrica a realizar una acción excéntrica. Un ejemplo se muestra en la [figura 4](#). En este experimento se controló la longitud del músculo extensor largo de los dedos mientras se estimulaba el nervio motor y se medía la fuerza que se realizaba (McCully y Faulkner, 1985). Durante la acción isométrica, la longitud no se modificó, mientras la fuerza alcanzó una zona de meseta durante la estimulación. Sin embargo, cuando se cambió la longitud, la fuerza no cambió de manera paralela con el cambio de longitud, de la misma manera que ocurriría con un muelle. Durante la acción concéntrica a velocidad constante, la fuerza disminuyó, muy rápido al principio y luego de manera más lenta, desde el valor isométrico. En contra, durante la acción de elongamiento muscular a velocidad constante, la fuerza aumentó muy rápidamente al principio y luego de manera más lenta. En las acciones musculares a una velocidad constante, la pendiente del registro de fuerza indica el grado de rigidez (cambios de fuerza asociados a cambios de longitud) del músculo. Durante el elongamiento muscular la rigidez inicial aumenta (por ejemplo, grandes aumentos en fuerza para pequeños cambios en longitud) y luego disminuye. El aumento de la rigidez al comienzo de la acción muscular se denomina pequeño rango de rigidez muscular (Enoka, 2002).

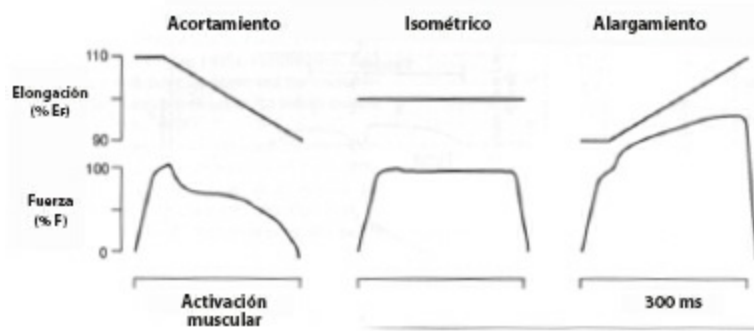


Figura 4. Cambios en la tensión muscular durante cambios controlados en la longitud muscular. La longitud se indica como porcentaje de la longitud de la fibra muscular (%Lf) en relación con la longitud de reposo. La fuerza o tensión es expresada como porcentaje de la máxima tensión isométrica (%Fm,o). Para cada contracción, el músculo fue estimulado a 150 Hz durante 300 ms. Después de 100 ms de estimulación, la longitud del músculo se redujo (acortamiento), se mantuvo constante o estirada (alargamiento). Obsérvese la forma de la curva de tensión durante el acortamiento, elongamiento y la acción isométrica. (Modificada de Enoka RM. *Neuromechanics of human movement*. 3ª ed. USA, Human Kinetics, 2002.)

Este comportamiento puede ser explicado en función de los puentes cruzados. Cuando un músculo es elongado activamente desde una situación isométrica, los puentes cruzados unidos son estirados y esto aumenta la tensión media generada por cada puente cruzado. En las fibras del zorro se ha observado que, cuando se elongan, primero muestran un gran aumento de tensión y luego una zona estable (casi dos veces la producida durante acciones isométricas). Después de que los puentes cruzados han sido estirados en cierto grado, se produce un desacoplamiento y un rápido acoplamiento, aproximadamente 200 veces más rápido que durante acciones isométricas. De esta manera, el pequeño rango de rigidez muscular que se produce al inicio de la contracción excéntrica (alargamiento muscular) se debería a un aumento de la tensión media producida por cada puente cruzado. Además, en la medida en que el alargamiento muscular continúa, los puentes cruzados se reacoplan rápidamente, produciendo otra vez una gran tensión muscular.

2. BIOMECÁNICA DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO

El proceso por el cual se genera y mantiene la fuerza y la velocidad de contracción en un músculo o grupo de músculos incluye numerosos eslabones estructurales y funcionales de cuya interacción final resulta la actividad física manifestada por los músculos.

Anteriormente se ha comentado que desde el punto de vista fisiológico, la fuerza se entiende como la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse. En teoría, esta capacidad está en relación con una serie de factores, unos de tipo estructural, como son: el número de puentes cruzados de miosina que pueden interactuar con los filamentos de actina (Goldspink, 1992), el número de sarcómeras en paralelo, la tensión específica o fuerza que una fibra muscular puede ejercer por unidad de sección transversal, la longitud de la fibra y del músculo y el tipo de fibra. También, la fuerza que puede manifestar un músculo esquelético depende de varios factores de tipo neural. Por ejemplo, el número de unidades motoras activas, los aumentos en la frecuencia de estimulación que se den en las motoneuronas que gobiernan las fibras musculares, el número de sarcómeras que se activen, factores facilitadores e inhibidores de la activación neuromuscular y las características de la regulación del calcio iónico en el interior de la fibra, aspectos básicos para la generación de la fuerza muscular.

Además de los factores anteriormente comentados, otras cuestiones relacionadas con las propiedades mecánicas del músculo, como el ángulo articular donde se genera la tensión articular, la longitud inicial del músculo cuando se activa, el tipo de activación y la velocidad de movimiento son también determinantes en la producción de tensión en el músculo (Harman, 1993). La fuerza que puede manifestar un músculo esquelético depende de la longitud que tienen los músculos en el instante de generar tensión y los cambios de la longitud en el tiempo (velocidad de contracción).

Cuando se analizan estas características experimentalmente, se mide la tensión que se genera cuando el músculo se coloca a una longitud constante o su longitud cambia a una velocidad constante. Las relaciones que se generan de longitud-tensión y de fuerza-velocidad caracterizan las propiedades quasi-estáticas del músculo, pero no describen la tensión que puede generar un músculo durante el movimiento. De manera general se sabe que, ante una activación voluntaria máxima, cuanto más velocidad de acortamiento pueda alcanzar un músculo, menos fuerza podrá ejercer y viceversa. Asimismo, se conoce que los músculos se disponen en nuestro organismo de manera ideal para producir las fuerzas máximas, si son adecuadamente activados, y que cualquier modificación (alargamiento o acortamiento) de longitud muscular óptima conlleva una disminución de las tensiones. Por último, la potencia mecánica muscular, expresada como el producto de la fuerza por la velocidad (producción de trabajo mecánico por unidad de tiempo), estará íntimamente

vinculada y limitada a la relación fuerza-velocidad. Las relaciones de longitud-tensión y fuerza-velocidad dependen de las características contráctiles de las fibras musculares, de la organización de las fibras musculares en el músculo (arquitectura muscular) y de la disposición de los músculos en situaciones articulares. El estudio de estas relaciones en cada uno de estos niveles ofrece un conocimiento importante del comportamiento mecánico y la interacción entre la fuerza, velocidad y potencia, así como de las limitaciones y capacidades del movimiento que se genera de la activación muscular. De manera más detallada, se puede decir que los valores de la relación fuerza-velocidad y tensión-longitud estarán determinados por diferentes condiciones mecánicas y fisiológicas, entre las que se pueden mencionar la arquitectura muscular (área de la sección transversal, longitud y ángulo de pennación), configuración anatómica de la articulación, longitud de las sarcómeras, tipos de fibras musculares o el nivel de activación muscular. La manera en la que estos aspectos afectan las relaciones longitud-tensión, fuerza-velocidad y potencia-velocidad serán comentadas a continuación (Knutgen y Kraemer, 1987; Komi, 1986; González-Badillo y Ribas, 2002; Enoka, 2002; Zatsiorski, 2001; Izquierdo, 2008).

2.1. Relación longitud-tensión en las fibras aisladas y en el músculo esquelético

El mecanismo intrínseco para la generación de fuerza es el deslizamiento de los filamentos delgados, con la carga a la que estén unidos (generalmente fuerza elástica [p. ej., titina y tendones] y peso), sobre los filamentos gruesos anclados en el centro de la sarcómera, lo que permite el acercamiento de algunas décimas a un par de micrómetros, como mucho, de los discos Z. Evidentemente, para el desplazamiento de todas estas masas y resortes o muelles, se requiere energía. Esta energía se obtiene de las moléculas del ATP que son hidrolizadas por las enzimas ATPasa miofibrilar en un proceso cíclico que se conoce con el nombre de “ciclo de los puentes cruzados”. De acuerdo con este esquema, la fuerza generada por una fibra está relacionada con el número de puentes cruzados activos en un instante determinado, de tal forma que a mayor grado de fuerza, más número de puentes cruzados se necesitan para sostenerla. En la medida que la longitud de la sarcómera se modifica (se acorta o se elonga), el grado de solapamiento de los filamentos delgados y gruesos también lo hace, determinando el número de sitios activos

de los filamentos de actina que pueden entrar en contacto con la cabezas de la miosina. En la [figura 5](#) se observa que a una longitud sarcomérica de 3,6 μm hay un solapamiento mínimo entre los filamentos de actina y miosina. Sin embargo, a una longitud sarcomérica de 1,6 μm a 2,6 μm es cuando se produce el óptimo solapamiento. El resultado neto de estos cambios en el número potencial de puentes cruzados es que la tensión generada por la sarcómera está influida por la longitud sarcomérica ([figura 12](#)) (Huxley, 1966; Sale, 2002; Knutgen y Kraemer, 1987; Komi, 1986; Gonzalez y Ribas, 2002; Enoka, 2002; Zatsiorski, 2001).

PUNTO CLAVE

La fuerza generada por una fibra muscular está en función del número de puentes cruzados formados en un instante dado.

Cuando un músculo esquelético se distiende a intervalos concretos se observa que la tensión (aún sin contraerse) crece de manera curvilínea, siguiendo una función exponencial creciente ([figura 6](#)), y a esta curva se le llama curva de tensión pasiva o inactiva. Cuando después de un incremento discreto de longitud se produce una activación máxima del sistema de filamentos contráctiles, se obtiene una tensión que es la máxima para ese incremento de longitud y que equivale al total de las tensiones (elásticas pasivas, contráctiles activas) que se generan en el músculo. De ahí que la curva obtenida con estos valores se denomine curva de tensión total. Si para cada nuevo incremento de la longitud, a la tensión total le restamos la tensión pasiva, obtenemos una nueva curva que es la curva de tensión activa ([figura 6](#)). Como se puede observar, en las curvas longitud-tensión, la tensión o fuerza ejercida por el músculo crece con la longitud hasta alcanzar un máximo. A esa longitud en reposo se le conoce como *longitud en reposo* o L_0 , por coincidir con la longitud que tienen los músculos en la posición de reposo en su anclaje normal al esqueleto, además es la longitud en la que se pueden establecer el mayor número de puentes cruzados durante el proceso contráctil. Es decir, los músculos se disponen en nuestro organismo de manera ideal para producir las fuerzas máximas, si son adecuadamente activados. Después de obtenerse la tensión máxima con la longitud de reposo

o ligeramente superior, cualquier aumento de la longitud muscular conlleva una disminución de las tensiones totales y activas, aunque aumente la tensión pasiva. De hecho la tensión máxima no corresponde con un solo punto, sino con una zona de suave meseta en las curvas de tensión total y tensión activa. Obsérvese la zona marcada como rango fisiológico en la [figura 6](#) (González-Badillo y Ribas, 2002; Roy y Edgerton, 2002; Knutgen y Kraemer, 1987; Komi, 1986; Enoka, 2002; Izquierdo, 2008)

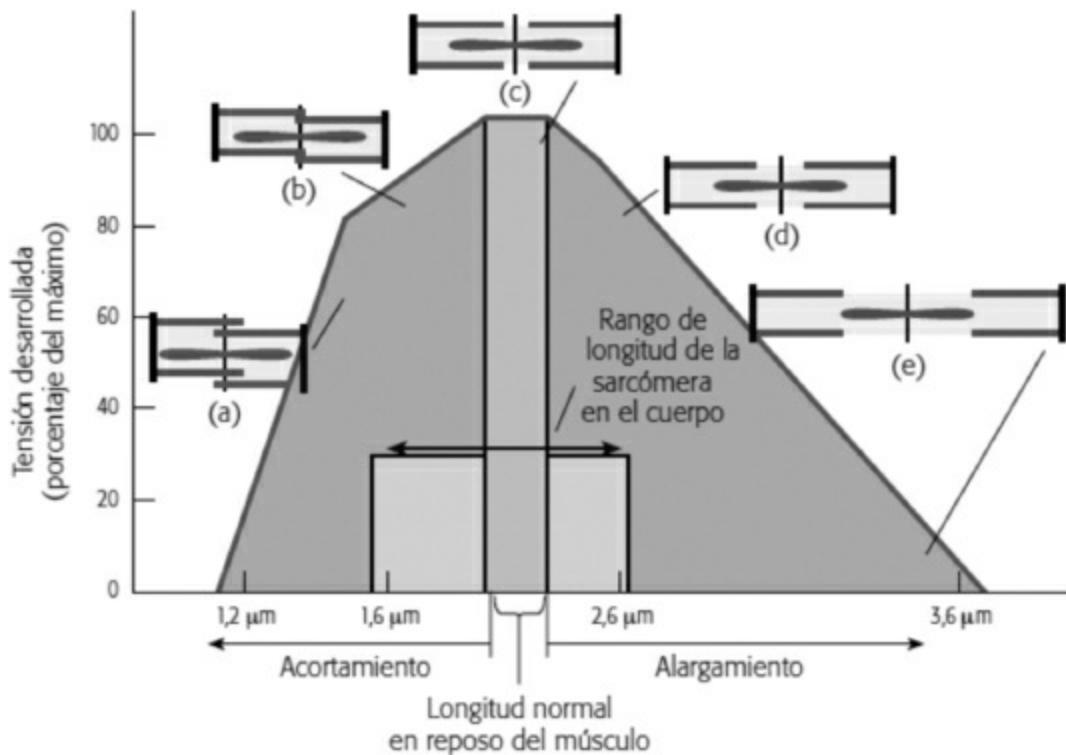


Figura 5. Relación entre distintas longitudes sarcoméricas y la tensión isométrica generada por una fibra muscular. (Modificada de Enoka RM. *Neuromechanics of human movement*. 3ª ed. USA, Human Kinetics, 2002.)

Dada la forma exponencial de la curva de tensión pasiva, pequeños aumentos pasivos de longitud o estiramiento muscular conllevan grandes aumentos de la fuerza de contracción. Es en este punto donde tienen un papel relevante los músculos antagonistas, cuya contracción produce una elongación de los músculos agonistas (cuanta más fuerza de contracción de los antagonistas, más elongación de los agonistas). De igual modo, se utiliza el peso gravitatorio de nuestro cuerpo, de manera ventajosa, para producir elongaciones y activaciones excéntricas de grupos musculares, sin apenas gasto energético (González-Badillo y Ribas, 2002).

Un aspecto funcional importante de los elementos elásticos es que las fibras musculares pueden almacenar gran cantidad de energía en los tendones sin necesidad de hacerlo a máxima velocidad. Un instante de tiempo más tarde, la energía almacenada en el tendón se puede aplicar tan rápidamente como lo permitan las características de resorte del tendón (ejemplo de goma del tirachinas). En nuestro organismo, un ejemplo evidente de esta optimización son los observados en los movimientos de estiramiento-acortamiento, en los que una elongación del músculo mientras se activan las sarcómeras en un intento de evitar la elongación (activación excéntrica) consigue una gran tensión sobre los elementos elásticos en serie (tendones y titina principalmente), seguida tras un muy corto intervalo de tiempo por un acortamiento muscular (contracción concéntrica). Sin embargo, hay que tener en cuenta que la contribución de los elementos elásticos a la fuerza manifestada por los músculos no se reduce a la mejora de la velocidad máxima para una fuerza o carga determinada, como se ha explicado anteriormente, sino que, además, para una velocidad de movimiento submáximo, el efecto de los elementos elásticos en serie sobre la longitud de las fibras cuando éstas se estiran desviaría el sistema hacia una posición en la curva longitud-tensión en la que los elementos elásticos también contribuyen a manifestar más fuerza (Knutgen y Kraemer, 1987; Komi, 1986; González-Badillo y Ribas, 2002).

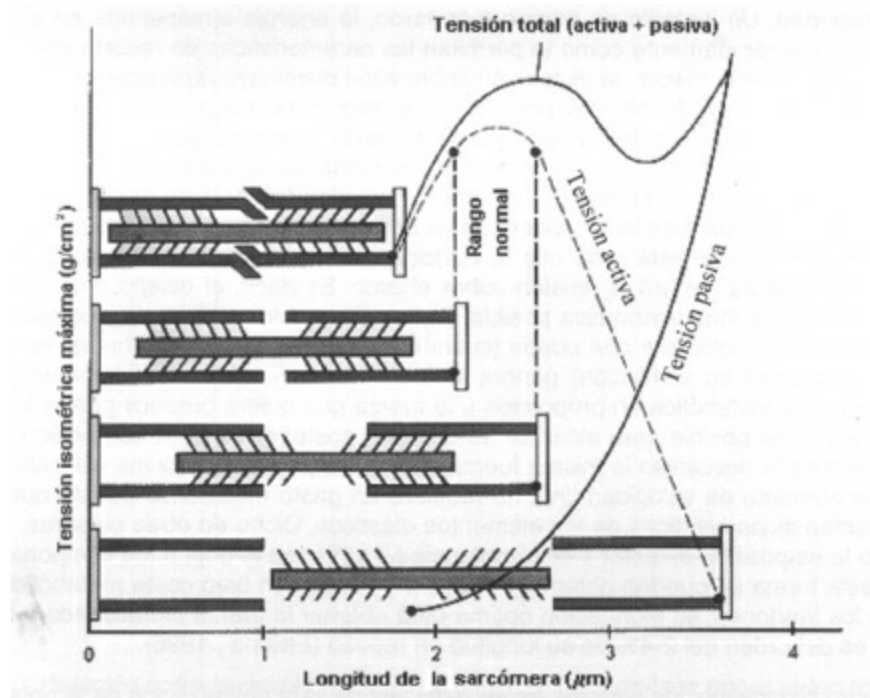


Figura 6. Relaciones entre distintas longitudes sarcoméricas y la fuerza o tensión isométrica ejercida por la fibra muscular. Obsérvese que el rango normal de funcionamiento en condiciones fisiológicas está limitado entre las dos líneas discontinuas verticales. (Modificada de MacArdle Roy RJ, Edgerton V. *Skeletal muscle and motor unit architecture*. En: Komi PV [ed.] *Strength and power in sport*. Blackwell Scientific Publications, 2002.)

2.2. Relación fuerza-velocidad en las fibras musculares y en el músculo esquelético

La velocidad a la que se acorta un músculo va a depender de la carga (equivalente externo de la fuerza que tiene que generar el músculo) que tiene que mover. Naturalmente, a mayor carga, la tensión que tiene que generar el músculo es mayor (hasta el nivel que le solicite la carga) y la velocidad será menor, tal y como se aprecia en cualquier curva fuerza-velocidad. Esta relación es de tipo inverso en los músculos esqueléticos, es decir, cuanto más velocidad de acortamiento se le demande al músculo, menos fuerza podrá ejercer y viceversa (figura 7). Fenn y Marsh en 1935 fueron los primeros en demostrar la relación entre la fuerza y la velocidad de acortamiento. Sin embargo, Hill (1938) fue el primero en caracterizar la relación fuerza-velocidad y mostrar la importancia de este parámetro en el estudio de la función muscular.

La figura 8 muestra la clásica curva fuerza-velocidad publicada por Hill en 1938. Se puede observar la relación inversa entre la fuerza y la velocidad de acortamiento en un músculo sartorio aislado de zorro. Hill demostró una relación hiperbólica y aportó una fórmula para la descripción de la relación fuerza-velocidad que ha sido profusamente aplicada en estudios de biomecánica y fisiología. En esta figura se observa que la máxima velocidad de acortamiento se consigue cuando la carga es cero y que la máxima fuerza se produce en condiciones de alargamiento muscular (fase excéntrica).

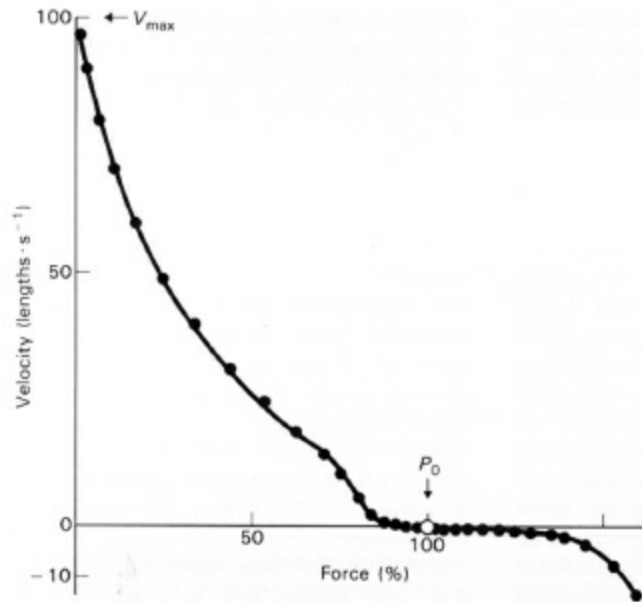


Figura 7. Relación fuerza-velocidad. Los valores de la tensión están normalizados respecto a la máxima fuerza isométrica (P_0). (Modificada de Edman KAP. *Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibers*. Penny Ripka. *J Appl Physiol* 1998; 404:301-321.

La curva fuerza-velocidad en una fibra muscular aislada tiene las siguientes características: 1) tal y como se ha comentado anteriormente, se observa un aumento en la velocidad de acortamiento en la medida que se reduce la fuerza generada por el músculo; 2) cuando la carga excede la máxima tensión isométrica que el músculo puede generar, el músculo comienza a elongarse (acción excéntrica), tal y como se refleja en el valor negativo de la velocidad; 3) sin embargo, se puede identificar en la curva fuerza-velocidad una región de aplanamiento de la curva, aproximadamente donde se produce la máxima fuerza muscular isométrica, en la que un 2% de cambio en la velocidad se asocia con un 30% de cambio en la fuerza producida, y 4) se puede observar una mayor tensión generada por la fibra muscular durante acciones de elongamiento muscular (zona de valores negativos en la velocidad en la figura). Solamente cuando la carga sea un 40% mayor que la fuerza máxima isométrica que puede generar la fibra muscular, se alcanzarán, en contra de la voluntad del sujeto, elevadas velocidades de alargamiento en la fibra muscular. Estas dos últimas características relacionadas con el aplanamiento de la curva fuerza-velocidad actúan como un mecanismo tipo “servo” altamente efectivo, que ayuda a mantener el patrón de las sarcómeros uniforme cuando el músculo trabaja con

cargas elevadas o a prevenir que el músculo sea estirado bruscamente cuando de repente soporta una carga por encima de su fuerza máxima isométrica.

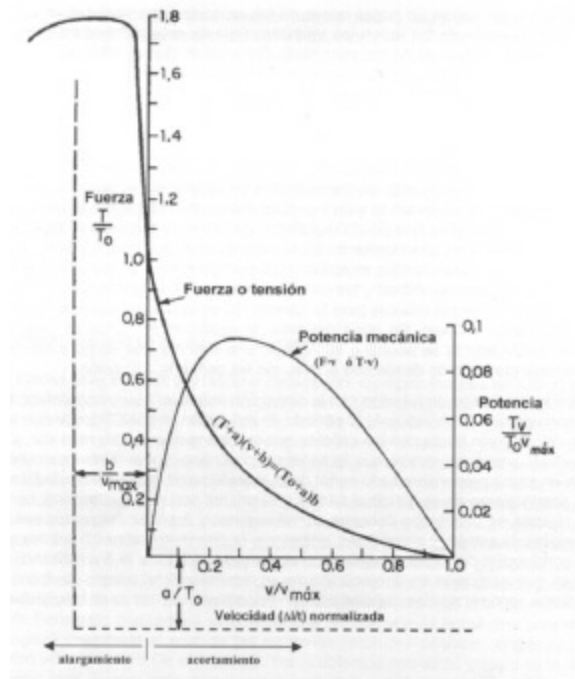


Figura 8. Curva fuerza-velocidad de Hill. Las asíntotas de la curva hiperbólica son paralelas a T/T_0 y a $v/v_{m\acute{a}x}$ y están representadas por líneas discontinuas. T_0 es la fuerza isométrica máxima y $v_{m\acute{a}x} = b T_0/a$, la velocidad máxima cuando no hay carga. Obsérvese que para normalizar la curva, tanto las fuerzas como las velocidades se han dividido por sus máximos. El pico máximo de la curva de potencia corresponde a $0,1 T_0 v_{m\acute{a}x}$ vatios, o aproximadamente, a un rango entre $1/3$ y $1/4$ de la fuerza máxima y de la velocidad máxima (a partir de Hill 1938). (Modificada de González-Badillo JJ, Ribas JJ. Programación del entrenamiento de fuerza. Ed Inde Publicaciones, Barcelona, 2002.)

Las propiedades contráctiles básicas del músculo, caracterizadas a partir de las relaciones longitud-tensión y fuerza-velocidad de una fibra muscular, están influidas por la manera en que las fibras musculares se organizan para formar el músculo (arquitectura muscular). Se pueden describir los efectos que producen estos aspectos si consideramos un músculo compuesto de tres fibras musculares (figura 9). Las tres fibras musculares se pueden disponer una después de la otra (en serie), una junto a la otra (en paralelo) o de manera no alineada directamente con la carga y conformando un determinado ángulo con respecto a la recta de tensión lineal del tendón. Cuando las fibras musculares se organizan en serie, esto favorece un mayor rango de movimiento (DL) y una mayor velocidad de acortamiento. En contraposición, una disposición fibrilar en paralelo optimiza la máxima tensión que un

músculo puede originar. Sin embargo, cuando las fibras están organizadas conformando un determinado ángulo con la recta de tensión lineal del tendón, la magnitud de la máxima tensión que una fibra muscular puede generar es menor (figura 9) (González-Badillo y Ribas, 2002; Enoka, 2002; Zatsiorski, 2001).

Para entender los efectos del diseño muscular, vamos a considerar qué ocurre cuando un músculo es activado por el sistema nervioso. Si nos referimos al modelo organizado por fibras musculares en serie, cada fibra muscular experimenta un *cambio de longitud (DL)* en respuesta a la activación. En el músculo que tiene tres fibras musculares organizadas en serie, el *cambio de longitud (DL)* es igual a tres veces DL, o lo que es lo mismo a la suma de los cambios individuales de longitud que experimenta cada fibra muscular por los que está formado. Consecuentemente, el rango de movimiento de un músculo (si lo examinamos de manera aislada sin tener en cuenta su disposición en las articulaciones) depende del número de fibras musculares que están dispuestas en serie. Asimismo, la máxima velocidad en una contracción muscular dependerá del número de fibras organizadas en serie. En un músculo con tres fibras musculares organizadas en serie, la tensión que puede llegar a desarrollar es igual a la media de las tensiones generadas por las tres fibras.

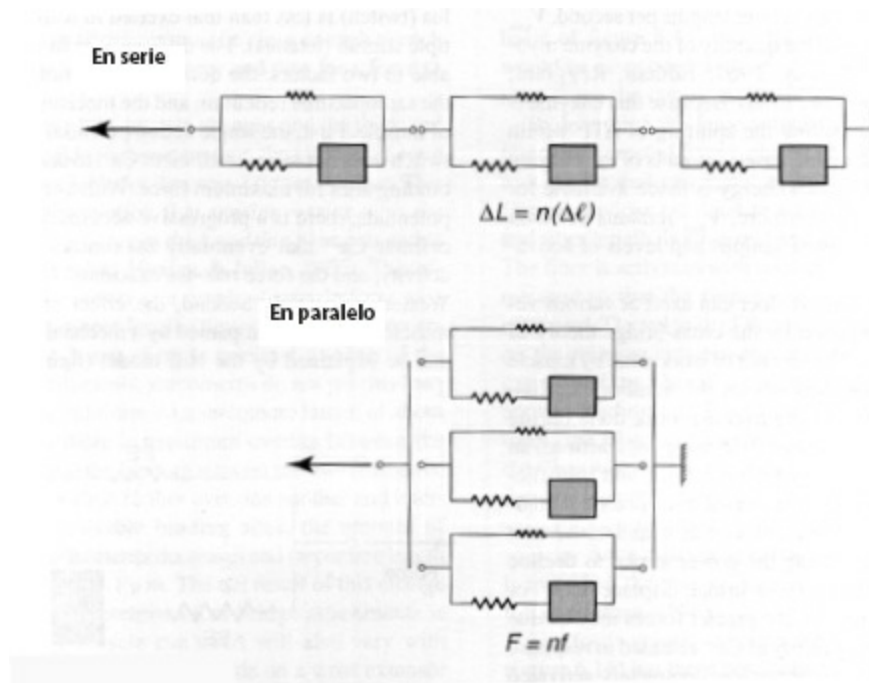


Figura 9. Influencia en el rango de movimiento (DL) y en la máxima tensión que se puede

generar de la disposición en serie o en paralelo de tres fibras musculares. Cada fibra se representa según el modelo de Hill. (Modificada de Enoka RM. Neuromechanics of human movement. 3ª ed. USA, Human Kinetics, 2002.)

Cuando las fibras están organizadas en paralelo, sin embargo, la tensión es igual a la suma de las tensiones que puede desarrollar cada fibra. Esto está íntimamente relacionado con el supuesto que afirma que el área de la sección transversal de un músculo es un índice de la máxima fuerza que el músculo puede desarrollar. Si pensamos en un músculo con una mayor cantidad de material contráctil, la fuerza que producirá el músculo al contraerse será proporcional al número de sarcómeras en paralelo activadas.

La tercera característica de la disposición geométrica de las fibras musculares es el ángulo de penneación (θ), el cual se refiere al ángulo que se forma entre las fibras y fascículos musculares y la línea de tensión de carga. Si las fibras musculares se disponen paralelas al eje longitudinal del músculo, hablaremos de músculos fusiformes, mientras que si se conforman según un ángulo de inserción a la aponeurosis, estaremos hablando de músculos penniformes.

Esta característica del ángulo de penneación nos lleva a preguntarnos ¿por qué la mayoría de los músculos tienen un ángulo de penneación diferente a 0°? Una de las razones es que, para un determinado volumen, se puede encontrar un mayor número de fibras en paralelo cuando el ángulo de penneación no es igual a cero. Esto se puede observar en la [figura 10](#), donde se puede ver cómo una sección transversal (perpendicular a su línea de acción) en un músculo penneado podría no incluir todas sus fibras. Por ejemplo, con un ángulo de penneación extremadamente grande de 30°, solamente se perdería un 13% de la máxima capacidad que tienen las fibras para generar tensión. Sin embargo, como se ha comentado anteriormente, el efecto del ángulo de penneación aumentaría el número de fibras musculares que pueden contener un determinado volumen, facilitando la producción neta de tensión muscular.

En el ejemplo de la [figura 10](#) se observa que cuando se compara la tensión producida por dos volúmenes similares de masa muscular en un músculo fusiforme y otro unipenniforme, el músculo unipenniforme es capaz de producir hasta dos veces más de tensión durante una acción máxima isométrica. Si asumimos que la máxima fuerza isométrica (F_m) es igual al producto del área de la sección transversal por la máxima tensión específica (aproximadamente $30 \text{ N} \cdot \text{cm}^2$), en el caso de la izquierda se observa que la F_m sería 300 N, mientras que en el del músculo unipenniforme podría alcanzar

los 603 N.

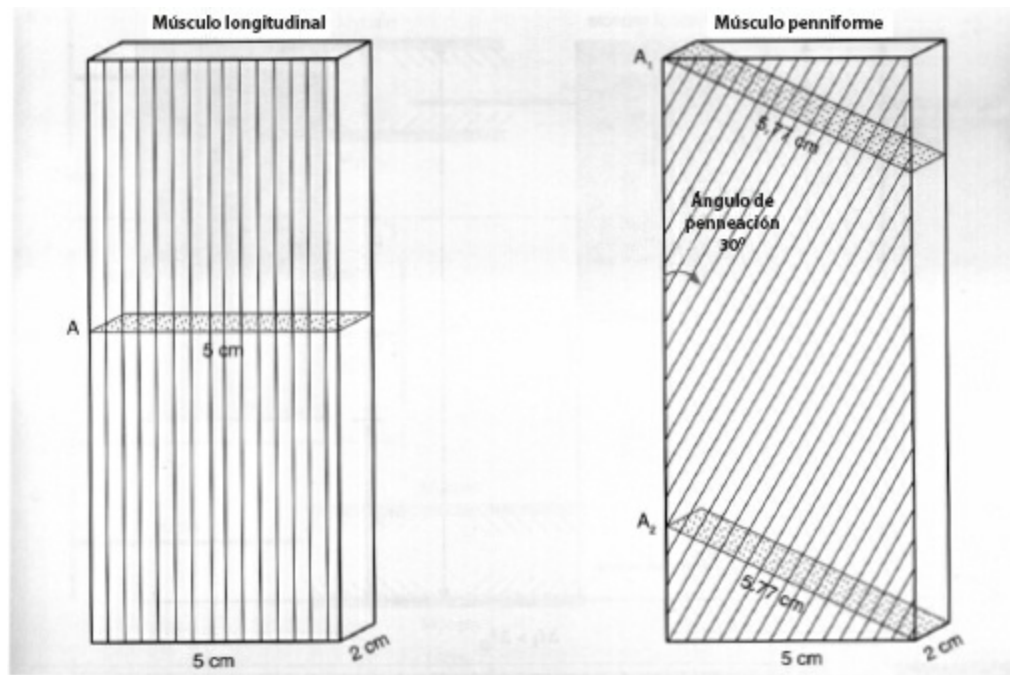


Figura 10. Comparación del área total de la sección transversal de un músculo longitudinal y otro penniforme del mismo volumen. El AST, A, del músculo longitudinal es $5\text{ cm} \times 2 = 10\text{ cm}^2$. El área de la sección transversal del músculo penniforme es $A_1 + A_2 = (5,77\text{ cm} \times 2) + (5,77\text{ cm} \times 2) = 11,54\text{ cm}^2 + 11,54\text{ cm}^2 = 23,08\text{ cm}^2$.

En el cuerpo humano podemos observar músculos que mezclan los efectos de estas tres características (longitud, grosor y ángulo). En realidad, la organización de las fibras en diferentes ángulos depende de si el músculo va a trabajar con fuerzas muy grandes o con velocidades de acortamiento muy altas. La disposición de las fibras musculares en los músculos fusiformes (no penneación) facilita la velocidad de acortamiento (cambios en longitud por unidad de tiempo). Sin embargo, los músculos con cierto ángulo de penneación, aunque tienen una velocidad de acortamiento menor (debido a una menor longitud de las fibras musculares), son capaces de generar una gran tensión muscular en comparación con los músculos fusiformes, debido a que un mayor número de sarcómeros pueden contribuir a la contracción muscular. Otro aspecto positivo es que el rango de movimiento sobre el que un músculo penneado actúa en una longitud sarcomérica eficiente es mayor que la de un músculo no penneado (asumiendo que la longitud de las fibras es similar). De esta forma, un músculo que tenga fibras penneadas puede utilizar las características de longitud-tensión de las fibras más efectivamente que uno

que tenga las fibras paralelas a la línea de acción (Roy y Edgerton, 1992; Komi, 1986; González-Badillo y Ribas, 2002; Enoka, 2002).

Por ejemplo, los músculos que tienen que soportar la postura erecta (p. ej., extensores de la rodilla, flexores plantares del tobillo) son en general el doble de fuertes que sus antagonistas. Esto implicaría que el área de la sección transversal de los músculos considerados antigravitatorios podría ser hasta dos veces mayor. Sin embargo, estos músculos tienden a tener fibras musculares cortas. Consecuentemente, a pesar de que el bíceps femoral y los flexores dorsales del tobillo son más débiles que sus antagonistas, tienen una gran capacidad para modificar su longitud y cambiar su velocidad de acortamiento.

Imaginemos ahora que dos músculos tienen fibras musculares con similares longitudes y ángulos de pennación, pero uno tiene el doble de masa (equivalente a decir que tiene el doble de fibras y de área de sección transversal). ¿Cuál sería la diferencia en sus propiedades mecánicas? ¿Cómo afectaría la relación longitud-tensión y fuerza-velocidad? (figura 11).

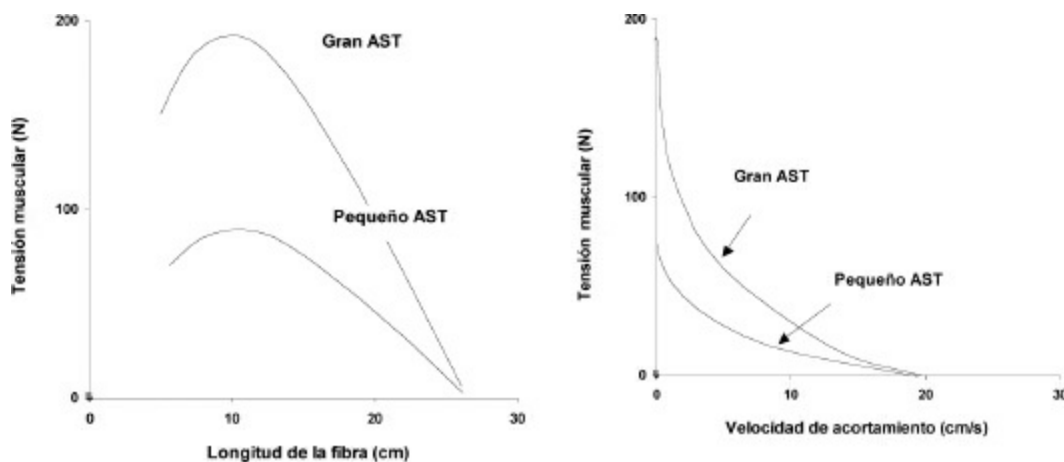


Figura 11. Relación longitud-tensión y fuerza-velocidad de dos músculos que tienen fibras musculares con similares longitudes y ángulos de pennación, pero uno tiene el doble de área de sección transversal muscular (AST). (Modificado de Izquierdo 2008. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Editorial Médica Panamericana.)

La figura 11 muestra que el único efecto de este supuesto es que se incrementa la tensión máxima generada por el músculo con mayor AST, de tal forma que la relación longitud-tensión tiene la misma forma, pero simplemente ésta se desplazada hacia arriba en el caso del músculo con mayor AST (músculo más fuerte). Si se observa la curva fuerza-velocidad, es interesante mostrar que simplemente se modifica la localización de la

máxima tensión, pero la curva mantiene la misma forma básica. También es interesante mostrar que si se dibujan ambas curvas con escalas relativas (p. ej., porcentaje de la máxima tensión en vez de tensión absoluta), los dos músculos de diferente arquitectura tienen idénticas propiedades. Esto demuestra que mientras las propiedades de arquitectura muscular afectan profundamente las cualidades musculares extrínsecas (p. ej., propiedades que cambian con la masa muscular, AST), ellas no afectan las cualidades intrínsecas (p. ej., propiedades que son independientes del tamaño del músculo, como la relación longitud de la fibra muscular/longitud muscular) (Roy y Edgerton, 1992; Enoka, 2002; Zatsiorski, 2001).

Por último vamos a examinar los efectos de la arquitectura en dos músculos que tienen similares AST y ángulos de pennación, pero con diferentes longitudes de fibras musculares. En la [figura 12](#) se muestra que el efecto es aumentar la velocidad de acortamiento. El pico de máxima tensión es idéntico, pero el rango de activación muscular es diferente. Por la misma razón que la longitud de la fibra muscular aumenta el rango activo de funcionamiento de la relación longitud-tensión, en la relación velocidad-tensión se produce un aumento de la velocidad absoluta de acortamiento. Igual que se comentaba anteriormente, mientras que el aumento de longitud de fibra muscular causa un incremento de las propiedades extrínsecas, no tiene efecto sobre las propiedades intrínsecas del músculo.

La velocidad a la que se acorta un músculo va a depender de la carga (equivalente externo de la fuerza que tiene que generar el músculo) que tiene que mover. Naturalmente, a mayor carga, menor velocidad, como se aprecia en cualquier curva fuerza-velocidad. Como se ha comentado anteriormente para las relaciones de longitud-tensión, la relación fuerza-velocidad en el músculo depende de la organización de las fibras musculares en el músculo (arquitectura muscular). Si anteriormente se comentaba que uno de los factores limitantes en la velocidad de acortamiento de la fibra muscular es la velocidad de trabajo de la ATPasa miofibrilar de la miosina de cadena pesada (MHC) (Schiaffino y Reggiani, 1994), la velocidad máxima de acortamiento para un músculo depende del tipo de fibras musculares y de la capacidad de rango de movimiento

Basándose en los trabajos experimentales, Hill en 1938 concluyó que el músculo esquelético podía ser entendido como un sistema con dos componentes, uno puramente elástico y otro de tipo contráctil gobernado por su clásica ecuación que describe la relación fuerza-velocidad de un músculo

durante una acción concéntrica en términos de energía y trabajo:

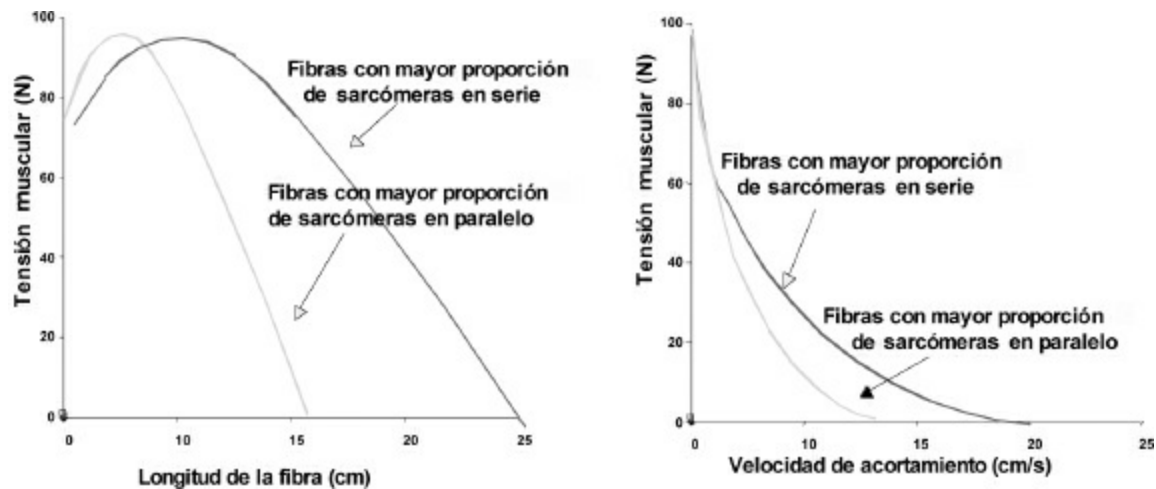


Figura 12. Relación longitud-tensión y fuerza velocidad de dos músculos que tienen similares ASTF y ángulos de penneación, pero con diferentes longitudes de fibras musculares. (Modificado de Izquierdo 2008. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Editorial Médica Panamericana.)

$$F_m v + av = bF_{m,0} - bF_m \text{ (ecuación 1)}$$

Donde, v = velocidad de acortamiento

$V_{o,}$ = velocidad máxima de acortamiento en $F_{m,0}$

$F_{m,0}$ = fuerza máxima isométrica

F_m = fuerza muscular instantánea

a = coeficiente de calor ($0,15 F_{m,0}$ a $0,25 F_{m,0}$)

b = constante $a \cdot (V_o \cdot F_{m,0}^{-1})$

La parte izquierda de la ecuación ($F_m v + av$) corresponde al cambio de energía por unidad de tiempo, y el lado derecho de la ecuación ($bF_{m,0} - bF_m$) indicaría el trabajo realizado por unidad de tiempo. El término $F_m v$ representa el trabajo que realizan las proteínas contráctiles por unidad de tiempo (p. ej., producción de potencia) sobre la carga, y el término av representa el elemento amortiguador (debido a la viscosidad). La interacción de estos dos elementos ($F_m v$ y av) resultan en el aumento y la subsiguiente reducción en la producción de potencia, al mismo tiempo que la velocidad disminuye. Según esta ecuación, es posible demostrar que la potencia $F_m v$ es máxima cuando el músculo se acorta a un tercio de V_o o actúa contra una carga que es un tercio

de $F_{m,o}$. En fibras musculares aisladas se ha observado que el pico de potencia ocurre cuando la carga es aproximadamente un tercio de $F_{m,o}$ (Trappe *et al.*, 2000).

Basándose en esta idea, Hill (1938) mostró en un modelo las propiedades del músculo formado por tres elementos: 1) elemento contráctil, generador de fuerza y caracterizado por las relaciones de longitud-tensión y fuerza-velocidad, y 2) unido por elementos elásticos en serie y en paralelo que se corresponden con los efectos pasivos del tejido conectivo, incluyendo el citoesqueleto sobre la tensión generada por el elemento contráctil (figura 13).

Una característica importante de la curva fuerza-velocidad es que el área bajo la curva indica la potencia muscular. Si el entrenamiento es capaz de desviar la curva hacia la derecha, ciertamente aumentara el área bajo la curva y, por tanto, la potencia. Conociendo la potencia necesaria para la ejecución de un ejercicio o una serie de ellos, la curva fuerza-velocidad nos proporcionará un índice aproximado de las condiciones óptimas para obtener el máximo rendimiento deportivo (González-Badillo y Ribas, 2002).

La potencia, por tanto, se puede calcular tan sencillamente como multiplicando la fuerza por la velocidad, pero en realidad, como la fuerza no es constante ni la velocidad tampoco, tendríamos que integrar ambas variables para obtener datos más fiables (González-Badillo y Ribas, 2002). Cuando se analiza la curva de potencia, se observa que el pico de máxima potencia se obtiene con fuerzas próximas al 30% de la máxima fuerza isométrica y velocidades próximas al 30% de la máxima velocidad absoluta. Sin embargo, esto puede modificarse en función de los grupos musculares que intervengan en el movimiento si tomamos como referencia el valor de 1RM en lugar de la fuerza isométrica máxima.

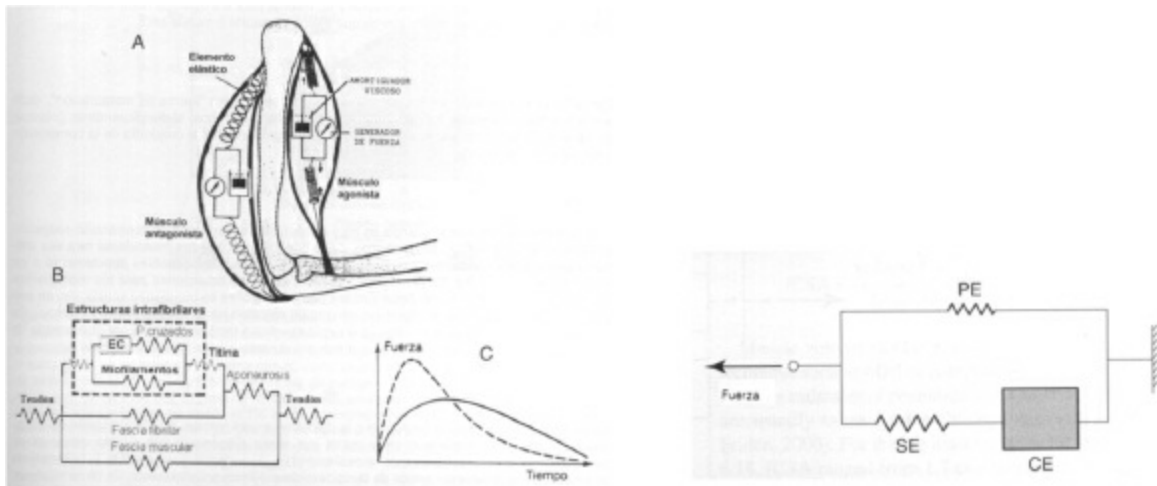


Figura 13. Representación esquemática de los elementos contráctiles elásticos en el músculo esquelético. A. Elementos contráctiles generadores de fuerza, unidos por elementos elásticos al esqueleto. B. Esquema de los múltiples elementos elásticos y el contráctil en la estructura muscular. C. Diagrama esquemático de la evolución temporal de la fuerza durante una contracción hipotética sin elementos elásticos (línea discontinua) y con elementos elásticos (línea continua). D. Modelo simplificado propuesto por Hill. PE= elemento elástico paralelo; SE= elemento elástico en serie; CE: elemento contráctil.

En la [figura 14](#) se observa que, cuando se realizan acciones concéntricas con diferentes porcentajes de la fuerza máxima voluntaria (1RM) del miembro superior, se consigue la máxima potencia con cargas entre el 30% y el 45% de 1RM, mientras que la musculatura del miembro inferior alcanzó máxima potencia al contraerse frente a una resistencia comprendida entre el 60% y el 70% de 1RM. Estos resultados sugieren la necesidad de determinar la carga óptima cuando se pretende alcanzar los valores más elevados de potencia en un movimiento determinado, que generalmente implica a múltiples músculos y articulaciones. Por ello, al tomar como referencia el valor de 1RM, los porcentajes de 1RM (y de la fuerza isométrica máxima) y velocidades a los que se alcanza la máxima potencia serán distintos en función del tipo de ejercicio. Por tanto, la carga óptima debe determinarse en función de los grupos musculares implicados, y los ejercicios empleados dependerán de la disciplina deportiva para la cual se diseñe un programa de entrenamiento (Izquierdo *et al.*, 2002).

PUNTO CLAVE

En acciones musculares concéntricas, la potencia máxima se consigue con

resistencias del 30-45% de 1 RM en el caso de los miembros superiores y del 60-70% de 1 RM en el caso de los miembros inferiores.

En un estudio realizado recientemente con el objetivo de examinar la relación carga-potencia en los músculos de las extremidades inferior y superior en diferentes grupos de deportistas (halterófilos, ciclistas de ruta, medio fondistas, jugadores de balonmano y un grupo control) se observó que la magnitud de las diferencias observadas en las distintas especialidades deportivas comparadas en la fuerza máxima y la potencia podían ser explicadas en parte por diferencias en el área de la sección transversal, distribución de las fibras musculares y arquitectura muscular de las extremidades inferior y superior, además de por el tipo de práctica deportiva realizada (Izquierdo *et al.*, 2002,2003). Un resultado interesante en este estudio fue que la máxima potencia para la extremidad inferior se produjo con una carga del 60% de 1RM para el grupo de jugadores de balonmano (HP), corredores de medio fondo (MDR) y el grupo control (C), y con la carga del 45% para el grupo de halterófilos (WL) y ciclistas de ruta (RC). Por otro lado, la máxima potencia para la extremidad superior se produjo con una carga del 30% para WL y HP y con una carga del 45% para RC, MDR y C. Además la velocidad que se asociaba a la máxima potencia en las extremidades inferiores fue menor ($\gg 0,75 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) que la de la extremidad superior ($\gg 1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) (figura 15).

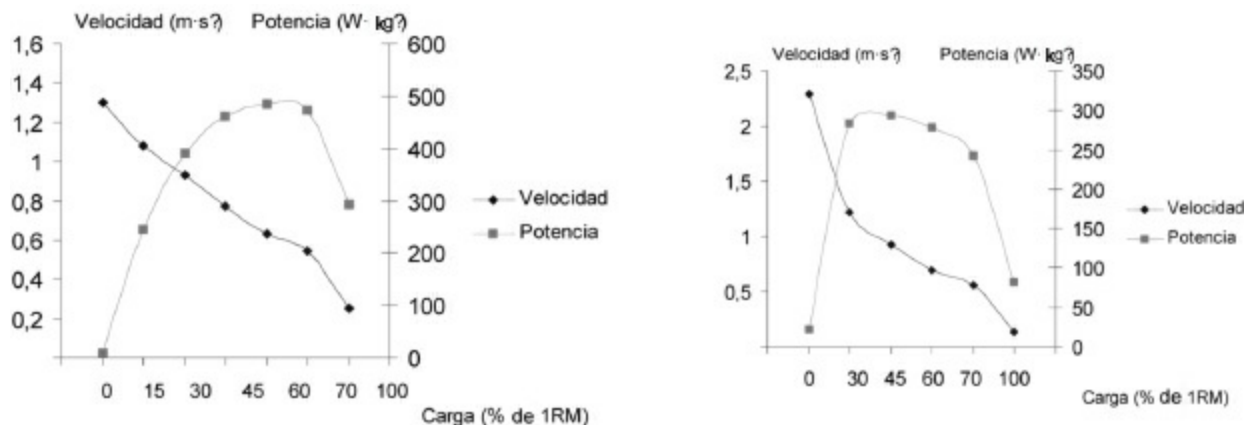


Figura 14. Curvas fuerza-velocidad y fuerza-potencia para acciones musculares concéntricas en el test de sentadilla completa (parte izquierda) y el test de "prensa de banca" (parte derecha). (Modificada de Izquierdo M, Häkkinen K, González-Badillo JJ, Ibañez J, Gorostiaga E. Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremity muscles in athletes from different sports events. Springer-Verlag GmbH. Eur J

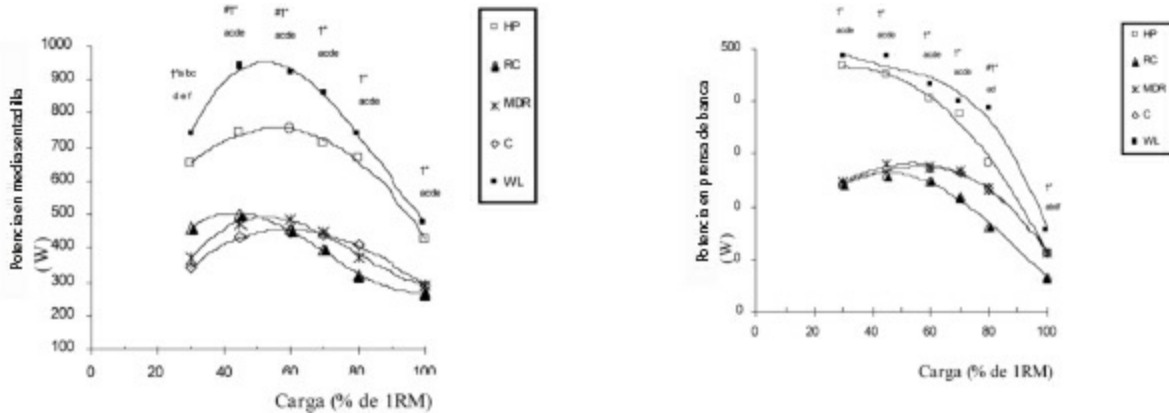


Figura 15. Curva carga-potencia en la acción de media sentadilla y press de banca en halterófilos (WL), jugadores de balonmano (HP), medio fondistas (MDR), ciclistas de ruta (RC) y controles (C). † y * denotan diferencia significativa ($p < 0,05$) comparado con RC. a, b y c denotan diferencia significativa ($p < 0,05$) comparado con MDR. d, e y f denotan diferencia significativa ($p < 0,05$) comparado con C. # denota diferencia significativa ($p < 0,05$) comparado con HP. Valores son media + DE. (Modificada de Izquierdo M, Häkkinen K, González-Badillo JJ, Ibañez J, Gorostiaga E. Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremity muscles in athletes from different sports events. Springer-Verlag GmbH. Eur J Appl Physiol 2002; 87:264-271.)

En estudios anteriores se ha observado la relación entre la potencia y la velocidad al alcanzar la máxima potencia y su relación con la velocidad de la RM al realizar distintos ejercicios. En la [tabla 1](#) se presentan los resultados.

La velocidad y potencia no sólo están influidas por el porcentaje de carga, sino también por el tipo de acción muscular que se realiza. En un estudio realizado por Newton *et al.* (1996) se observó que cuando hacemos un ejercicio con peso (sentadilla o pectoral en banca), al final del movimiento la velocidad tiende a cero, es decir, necesariamente se produce una fase de desaceleración, que es más pronunciada cuanto menor es el porcentaje de 1RM con el que se entrena. Entonces, parece evidente sugerir que si se reduce esta fase de pérdida de velocidad, los efectos serán más positivos. La máxima reducción se conseguirá si el ejercicio se realiza lanzando la resistencia (normalmente, la barra) en lugar de fijarla en las manos al final del movimiento. En la figura se puede observar cómo la diferencia entre lanzar la barra o realizar el ejercicio de manera concéntrica se traduce en un aumento de la velocidad y de la potencia. Asimismo, se observó que durante el ejercicio de lanzamiento se aumentaba la actividad electromiográfica de los músculos implicados. Por tanto, como se puede observar, la velocidad de

ejecución incide en la intensidad de los ejercicios y determina la dirección de sus efectos. Por ello, González y Ribas (2002) sugieren que no es suficiente conocer y aplicar la intensidad (% o rep/ser), sino que hay que cuidar también la forma de ejecución (figura 16).

Tabla 1. Valores medios de velocidad media acelerativa (Vel. media) y % de 1RM con los que se alcanza la potencia media máxima en distintos ejercicios. También se incluye la velocidad media con la que se alcanza la RM en cada ejercicio (GonzálezBadillo, 2000b; González-Badillo y Ribas, 2002).

Ejercicios	Velocidad media acelerativa (m·s ⁻¹)	Porcentaje de 1RM	Velocidad media acelerativa (m·s ⁻¹) con 1RM
Arrancada (n = 26)	1,15(±0,12)	91(±5,6)	1,04(±0,09)
Carg. de fza. (n = 25)	1,09(±0,1)	87(±6,7)	0,9(±0,08)
Sentadilla (n = 36)	0,76(±0,09)	65(±7,6)	0,31(±0,07)
Press banca (n = 32)	1,15(±0,1)	40(±5,5)	0,2(±0,05)

En la medida que se realizan repeticiones hasta el agotamiento con un determinado peso (% de 1RM), la velocidad de ejecución se reduce debido a la aparición de la fatiga. De manera general, se puede observar una reducción no intencional de la velocidad con el aumento del número de repeticiones (figura 17A). Sin embargo, no hay muchos estudios que hayan analizado el efecto de diferentes cargas de entrenamiento y el número de repeticiones sobre la pérdida de velocidad. En un reciente estudio realizado en el Centro de Estudios, Investigación y Medicina del Deporte del Gobierno de Navarra se ha observado que cuando se realizan repeticiones hasta el agotamiento con diferentes pesos (% de 1RM), la forma clásica de la curva de pérdida de la velocidad de ejecución (expresada como porcentaje de la alcanzada en la primera repetición) y el número de repeticiones realizadas (expresadas en porcentaje del número total de repeticiones realizadas) es similar cuando se efectúa con diferentes porcentajes de una repetición máxima (60%, 65%, 70% y 75% de 1RM) (figura 17B). Éste es un interesante resultado que permite por primera vez conocer que, independientemente de la intensidad que se utilice, la reducción de la velocidad comienza a ser significativa cuando se realiza el 30% del número posible de repeticiones realizables. Este umbral de velocidad, corresponde aproximadamente al 89% de la velocidad

máxima de ejecución que se puede realizar en las primeras repeticiones. Esto implica que, para las diferentes intensidades examinadas y con el propósito de garantizar una elevada velocidad de ejecución del ejercicio, el número de repeticiones realizadas no deberá exceder el 30% del número posible de repeticiones realizables hasta el agotamiento con una determinada intensidad (Izquierdo *et al.*, 2006).

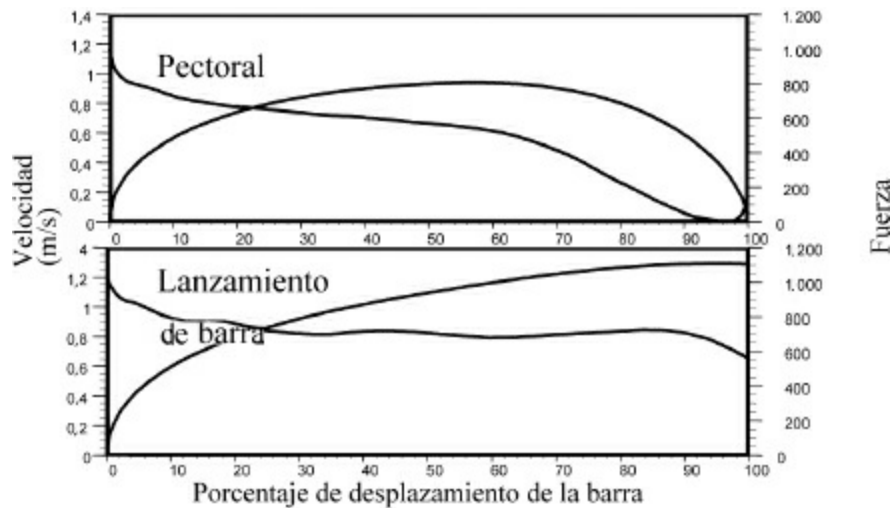


Figura 16. Velocidad y fuerza del movimiento a través de todo el recorrido de la barra según la forma de ejecución: pectoral normal en banca o barra lanzada a la máxima velocidad. (Modificada de Newton RU, Murphy AJ, Humphries BJ, Wilson GJ, Kraemer WJ, Häkkinen K. Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. Eur J Appl Physiol 1997; 75, 333-342.

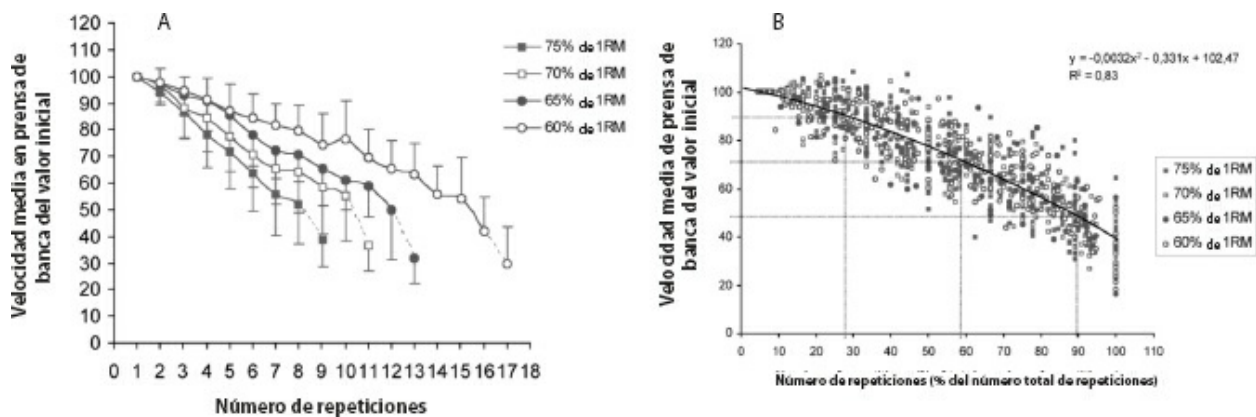


Figura 17. A) Cambios en la velocidad media de ejecución durante la realización de repeticiones hasta el agotamiento con diferentes porcentajes de 1RM (60, 65, 70 y 75%). Valores de velocidad expresados como porcentaje de la velocidad de ejecución alcanzada en la primera repetición. B) Relación entre la velocidad de ejecución alcanza durante cada repetición (expresada en porcentaje de la alcanzada en la primera repetición) y el número de

repeticiones realizadas (expresado en porcentaje del número total de repeticiones realizadas hasta el agotamiento) con diferentes porcentajes de 1RM. (Modificada de Izquierdo M, González-Badillo JJ, Häkkinen K, Ibañez J, Kraemer WJ, Altadill A, Eslava J, Gorostiaga EM. Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions. Int J Sports Med 2006; 27: 718–724)

3. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

Las capacidades relacionadas con la fuerza se pueden medir en cuatro tipos de activaciones musculares, que son: 1) las activaciones isométricas, 2) isoinercial (pesos libres), 3) *excéntrica-concéntrica (CEA intenso)* y 4) isocinética en acciones concéntricas y excéntricas. En cada caso se miden diferentes manifestaciones de fuerza que tienen sus propias características (Izquierdo, 2008).

3.1. Medición isométrica

Cuando realizamos una activación *isométrica*, se puede medir el pico máximo de fuerza, la producción de fuerza por unidad de tiempo (fuerza explosiva) en cualquier punto o tiempo y la fuerza explosiva máxima. También se podría medir la resistencia a la fuerza ante distintos porcentajes de fuerza isométrica máxima.

El método isométrico consiste en realizar una activación muscular voluntaria máxima contra una resistencia insalvable. Se pueden utilizar células de carga (galgas extensiométricas o piezoeléctricas), colocadas en plataformas dinamométricas o en otros tipos de transductores de fuerza, y las máquinas isocinéticas.

Si se utiliza una maquinaria electrónica, este test se realiza de dos formas: a) con una activación progresiva hasta llegar al pico máximo de fuerza; b) con una activación muscular muy rápida, tratando de alcanzar la máxima producción de fuerza en la unidad de tiempo. En el primer caso sólo se puede tener en cuenta la fuerza isométrica máxima alcanzada. En el segundo también se puede e interesa medir los distintos niveles de fuerza alcanzados en relación con el tiempo, lo que nos permite conocer aspectos tan importantes para el entrenamiento como la fuerza producida en los primeros 100-150 ms, o el tiempo que se tarda en alcanzar el 30% de la fuerza isométrica máxima, que es el tiempo necesario para llegar a alcanzar la fuerza explosiva máxima ([figura 18](#)).

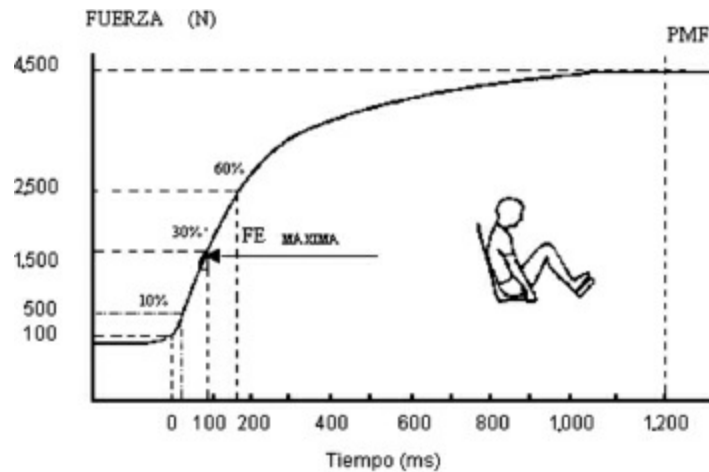


Figura 18. Ejemplo de curva fuerza-tiempo durante una acción muscular isométrica de extensión de las extremidades inferiores en el ejercicio de prensa de pierna. Se muestra el valor de la fuerza isométrica máxima (PMF) y los distintos niveles de fuerza alcanzados en relación con el tiempo, como la fuerza producida en los primeros 100-150 ms, o el tiempo que se tarda en alcanzar el 30% de la fuerza isométrica máxima, tiempo que es necesario para llegar a alcanzar la fuerza explosiva máxima.

El gran control y la ausencia de posibles riesgos físicos derivados de la ejecución de estos test, aconsejan su utilización tanto en procesos de rehabilitación como en el estudio de la *función neuromuscular* en personas mayores o con problemas motrices. Este tipo de valoración de la fuerza ha sido profusamente utilizada en trabajos de investigación que examinaban los efectos de la edad sobre la producción de fuerza en diferentes grupos musculares (p. ej., flexores de la mano, extensores de la rodilla y extensores de la espalda) y observando altas relaciones con la capacidad funcional medida a través de la velocidad de marcha o el tiempo para levantarse de una silla.

3.1.1. Medición de la fuerza isométrica en el comienzo de los movimientos dinámicos

Durante cualquier tipo de acción dinámica, la producción de fuerza explosiva máxima no tiene lugar, tal y como se pudiera pensar, al inicio del desplazamiento de la carga, sino que sucede antes de que éste se inicie. En realidad, el que se pueda mover un determinado peso a más o menos velocidad vendrá determinado principalmente por la fuerza aplicada por unidad de tiempo antes de que se inicie el desplazamiento. No cabe duda de que la medición de la curva de fuerza-tiempo en la fase isométrica de

cualquier movimiento, especialmente la producción de fuerza explosiva máxima, será uno de los puntos de más interés a tener en cuenta en el control del entrenamiento. En la [figura 19](#) se observa cómo durante un ejercicio de extensión de la musculatura de la extremidad inferior con un peso correspondiente al 75% de la una repetición máxima (1RM), la pendiente máxima de la fuerza aplicada (máxima producción de fuerza por unidad de tiempo) se produce 300-400 milisegundos antes de que se inicie el movimiento ([figura 19](#)). En la [figura 5](#) se muestra la fuerza aplicada, el desplazamiento y la producción de fuerza en la unidad de tiempo alcanzadas durante un salto vertical sin contramovimiento. De manera similar a lo comentado anteriormente, durante la ejecución de este tipo de salto sin contramovimiento no podría existir la fase dinámica (movimiento) sin una fase previa de fuerza isométrica (estática). En este ejemplo, el inicio del desplazamiento (milisegundo 1.575) se produce posteriormente a la máxima producción de fuerza por unidad de tiempo (milisegundo 1.500).

3.2. Medición isoinercial

Cuando medimos una activación isoinercial (pesos libres) en acción concéntrica y saltos (CEA), las principales mediciones son la fuerza dinámica máxima y la relativa, la fuerza explosiva dinámica en cualquier punto de la curva o entre dos puntos y la fuerza explosiva máxima, la potencia y el déficit de fuerza. También se puede hacer mediciones de resistencia a la fuerza con cualquier carga.

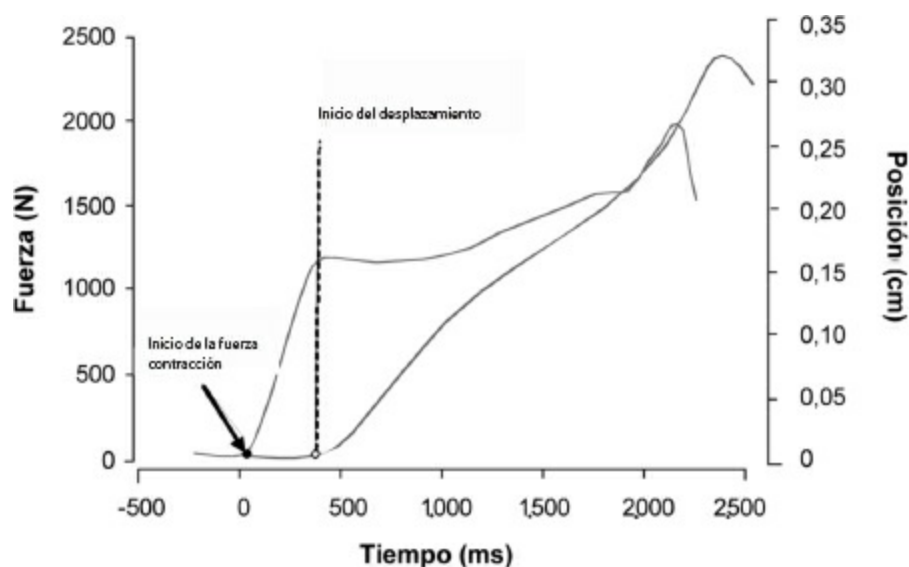


Figura 19. *Curvas posición-tiempo y fuerza-tiempo originadas durante un movimiento de extensión de piernas con el 75% de la fuerza máxima dinámica. Obsérvese que el inicio de fuerza (línea roja) se produce 300-400 milisegundos antes del inicio del desplazamiento (línea verde). (Modificado de Izquierdo. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Editorial Médica Panamericana, 2008.)*

Estos métodos de medición pueden ser de tres clases, en función del tipo de material que se utilice para la medición: a) pesos libres sin instrumentos adicionales de medida, b) pesos libres medidos a través de un medidor lineal de posición y c) plataformas de fuerza.

El primer método es el sistema más habitual, sencillo y barato de medir la fuerza, aunque sólo puede proporcionar información sobre valores de fuerza dinámica máxima expresados en kilogramos desplazados en sentido vertical, generalmente. El resultado de estos test también se conoce como “una repetición máxima” (1RM). El procedimiento para determinar 1RM consiste en realizar un pequeño calentamiento de 3-4 repeticiones con el 50% y 70% de la fuerza dinámica máxima, para alcanzar de manera progresiva en 3 ó 4 intentos el máximo peso que podemos desplazar. La máxima fuerza isoinercial (1RM)) que un individuo es capaz de realizar es útil en rendimiento deportivo, pero se considera poco apropiada cuando se valora la fuerza en relación con la salud en personas de mediana y avanzada edad. En este caso es frecuente determinar el peso con el que se pueden realizar 3 repeticiones (3RM), 5 repeticiones (5RM) ó 10 repeticiones máximas (10RM), aunque sin llegar a realizar dichas RM, sino 2-3 repeticiones menos de las posibles. Pero lo más apropiado sería medir la máxima capacidad de fuerza tomando como referencia la velocidad con la que se desplaza cada carga, evitando así la medición de repeticiones máximas de ningún tipo. Los ejercicios más utilizados son sentadilla completa, press de banca, arrancada de fuerza y cargada de fuerza, aunque los dos últimos no deberían utilizarse como test si el sujeto no domina suficientemente la técnica.

3.2.1. Pesos libres medidos con medidor lineal de posición

Al realizar los test con pesos libres, nos podemos acercar bastante a la situación real de competición, lo cual es muy positivo, pero nos quedamos cortos de información. Cuando utilizamos máquinas isocinéticas, tenemos más información, pero nos alejamos mucho de las condiciones que se dan en

los movimientos explosivos y libres, los más frecuentes en las actividades deportivas.

Con el dispositivo electrónico de medición lineal de posición, útil para medir la fuerza concéntrica, denominado “encoder”, se pueden conseguir los mismos datos que con los pesos libres y, además, otros relacionados con la velocidad, fuerza y potencia desarrolladas durante el ejercicio.

El instrumento “encoder” realiza una medición directa del espacio (desplazamiento vertical, generalmente) recorrido por la resistencia en función del tiempo. La resolución de la medición del espacio es de 0,2 mm. El tiempo se mide con una precisión de reloj de 0,2 ms, con una frecuencia de 1.000 Hz, por tanto se obtiene un dato cada milisegundo.

En la [figura 20](#) (parte superior) se presentan las curvas completas de un *press de banca* con 20 kg (50% de 1RM medida). El tiempo total de realización es de 485 ms (abscisa de la figura). El pico máximo de fuerza se produce en los primeros instantes del movimiento. La velocidad aumenta progresivamente hasta alcanzar su máximo entre los 325 y 350 ms. El pico de potencia siempre se alcanza un poco antes del pico de velocidad. En la parte inferior se ha ampliado la imagen y podemos observar que la máxima producción de fuerza (producción de fuerza en la figura) por unidad de tiempo (fuerza explosiva máxima dinámica) se alcanza a los 8 ms de iniciado el movimiento, y su valor es de $23.435 \text{ N} \cdot \text{s}^{-1}$.

En la [figura 21](#) se presentan los mismos datos. El peso utilizado es 40 kg, que representa 1RM en este caso. La velocidad media con la que se alcanzó esta RM fue un poco alta, lo que quiere decir que es probable que la verdadera RM fuera algo superior.

Lo que queremos destacar en esta figura es la diferente evolución de la velocidad y la fuerza cuando se realiza 1RM, que se puede observar comparándola con la figura anterior, que se hizo con el 50% de 1RM. Lo más destacable en relación con la figura anterior es que en el momento que se está produciendo la máxima tensión muscular (zona crítica del desplazamiento con los codos en un ángulo aproximado de 90°) la fuerza aplicada es la mínima de todo el desplazamiento.

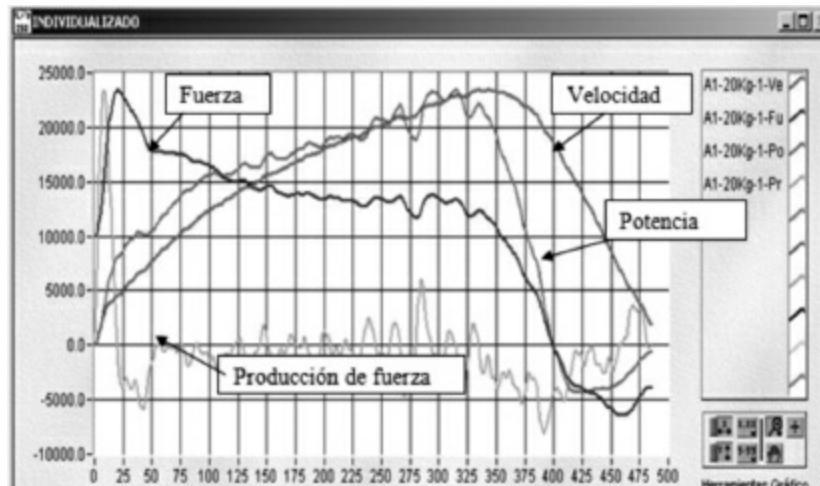


Figura 20. Fuerza (color azul), velocidad (color rojo), potencia (color verde) y producción de fuerza en la unidad de tiempo (color naranja) obtenidos con un peso de 20 kg que representa el 50% de 1RM.

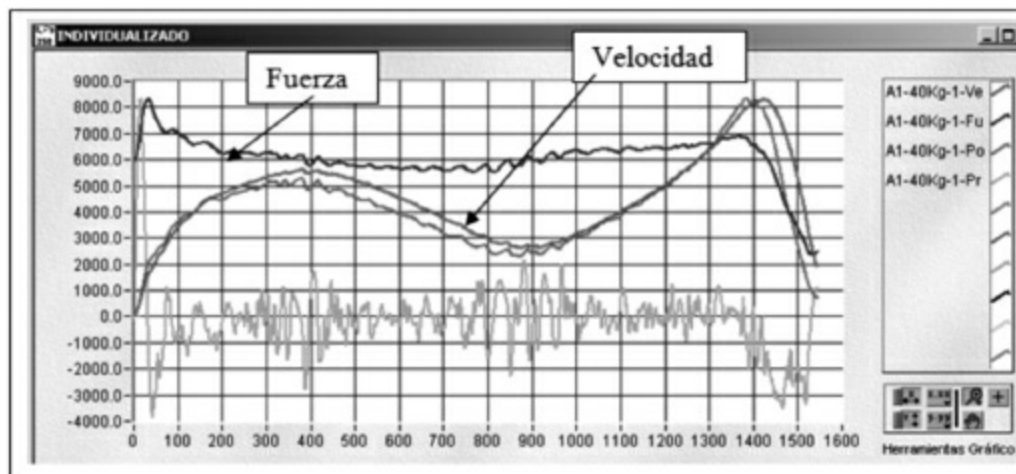


Figura 21. Fuerza (color azul), velocidad (color rojo), potencia (color verde) y producción de fuerza en la unidad de tiempo (color naranja) obtenidos con 1RM.

3.3. Medición a través de la activación isocinética (concéntrica y excéntrica)

La medición isocinética consiste en realizar activaciones musculares concéntricas y excéntricas, en las que la velocidad permanece constante durante la mayor parte del recorrido. Las activaciones isocinéticas sólo pueden realizarse con máquinas electrónicas especiales. Su utilidad está limitada por el coste del material y por ciertos problemas que presenta el propio sistema de medida.

Estas máquinas tendrían una aplicación más apropiada con velocidades muy bajas y con activaciones isométricas, que también se pueden realizar con ellas, en distintos ángulos. En algunos casos, están equipadas para realizar pruebas de activación excéntrica máxima, lo que probablemente sería de utilidad, aunque creemos que en un segundo plano.

Las principales ventajas de este sistema de medición son que permite comparar músculos agonistas y antagonistas, permite medir acciones isométricas, concéntricas y excéntricas y se pueden comparar los miembros entre sí (desequilibrios). Utilizando esta metodología se puede registrar variables relacionadas con la producción del momento máximo de fuerza y también medir aspectos como la cantidad de momento muscular producido durante el movimiento angular (trabajo muscular) o la posición angular o el tiempo que se tarda en alcanzar el pico máximo de momento de fuerza (figura 22).

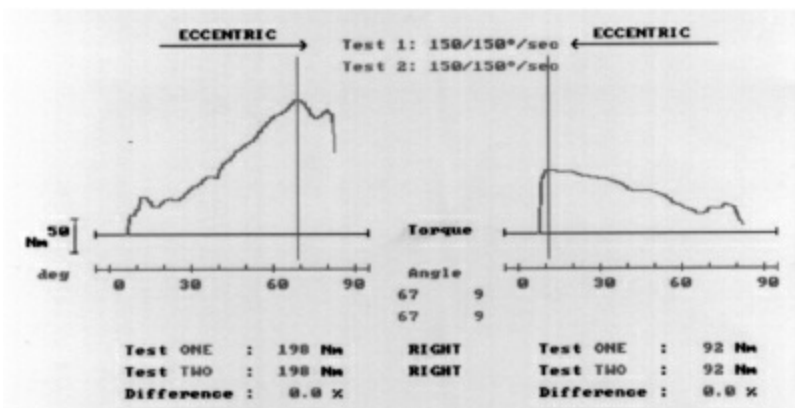


Figura 22. Ejemplo de una curva momento-ángulo de una acción muscular isocinética concéntrica y excéntrica a una velocidad angular de 150°/segundo.

Según Kannus (1994), las mayores desventajas de las mediciones isocinéticas se deben a que es un movimiento no natural. Si se realiza

entrenamiento con este tipo de movimiento, el efecto es muy específico, por lo que será de pobre aplicación a otros movimientos. Por otra parte, la medición y entrenamiento se hace en articulaciones aisladas, por lo que nos encontraremos muy lejos de poder aplicar sus resultados acciones en las que interviene una cadena cinética multiarticular compleja.

BIBLIOGRAFÍA

- Enoka, R.M. (2002) *Neuromechanics of human movement*, 3ª edición. Ed. Human Kinetics, USA
- González-Badillo, J.J. y Gorostiaga, E. (1995) *Fundamentos del entrenamiento de fuerza. Aplicación al alto rendimiento deportivo*. Barcelona. INDE
- González-Badillo, J.J., Ribas, J.J. (2002) *Programación del entrenamiento de fuerza*. Ed Inde Publicaciones, Barcelona
- Izquierdo, M., Häkkinen, K., González-Badillo, J.J., Ibañez, J., Gorostiaga, E. (2002) Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremity muscles in athletes from different sports events. *Eur J Appl Physiol* 87:264-271
- Izquierdo, M., Ibañez, J., Häkkinen, K., Kraemer, W.J., Ruesta, M., Gorostiaga, E. (2003) Maximal strength and power, muscle mass, endurance and serum hormones in weightlifters and road-cyclists. *J Sport Sci* 22:465-478, 2004
- Izquierdo, M., González-Badillo, J.J., Häkkinen, K., Ibañez, J., Kraemer, W.J., Altadill, A., Eslava, J., Gorostiaga, E.M. (2006) Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions. *Int J Sports Med* 27: 718–724.
- Knutgen, H.G., Kraemer, W.J. (1987) Terminology and measurement in exercise performance. *J App Sport Sci Res* 1: 1-10.
- Komi, P.V. (2002) *Strength and power in Sport*. 2ª edición. Blackwell Scientific Publications.
- McArdle, W.D., Katch, F.I., Kath, V.L. (2001) *Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance*. Lea & Febiger (Malvern, PA).
- Newton, R.U., Murphy, A.J., Humphries, B.J., Wilson, G.J., Kraemer, W.J., Häkkinen, K. (1997) Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive

- upper-body movements. *Eur J Appl Physiol* 75, 333-342.
- Wilson, G., Murphy, A. (1996) The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports medicine* 22(1): 19-37
- Young, W.B. (1993) Training for speed/strength: heavy vs. light loads. *National strength and conditioning association journal* 15(5): 34-42
- Young, W. B; Bilby, G. E. (1993) The effect of voluntary effort to influence speed of contraction on strength, muscular power, and hypertrophy development. *Journal of strength and conditioning research* 7(3): 172-178
- Zatsiorski, V.M (1993) Biomechanical basis of strength training. *Congreso Mundial de la Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. Granada (paper).
- Zatsiorski, V.M. (1995) Science and practice of strength training. Champaign, Illinois, Human Kinetics
- Zatsiorski VM (2002). Biomechanics of strength and strength training. En: Komi, P.V. (ed.) *Strength and power in sport*. Blackwell Scientific Publications

PARA SABER MÁS

- González-Badillo, J.J. Ribas, JJ. (2002) *Programación del entrenamiento de fuerza*. Ed. Inde Publicaciones, Barcelona
- Izquierdo, M. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Editorial Médica Panamericana, Madrid.

BIOMECÁNICA DEL RAQUIS

Dr. Vera-García, F.J.¹, Dr. Sánchez-Zuriaga, D.²
y Dr. Lisón, J.F.³

13

1. Centro de Investigación del Deporte (Universidad Miguel Hernández de Elche)
2. Dpto. de Anatomía y Embriología Humana (Universitat de València)
3. Dpto. de Fisioterapia (Universidad CEU-Cardenal Herrera)

RESUMEN

La biomecánica del raquis es un área de la biomecánica de creciente interés científico por sus estudios relacionados con los mecanismos de lesión y con la prevención y el tratamiento del síndrome de dolor lumbar, uno de los de mayor prevalencia en las sociedades industrializadas.

En este capítulo se abordarán, primero, los aspectos anatómicos, fisiológicos y mecánicos de la columna vertebral que permitirán, más tarde, entender los mecanismos de lesión del raquis y los objetivos y las características de los programas de entrenamiento de la musculatura del tronco. Aunque entendemos que las bases anatomofisiológicas y mecánicas pueden presentar cierta dificultad para el lector, su conocimiento es necesario para poder aplicar correctamente la biomecánica del raquis al acondicionamiento muscular y a la prevención de patologías de origen mecánico, es decir, producidas por el movimiento y el estrés al que sometemos las estructuras vertebrales. Por tanto, nuestro objetivo final es proporcionar información, basada en la evidencia científica, que sea útil para la labor de profesionales como entrenadores, preparadores físicos, monitores de fitness, educadores físicos y fisioterapeutas, entre otros.

En un esfuerzo por facilitar la aplicación de los conocimientos básicos sobre biomecánica del raquis al acondicionamiento físico y al entrenamiento deportivo, dedicamos una sección de este capítulo al acondicionamiento de los músculos del tronco (core training), donde se discute tanto la utilidad como las limitaciones de diferentes ejercicios y materiales de acondicionamiento muscular. Finalmente, se realiza una breve descripción de algunas de las técnicas biomecánicas que nos permiten conocer la función de los músculos

1. ANATOMÍA FUNCIONAL DEL RAQUIS

La columna vertebral es una estructura curva, formada por la unión de huesos individuales llamados vértebras. Como se verá en detalle más adelante, cada vértebra tiene posteriormente a su cuerpo el llamado orificio vertebral; estos orificios son continuos entre las diferentes vértebras articuladas, y constituyen colectivamente el conducto vertebral. Por éste discurren la médula espinal y sus raíces nerviosas, con todas sus cubiertas y vascularización.

Hay varios medios de unión entre las vértebras. Entre los cuerpos vertebrales de dos vértebras adyacentes existe una articulación cartilaginosa, el disco intervertebral. Posteriormente a éste están las llamadas apófisis articulares, cuatro protuberancias óseas que se unen con sus contrapartidas de las vértebras superior e inferior, en las llamadas articulaciones intercigapofisarias.

Recubriendo estas estructuras existe un complejo de ligamentos y músculos. La mayoría de los músculos que provocan directamente movimientos en la columna, y se insertan en ella, se localizan en la parte posterior. Sin embargo, varios músculos grandes que también intervienen en importantes movimientos de la columna se sitúan más lejos, sin inserciones directas en ella, por ejemplo, la musculatura de la pared anterolateral del abdomen.

La morfología de la columna vertebral está influida por factores internos, de tipo genético, metabólico y hormonal, pero también por factores externos, ambientales y sobre todo mecánicos. Todo ello afecta su capacidad para reaccionar a las fuerzas dinámicas a las que es sometida durante la vida diaria (compresiones, tracciones y giros). Estas fuerzas dinámicas varían en magnitud y están muy influidas por la ocupación, la locomoción y la postura.

1.1. Curvaturas de la columna (figura 1)

Habitualmente la columna consta de 33 segmentos vertebrales: siete vértebras cervicales, doce torácicas, cinco lumbares, cinco sacras y cuatro coccígeas. Las sacras y coccígeas están fusionadas entre sí. El resto de las

vertebras están separadas entre ellas por discos intervertebrales fibrocartilaginosos.

En el adulto, las vértebras cervicales articuladas forman una curva de convexidad anterior: una lordosis. La curvatura torácica es en cambio una cifosis (curva de convexidad posterior). La columna lumbar forma de nuevo una lordosis, mientras que las vértebras sacras y coccígeas forman una cifosis. Todas ellas se sitúan en el plano sagital, no hay curvaturas laterales fisiológicas, excepto a nivel torácico, donde suele apreciarse una ligera curvatura lateral compensatoria, con la convexidad hacia la derecha en los diestros y hacia la izquierda en los zurdos.

Estas curvaturas aparecen gradualmente en el curso del desarrollo. El cuerpo de un embrión está flexionado, con una curvatura convexa posteriormente en una columna vertebral muy flexible. La primera curva en aparecer es la lordosis cervical, ya en el embrión. El resto, aunque se empiezan a sugerir antes del nacimiento, se desarrollan con el progreso funcional del niño. Éste mantiene la cabeza erguida a los tres o cuatro meses de edad, se sienta erguido a los nueve meses y comienza a caminar entre los doce y quince meses; estos cambios funcionales ejercen una influencia clave en el desarrollo de las curvaturas vertebrales. Por ejemplo, la curvatura lumbar resulta esencial para que el centro de gravedad del tronco se mantenga sobre las piernas cuando se comienza a caminar, y no se desarrolla del todo hasta que la marcha adulta está establecida, hacia los diez años de edad.

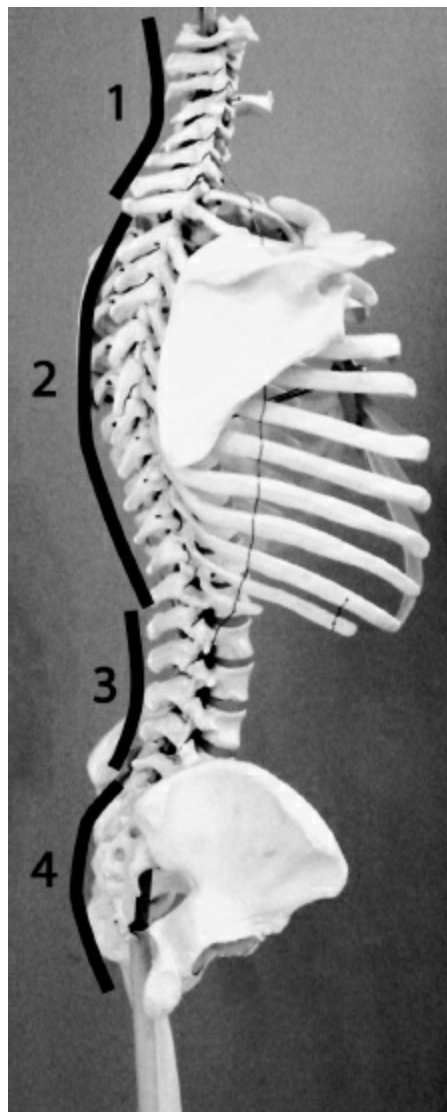


Figura 1. *Curvaturas de la columna vertebral: 1, lordosis cervical; 2, cifosis torácica; 3, lordosis lumbar; 4, cifosis sacra.*

El hecho de que el raquis esté compuesto de diversas curvas aumenta su resistencia a la compresión axial. La resistencia de una columna con curvas es proporcional al cuadrado de su número de curvas más uno: una columna recta, sin curvas, tendría pues una resistencia de uno, mientras que la columna vertebral, con tres curvas móviles (lordosis cervical y lumbar, y cifosis dorsal), tiene una resistencia a la compresión axial diez veces mayor (Kapandji, 1998).

1.2. La vértebra y sus partes (figura 2)

A partir de este momento, aunque los conceptos explicados se referirán a toda la columna vertebral, a la hora de poner ejemplos concretos nos centraremos más en las características de la región lumbar. Es la región de la columna que presenta más interés desde un punto de vista de biomecánica aplicada, debido a la importancia capital de los factores mecánicos en la génesis de sus alteraciones y a la altísima frecuencia de éstas (dolor lumbar).

Todas las vértebras de la columna presentan funcionalmente dos componentes, anterior y posterior. El elemento anterior consta del cuerpo vertebral y el disco intervertebral, que separa los cuerpos adyacentes. Su función es principalmente estática, de transmisión del peso. El elemento posterior consta del arco vertebral, que presenta diferentes salientes óseos o apófisis. Estas apófisis sirven bien para articular las vértebras entre sí permitiendo su movilidad (caso de las apófisis articulares), bien para unir músculos que tiren de la vértebra para moverla (caso de las apófisis transversas y espinosas). Es decir, la función del elemento posterior es principalmente dinámica, de movimiento. Además, este arco posterior delimita el orificio vertebral por el que discurre la médula espinal, por lo que protegerla será otra de sus funciones.

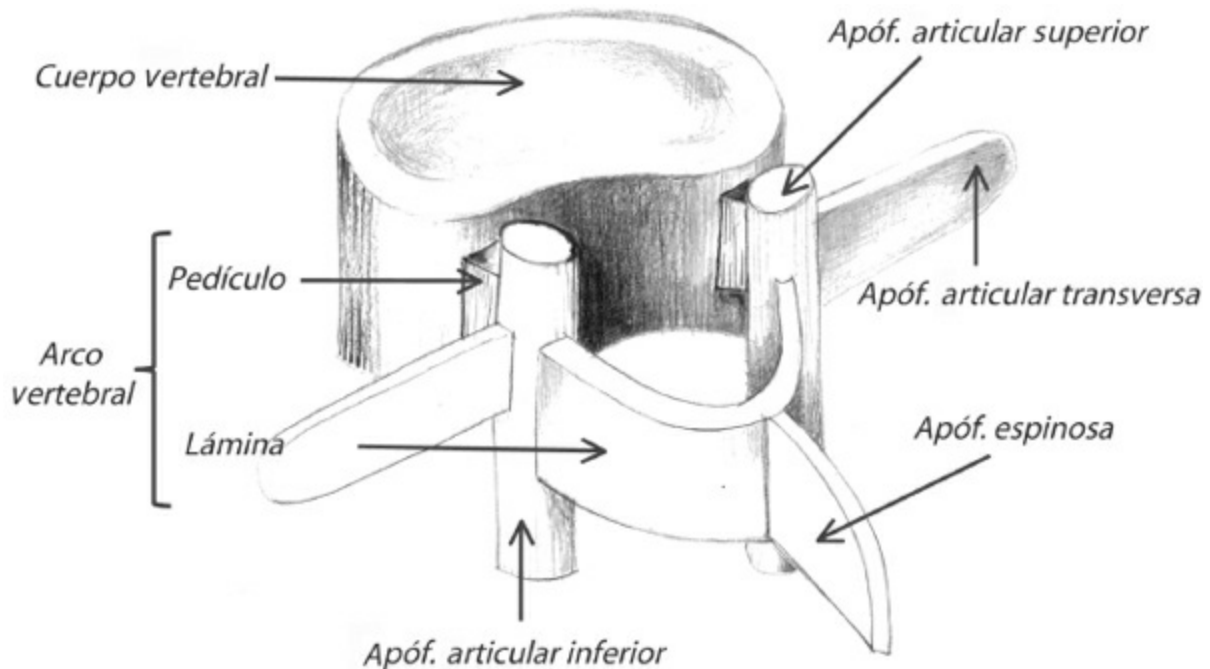


Figura 2. Partes de la vértebra tipo.

Cada mitad del arco vertebral se divide en diversos segmentos. El

pedículo es la parte del arco unida al cuerpo vertebral: dos pedículos de vértebras adyacentes delimitan un espacio llamado agujero de conjunción, por el cual pasan los nervios raquídeos a través de los cuales los impulsos nerviosos entran y salen de la médula espinal. La lámina es la parte más posterior del arco, que cierra el orificio vertebral y protege la médula espinal. Está separada del pedículo por una masa apofisaria donde se anclan las apófisis transversas y articulares inferior y superior; a la parte de la lámina que queda entre las apófisis articulares superior e inferior se la denomina *pars interarticularis*. Ambas láminas confluyen en el vértice posterior de la vértebra, de donde surge la apófisis espinosa.

El cuerpo vertebral cambia de forma según el nivel de la columna y sus necesidades funcionales: por ejemplo, los cuerpos de las vértebras lumbares son mucho más grandes y anchos que los de las vértebras cervicales o dorsales, debido a que tienen que soportar un peso mucho mayor que éstas. Las caras superior e inferior de cada cuerpo vertebral están cubiertas por una fina capa de cartílago, el platillo vertebral.

1.3. Las articulaciones intercigapofisarias (figura 3)

Las articulaciones entre las apófisis articulares son de tipo sinovial, es decir, se llevan a cabo entre dos superficies articulares de formas adaptadas mutuamente, cubiertas de cartílago y envueltas por una cápsula articular que sirve al mismo tiempo de ligamento entre ambas vértebras implicadas.

El tamaño y forma de las apófisis articulares varía en cada región de la columna. A nivel cervical y torácico, las superficies articulares son planas: las inferiores están orientadas hacia delante y las superiores hacia atrás. En cambio, a nivel lumbar las superficies articulares son habitualmente curvas: las superiores son cóncavas, mientras que las inferiores son convexas. Esto hace que la articulación intercigapofisaria lumbar normal sea morfológicamente muy adecuada para evitar tanto desplazamientos anteriores como rotaciones excesivas de una vértebra sobre otra, manteniendo así la estabilidad vertebral. Sin embargo, existen con bastante frecuencia variaciones anatómicas en la forma de estas facetas articulares, que en el caso de las vértebras lumbares pueden llegar a ser completamente planas. En estos casos existe un riesgo aumentado de inestabilidad vertebral, es decir, de un desplazamiento excesivo de una vértebra sobre otra, bien sea en sentido anterior o por rotación. Esto es un ejemplo de cómo las variaciones

morfológicas en cada individuo le hacen susceptible de lesiones en diferentes puntos de la vértebra. Ante agresiones iguales, unos individuos tienen lesión y otros no; en este caso, fuerzas que provoquen desplazamientos anteriores o rotaciones afectarán más o menos las estructuras vertebrales lumbares según la morfología de sus apófisis articulares.

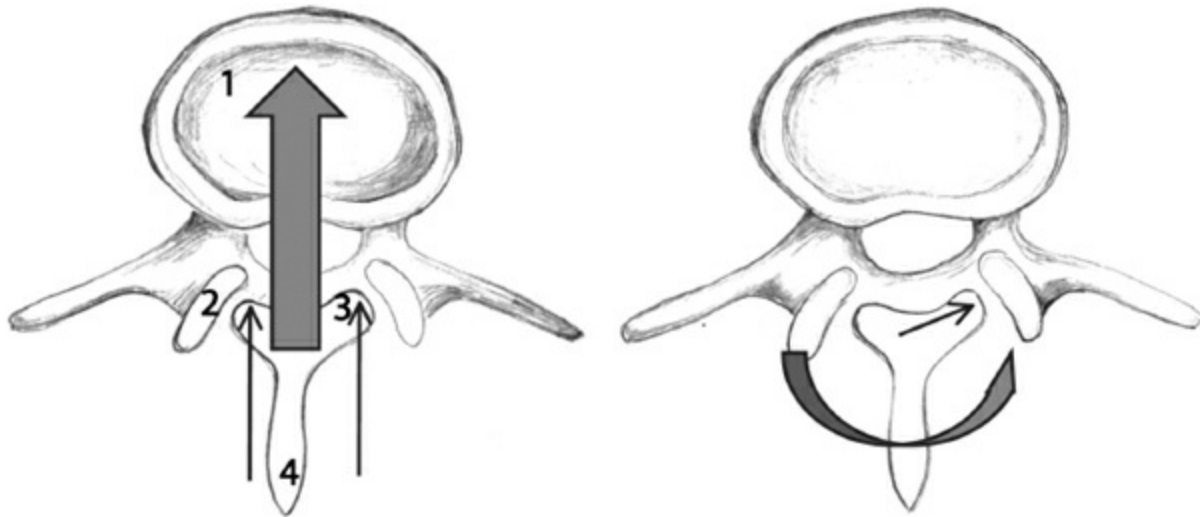


Figura 3. Corte horizontal de las articulaciones intercigapofisarias lumbares: morfología y resistencia al desplazamiento anterior y a la rotación. 1: cuerpo de la vértebra de abajo; 2: apófisis articular superior de la vértebra de abajo; 3: apófisis articular inferior de la vértebra de arriba; 4: apófisis espinosa de la vértebra de arriba.

1.4. El disco intervertebral (figuras 4, 5 y 6)

Los discos intervertebrales son el principal medio de fijación entre las superficies adyacentes de los cuerpos vertebrales en las regiones móviles de la columna. Su perímetro se corresponde con el de los cuerpos vertebrales, y su grosor varía entre regiones y entre discos individuales. Su mayor grosor se observa en la región lumbar, donde las cargas que soportan son mayores.

Cada disco se compone de dos partes, el anillo fibroso periférico y el núcleo pulposo central (figura 4).

El anillo fibroso está formado por láminas de colágeno concéntricas. Son láminas incompletas, es decir, que no llegan a recorrer todo el perímetro del disco. Las fibras que las componen son paralelas entre sí, y van de una vértebra a la otra formando un ángulo con la vertical. Las fibras de láminas sucesivas se cruzan entre sí oblicuamente, en direcciones opuestas (figura 4), formando así una malla de colágeno que impide la salida del contenido del

núcleo pulposo, y además unen una vértebra a la siguiente independientemente de la dirección del desplazamiento entre ellas. Es decir, con fibras cruzándose en todas direcciones siempre habrá alguna que esté perfectamente orientada para limitar el desplazamiento intervertebral, independientemente de la dirección de éste. Sin embargo, esto tiene una cara negativa: sólo parte de las fibras estarán correctamente orientadas para resistir cada desplazamiento intervertebral. Por ejemplo, ante un balanceo anterior de la vértebra superior sobre la inferior, se tensan las fibras posteriores del anillo, que serán las que soporten toda la tensión, y quedan laxas las anteriores. Cualquier carga añadida en ese momento recaería exclusivamente sobre el anillo posterior por ser el que está tenso, con el consiguiente riesgo de lesión al soportar toda la carga sólo parte de las fibras. Igualmente ocurrirá si en vez de balancear deslizamos una vértebra sobre otra, o la rotamos (figura 5).

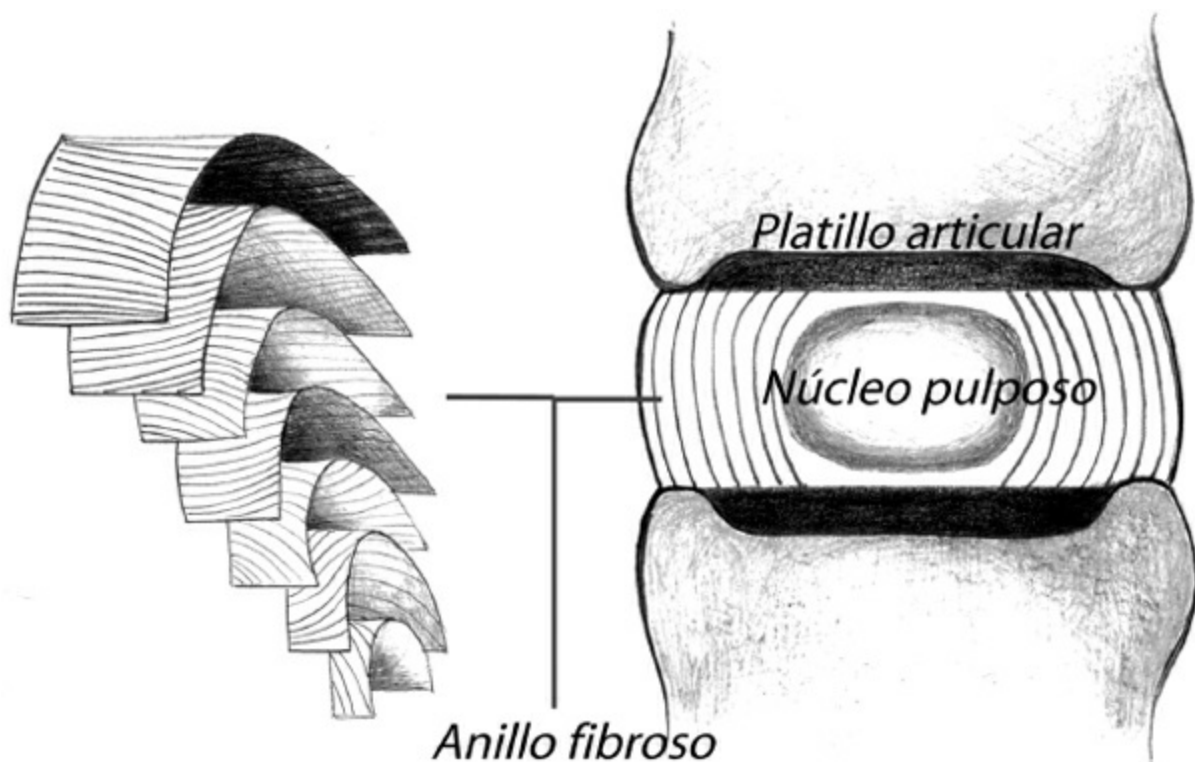


Figura 4. Partes del disco intervertebral.

El anillo fibroso es más débil por su cara posterior, entre otras cosas porque a este nivel se concentran más láminas incompletas, y la orientación de sus fibras puede llegar a ser predominantemente vertical, con lo que la

mallas que forman es menos tupida y no dificulta tanto la salida de contenido del núcleo pulposo. De hecho, las hernias discales son más frecuentes a nivel posterior.

Las fibras del anillo están íntimamente unidas con el cartílago del platillo articular de los cuerpos vertebrales. El anillo rodea el núcleo pulposo excepto por encima y debajo, donde el núcleo contacta directamente con los platillos vertebrales.

El núcleo pulposo en el momento del nacimiento es grande, blando, gelatinoso y compuesto de material mucoide, con un gran porcentaje de agua. Este material fluido es reemplazado gradualmente por material fibroso, con lo que con los años va perdiendo hidratación y pareciéndose más al resto del disco. Sin embargo, contrariamente a la creencia popular, el núcleo pulposo no pierde altura con la edad: es el anillo fibroso el que va perdiendo altura según se van combando sus láminas, pero la altura global del disco se mantiene. La pérdida de altura del tronco que se observa con la edad vendría pues más de la descalcificación y aplastamiento gradual de los cuerpos vertebrales (Standring, 2005).

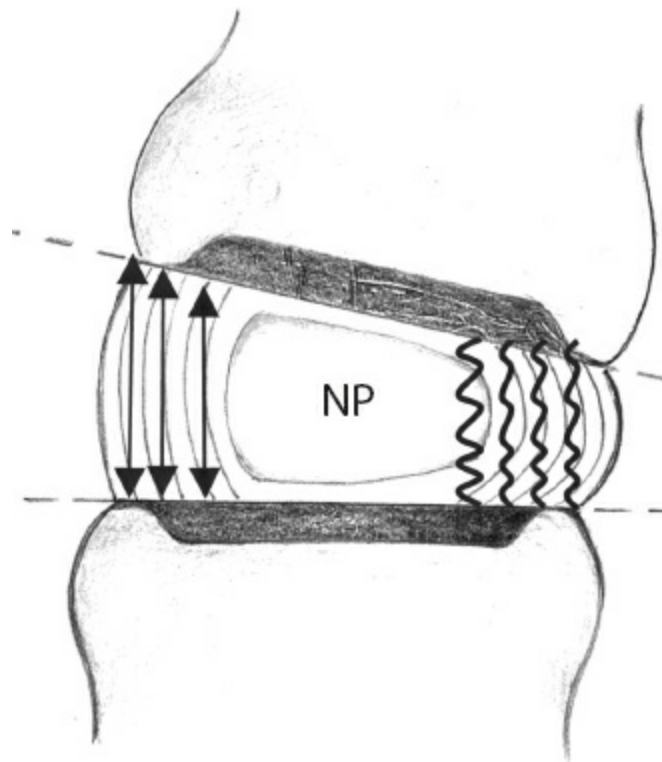


Figura 5. Resistencia del anillo fibroso al balanceo. NP: núcleo pulposo.

Esta estructura doble del disco intervertebral es esencial para el desempeño de su principal función: la transmisión de cargas ([figura 6](#)). El peso de todo el cuerpo por encima del nivel vertebral que consideremos llega a la vértebra superior, y de ahí se transmite al platillo vertebral. Éste reparte el peso entre el núcleo y el anillo, ya que contacta con ambos. El anillo aguanta la carga gracias a la aposición de todas sus capas, a modo de un libro enrollado. El núcleo es fluido, por lo que transmite la carga en todas direcciones. Además es incompresible, por lo que tenderá a salirse del disco al ser cargado. Sin embargo la malla de fibras del anillo no se lo permite, y a la vez la tensión que el empuje del núcleo transmite a las fibras del anillo sirve para que no se plieguen y se colapsen. Al final al núcleo sólo le queda un camino para transmitir el peso: el platillo articular inferior, que a su vez transmite la carga a la vértebra inferior. Se trata pues de una estructura perfectamente diseñada para que sus dos componentes, fibroso y fluido, colaboren entre sí de cara a mantener su integridad en la transmisión del peso.

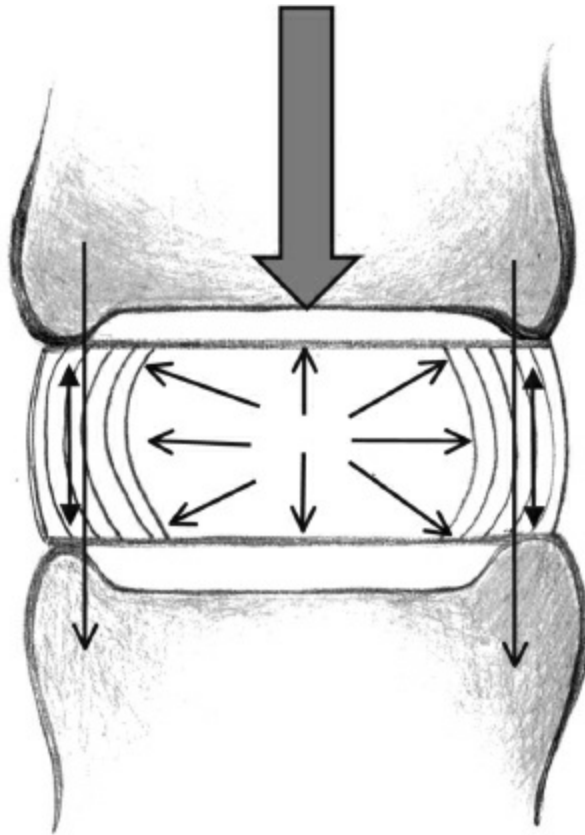


Figura 6. Transmisión de cargas en el disco intervertebral.

1.5. Los ligamentos intervertebrales (figura 7)

Además de los discos intervertebrales (en el componente anterior) y las cápsulas de las articulaciones intercigapofisarias (en el componente posterior), existen una serie de elementos ligamentarios que aseguran la unión entre las distintas vértebras en los segmentos móviles de la columna.

En el componente anterior tenemos un ligamento vertebral común anterior, que se une a la cara anterior de los cuerpos vertebrales, y un ligamento vertebral común posterior, que lo hace a la cara posterior. Ambos se extienden desde la base del cráneo hasta el sacro.

En el componente posterior hay también varios ligamentos. El ligamento amarillo o interlaminar es muy potente: une las láminas de vértebras adyacentes. El ligamento interespinoso se extiende desde la apófisis espinosa de una vértebra a la espinosa de la vértebra siguiente. En la punta de la apófisis espinosa se encuentra el ligamento supraespinoso o epiespinoso, que une los extremos de las espinosas adyacentes. Entre la punta de la espinosa de la séptima vértebra cervical y el hueso occipital en el cráneo este ligamento supraespinoso se expande para formar el llamado ligamento cervical posterior o suspensorio de la nuca. Por último, el ligamento intertransverso se sitúa entre las apófisis transversas adyacentes.

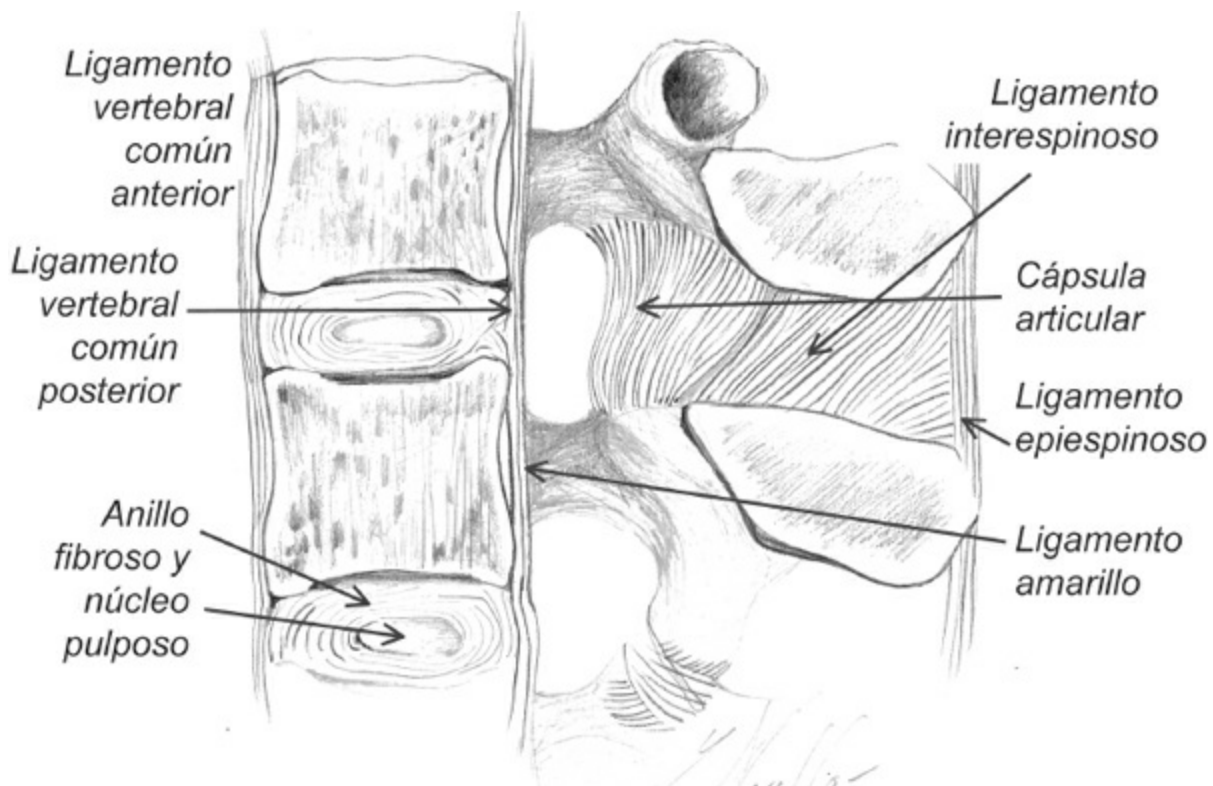


Figura 7. Principales ligamentos de la columna.

PUNTO CLAVE

La columna vertebral presenta diferentes curvaturas según la región, adaptadas a las demandas funcionales de cada segmento. En cada vértebra individual existe un elemento anterior con el cuerpo vertebral y el disco, que se encarga de la transmisión del peso del tronco, y un elemento posterior con el arco vertebral y diversas apófisis, que se encarga de la protección de la médula espinal y de la movilidad de unas vértebras sobre otras.

2. ANATOMÍA FUNCIONAL DE LA MUSCULATURA DEL TRONCO

Esta sección se centra en la descripción de la musculatura del tronco desde una perspectiva funcional, información básica para el diseño y prescripción de ejercicios de acondicionamiento muscular.

2.1. Músculos del abdomen ([figura 8](#))

En conjunto, los músculos del abdomen realizan numerosas funciones, como por ejemplo, mover el tronco en todos los planos (flexión sagital, inclinación o flexión lateral y rotación o torsión del raquis; ver apartado 4), participar en la ventilación pulmonar (sobre todo durante esfuerzos intensos), excretar el contenido de vísceras abdominales y pélvicas (micción, parto, vómito, etc.) y controlar la estabilidad del raquis cuando éste es sometido a fuerzas que pueden dañar sus estructuras. Debido a su importancia, el concepto de estabilidad raquídea será desarrollado en profundidad en la siguiente sección de este capítulo (apartado 3).

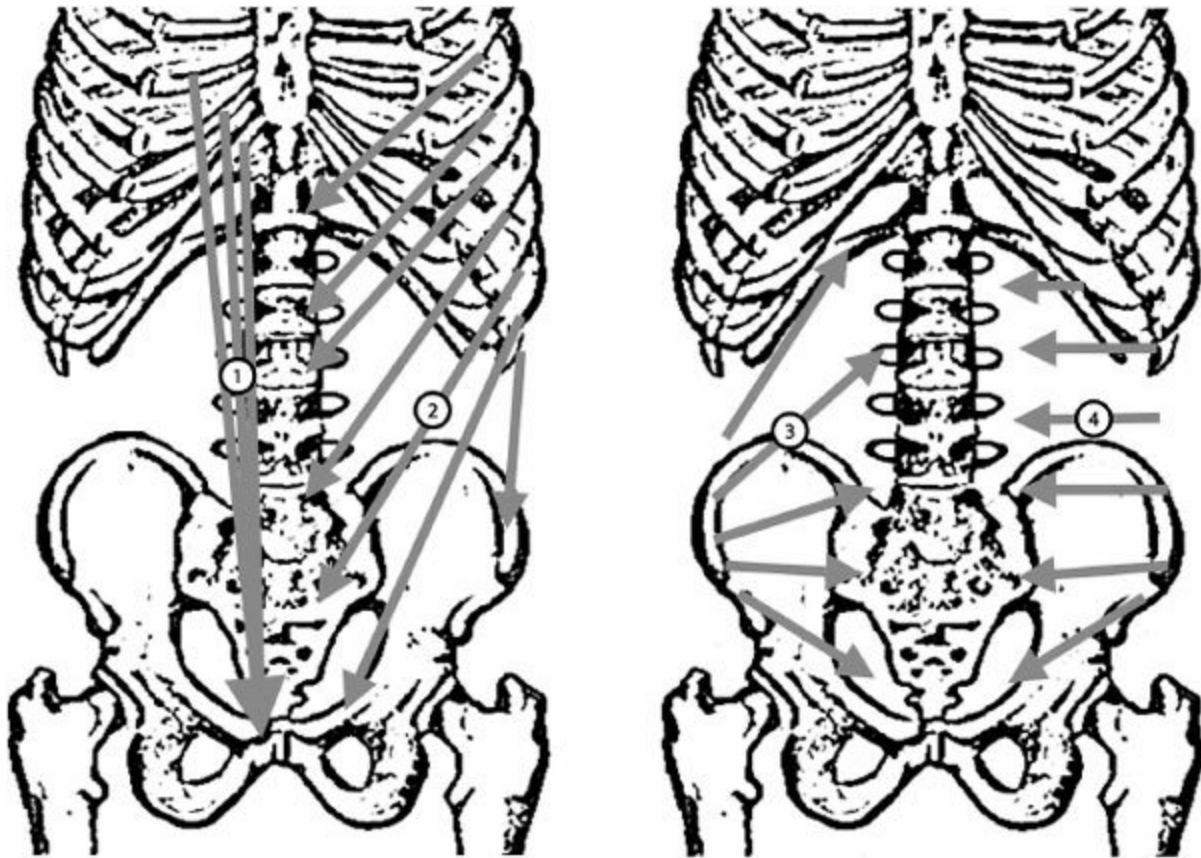


Figura 8. Líneas de tracción de los músculos de la región anterolateral del abdomen: (1) recto mayor, (2) oblicuo externo, (3) oblicuo interno y (4) transverso del abdomen.

2.1.1. Recto mayor del abdomen

El músculo recto mayor del abdomen (*rectus abdominis*) es un músculo largo y acintado que se extiende por la parte anterior del abdomen, desde el borde inferior de la caja torácica hasta el pubis. Es considerado un flexor fisiológico o gravitatorio, pues en la postura erecta su capacidad de movilizar el tronco es asistida por la gravedad. Así, cuando se contrae flexiona las vertebrae lumbares para descender el tórax, elevar la pelvis o hacer ambas cosas. Su función flexora es muy poderosa, debido a que se realiza a través de grandes brazos de palanca, que se extienden desde la columna vertebral hasta la parte anterior del tronco.

Este músculo tiene 3 bandas tendinosas que definen 4 porciones musculares. Aunque en ámbitos de la actividad física y del deporte se ha llegado a diferenciar entre abdominales superiores e inferiores, anatómicamente no podemos decir que exista tal división. Además, estudios

electromiográficos (ver apartado 7.1.) demuestran que generalmente las 4 porciones participan de forma simultánea durante la realización de los ejercicios de acondicionamiento abdominal.

El recto mayor del abdomen está contenido en una fascia conectada lateralmente con las aponeurosis del oblicuo externo o mayor del abdomen (*obliquus externus abdominis*), del oblicuo interno o menor del abdomen (*obliquus internus abdominis*) y del transverso del abdomen (*transversus abdominis*). Los músculos referidos son capas musculares anchas y aplanadas que rodean toda la región anterolateral del abdomen con fibras superpuestas de diferente dirección. Las fuerzas generadas lateralmente por los músculos anchos son transmitidas de un lado a otro del abdomen gracias a la fascia abdominal y a sus conexiones con las bandas tendinosas del recto mayor del abdomen (McGill, 2002).

2.1.2. Oblicuo externo, oblicuo interno y transverso del abdomen

De los tres músculos anchos del abdomen, el oblicuo externo o mayor es el más superficial. La oblicuidad de sus fibras, que básicamente se extienden desde la parte lateral del tórax hasta la fascia abdominal, en dirección al pubis, le confiere una gran capacidad para rotar el tronco. Así, estudios electromiográficos han demostrado que el músculo referido se activa durante la rotación contralateral del tórax (rotación hacia el lado contrario a la ubicación del músculo) y durante la rotación homolateral de la pelvis (rotación hacia el mismo lado). Por tanto, cuando se contrae de forma aislada el oblicuo externo del lado derecho, el tórax tiende a rotar hacia la izquierda y la pelvis hacia la derecha. El oblicuo interno o menor se sitúa por debajo del oblicuo externo y también tiene una gran capacidad para rotar el tronco. La mayor parte de sus fibras son oblicuas, pero en dirección contraria a las del oblicuo externo, ya que en general se extienden desde la parte lateral de la pelvis hasta la fascia abdominal en dirección a la apófisis xifoides del esternón. A diferencia del oblicuo externo, el oblicuo interno se activa durante la rotación homolateral del tórax y durante la rotación contralateral de la pelvis.

Posiblemente, la función más popular de los músculos oblicuos es la rotación del raquis, sin embargo, estos músculos tienen una gran capacidad para inclinar lateralmente el tronco y para flexionar la columna. De este

modo, cuando los dos músculos oblicuos de un lado del abdomen se activan conjuntamente pueden generar grandes momentos de inclinación homolateral. Y cuando los cuatro músculos oblicuos del abdomen se activan a la vez (activación bilateral) se anulan la rotación y la inclinación lateral y se produce una flexión del tronco en el plano sagital.

Por otro lado, datos obtenidos en nuestro laboratorio durante estudios realizados con bailarinas indican que los músculos oblicuos podrían activarse con mayor intensidad cuando los movimientos del tronco se realizan con la pelvis, en comparación con aquellos movimientos que se realizan con el tórax. Aunque estos datos corresponden a estudios preliminares, parece lógico pensar que los programas de acondicionamiento abdominal no sólo deben incluir ejercicios en que se movilice la parte superior del tronco (que son los más utilizados) sino también ejercicios en que se movilice la parte inferior.

Finalmente, el músculo más profundo de la pared abdominal es el transverso del abdomen, que recorre éste horizontalmente desde la región lumbar hasta la línea media de la pared anterior del abdomen (*línea alba*). Debido a la disposición de sus fibras, su capacidad para mover el raquis es limitada. Por el contrario, parece tener un papel destacado en la espiración forzada, el hundimiento del abdomen (relacionado con la excreción del contenido de vísceras abdominales y pélvicas) y la estabilización activa del raquis.

PUNTO CLAVE

En conjunto, los músculos de ambos lados del abdomen, conectados mediante la fascia abdominal, forman lo que se conoce como corsé o faja abdominal, es decir, un conjunto de fibras musculares superpuestas y de diferente dirección que dan forma al talle.

2.2. Músculos de la espalda

2.2.1. Tríceps espinal (*figura 9*)

El tríceps espinal (*erector spinae*) es un músculo extensor del raquis que

se extiende desde el sacro hasta la región cervical. Anatómicamente se puede dividir en 3 bandas o músculos, ordenados de medial a lateral del siguiente modo: epiespinoso (*spinalis*), longísimo del dorso (*longissimus*) e iliocostocervical (*iliocostalis*). Éstos a su vez se pueden dividir en lumbares, dorsales y cervicales. Longísimo del dorso e iliocostocervical, especialmente las porciones dorsales, son los principales extensores del raquis, ya que actúan a través de brazos de palanca relativamente grandes (están más alejados de las articulaciones vertebrales). Los músculos referidos participan también en los movimientos de flexión lateral del tronco, pero su participación en la torsión es menos importante.

En una visión lateral de la columna, la dirección oblicua de la línea de acción del iliocostocervical y del longísimo del dorso se puede dividir en una componente principal que genera momentos de extensión y en una componente de menor magnitud y dirección perpendicular a la columna que se opone a las fuerzas de cizalla, es decir, a aquellas que tienden a provocar traslaciones de las vértebras en el plano anteroposterior o sagital (figura 10). Así, cuando se realizan acciones de extensión del tronco en las que se levantan objetos del suelo, la dirección oblicua de las fibras de los músculos referidos se opone al desplazamiento anterior de las vértebras lumbares, estabilizándolas en el plano referido. No obstante, para que los músculos realicen esta función protectora de la columna, ésta debe mantener sus curvaturas fisiológicas (“*posición neutra*”), es decir, no debe estar: ni flexionada, ni extendida; ni rotada hacia un lado, ni hacia el otro; ni inclinada lateralmente hacia un lado, ni hacia el otro. Si por el contrario, no se conserva la lordosis lumbar y el objeto se levanta con la columna flexionada, la línea de tracción del tríceps espinal no será la adecuada y desaparecerá la capacidad para controlar la estabilidad anterior de las vértebras, incrementando el riesgo de lesión (McGill, 2002). Esta es una de las razones por las que se recomienda conservar la lordosis lumbar y realizar la acción a través del movimiento de las caderas y de las rodillas durante el levantamiento de objetos pesados, como ocurre por ejemplo en la halterofilia.

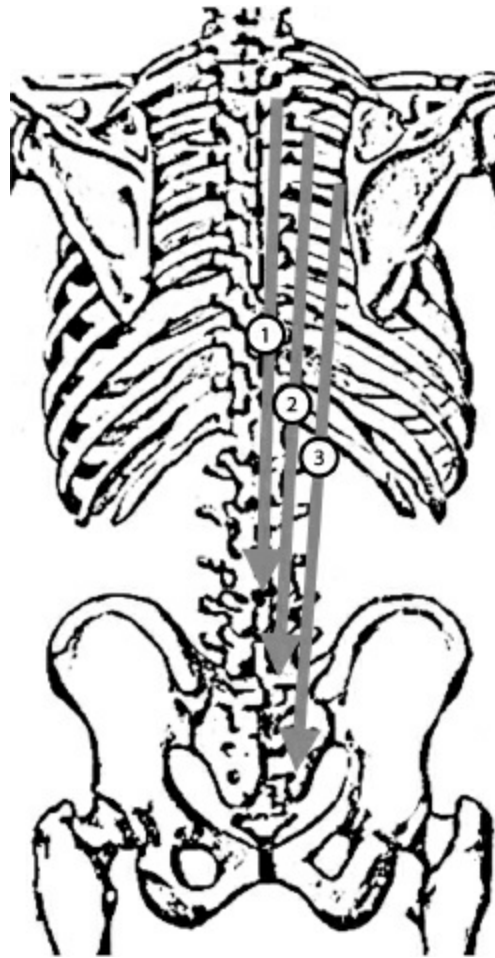


Figura 9. Líneas de tracción del músculo tríceps espinal en las regiones sacra, lumbar y dorsal. De medial a lateral: (1) epiespinoso, (2) longísimo del dorso y (3) iliocostal.

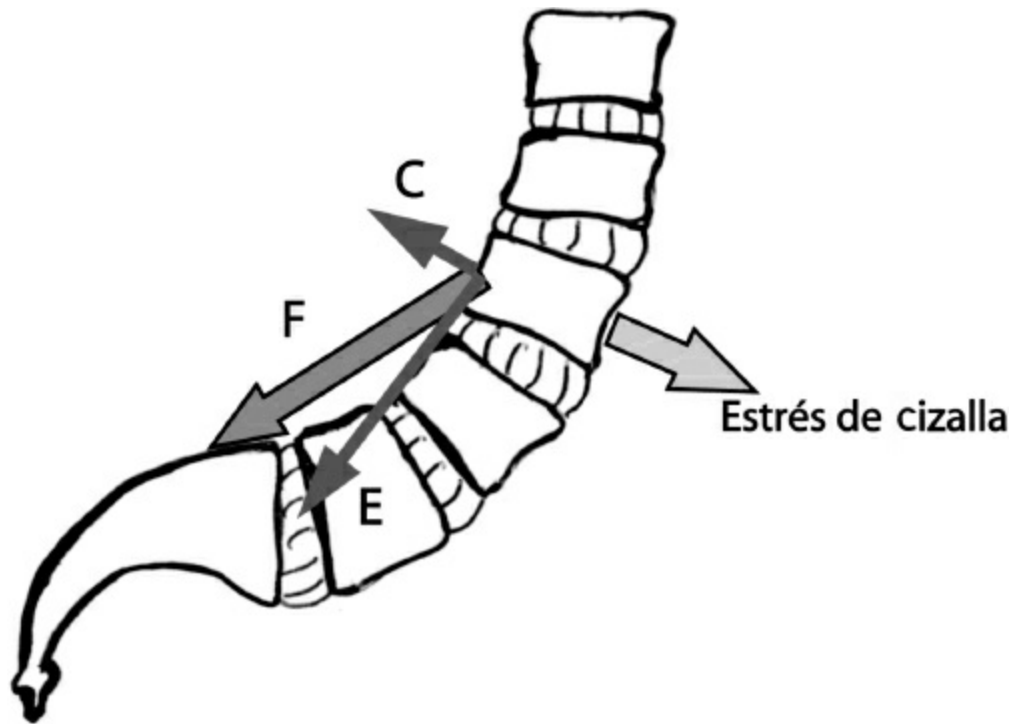


Figura 10. Componentes rectangulares (E, extensión; C, oposición a la cizalla) del vector fuerza (F) producido durante la contracción del iliocostocervical y del longísimo del dorso cuando la columna mantiene sus curvaturas fisiológicas.

2.2.2. Multífido (figura 11)

El multífido o transverso espinoso (*multifidus*) es un músculo relativamente pequeño y profundo que se origina en las apófisis transversas de las vértebras lumbares y se inserta en las láminas y las apófisis espinosas de vértebras vecinas. Su función principal es la extensión del raquis, aunque también colabora en la rotación contralateral del tórax (y homolateral de la pelvis) y en la inclinación homolateral del tronco. En comparación con el tríceps espinal, su acción es más local y su capacidad para generar momentos de extensión es menor, ya que su sección transversal es relativamente pequeña.

Otros músculos profundos, como los interespinosos (*interspinalis*) y los intertransversos (*intertransversarii*), se sitúan entre las apófisis espinosas y entre las apófisis transversas y colaboran en la extensión e inclinación lateral del raquis, respectivamente. Estos músculos tienen una gran cantidad de husos musculares (ver [capítulos 10 y 12](#)), son pequeños y están situados cerca de las articulaciones vertebrales, por lo que actúan a través de brazos de

palanca reducidos. Atendiendo a estas características, se cree que, más allá de generar grandes momentos de fuerza, están encargados de informar sobre la longitud muscular y el movimiento de la columna.



Figura 11. Líneas de tracción del músculo multifido en diferentes niveles de la columna vertebral.

2.2.3. Cuadrado lumbar (figura 12)

El cuadrado lumbar (*quadratus lumborum*) es un músculo profundo que se extiende, junto a la columna, desde la parte inferior del tórax hasta la parte superior de la pelvis, con inserciones en las apófisis transversas (conocidas como apófisis costiformes en la región lumbar). En función de su anatomía, es un músculo extensor e inclinador homolateral del raquis; participa también, junto a otros músculos extensores y a la musculatura del abdomen, en la ventilación pulmonar durante esfuerzos intensos. Asimismo, se cree que

juega un papel importante en la estabilización de la columna en múltiples situaciones, principalmente cuando ésta está sometida a fuerzas laterales. Desafortunadamente, existen muchas dudas en relación con la función real de este músculo, ya que al ser tan profundo es difícil acceder a él mediante electromiografía.

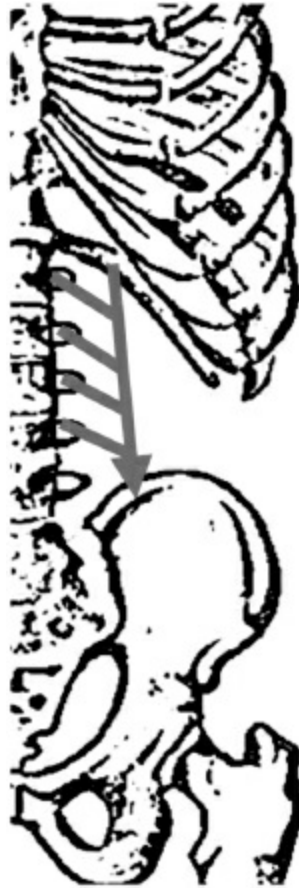


Figura 12. Líneas de tracción del músculo cuadrado lumbar.

2.2.4. Dorsal ancho ([figura 13](#))

El dorsal ancho o gran dorsal (*latissimus dorsi*) es un músculo superficial y ancho que se origina, a través de la fascia toracolumbar, en las apófisis espinosas de diversas vertebrae dorsolumbares y el sacro, y se inserta en la parte proximal del húmero. Tradicionalmente, se le ha atribuido la capacidad de movilizar el hombro (aproximación, extensión y rotación interna), pero, además, se han realizado recientemente diferentes estudios electromiográficos que le han atribuido una importante participación en los

movimientos de extensión del raquis, inclinación homolateral del tronco, rotación homolateral del tórax y rotación contralateral de la pelvis. Atendiendo a estos estudios, el fortalecimiento del dorsal ancho no depende únicamente de la realización de ejercicios del miembro superior, sino que es adecuado también utilizar ejercicios de tronco o ejercicios que combinen acciones de tronco y hombro.

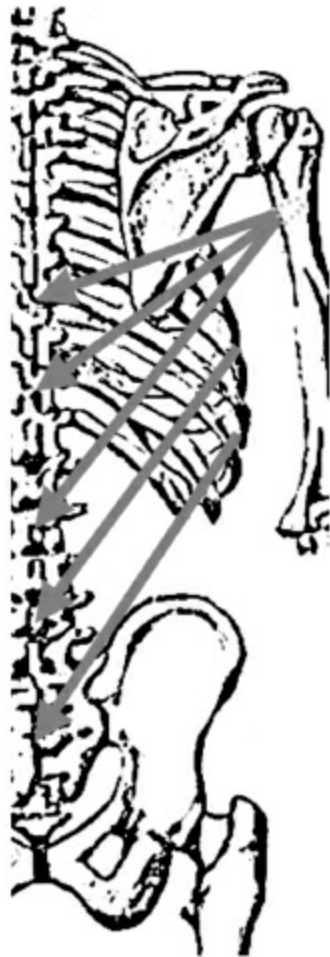


Figura 13. Líneas de tracción del músculo dorsal ancho o gran dorsal.

2.3. Psoasilíaco (figura 14)

Básicamente, el psoasilíaco (*iliopsoas*) se divide en dos músculos, el psoas (*psoas major* y *psoas minor*) y el ilíaco (*iliacus*). Ambos músculos comparten inserción en la parte proximal del fémur (troncánter menor), pero se diferencian en su origen, es decir, el ilíaco se origina en la fosa ilíaca, y el psoas, en la columna lumbar. Aunque el psoasilíaco tiene capacidad para

actuar en todas las estructuras que atraviesa, es decir, en la columna lumbar, en la pelvis y en la cadera, estudios electromiográficos revelan que, básicamente, éste es un músculo flexor y rotador externo de la cadera.

Estudios biomecánicos han demostrado que en acciones donde se flexiona conjuntamente el raquis y la cadera, como por ejemplo durante los ejercicios conocidos como incorporaciones del tronco o *sit-ups* (figura 15), el psoas puede producir fuerzas de compresión lumbar muy elevadas. Como veremos en la última sección de este capítulo, las fuerzas de compresión generadas durante las actividades referidas pueden exceder el nivel de tolerancia de los tejidos, produciendo lesiones en la columna vertebral.



Figura 14. Líneas de tracción del músculo psoasílico: (1) psoas mayor y (2) ilíaco.



Figura 15. Incorporación del tronco o "sit-up". Este ejercicio produce un elevado estrés en la columna lumbar.

2.4. Grupos funcionales

La participación de los diferentes músculos del tronco es coordinada por el sistema nervioso central en función de los movimientos o posturas que se desean realizar y de las demandas del entorno. Como se desprende de los párrafos anteriores, ninguno de los movimientos del raquis se realiza gracias a la participación de un único músculo, sino que son varios músculos los encargados de realizar la acción. Atendiendo a este planteamiento podemos diferenciar básicamente 4 grupos musculares: flexores, erectores, inclinadores laterales y rotadores del raquis. Como veremos a continuación, un músculo puede formar parte de varios grupos funcionales.

2.4.1. Flexores del raquis

Por su morfología y ubicación, el músculo recto mayor del abdomen es el principal flexor del raquis. El oblicuo externo y el oblicuo interno del abdomen colaboran con el recto mayor del abdomen para realizar su función flexora, sobre todo cuando las demandas de la tarea son elevadas, esto es: cuando se movilizan cargas elevadas; cuando los movimientos son muy rápidos; cuando existe fatiga muscular, o cuando el cuerpo está sometido a situaciones de inestabilidad o desequilibrio, como por ejemplo al realizar un

ejercicio de flexión del raquis con el tronco apoyado sobre una superficie inestable. Por otro lado, cuando se combinan movimientos de flexión del raquis lumbar y de flexión de cadera, el psoas ilíaco es el que cobra el principal protagonismo.

2.4.2. Extensores del raquis

Atendiendo a su sección transversal, a su localización y a su mayor brazo de palanca, el tríceps espinal (longísimo del dorso e iliocostocervical, especialmente) es el principal erector del tronco. No obstante, son muchos los músculos de la espalda que colaboran con el tríceps espinal para realizar su función extensora, entre ellos el multífido, el dorsal ancho y el cuadrado lumbar.

2.4.3. Inclinaoeres laterales del raquis

La flexión lateral del raquis se produce gracias a la acción combinada de músculos homolaterales del abdomen y de la espalda. Destacan principalmente el oblicuo externo, el oblicuo interno y el transverso del abdomen, el cuadrado lumbar, el tríceps espinal (sobre todo longísimo del dorso e iliocostocervical), el multífido y el dorsal ancho.

2.4.4. Rotadores del raquis

Los principales músculos rotadores del raquis son el oblicuo externo y el oblicuo interno del abdomen, el multífido y el dorsal ancho, y entre ellos especialmente los músculos oblicuos del abdomen, ya que realizan su acción a través de grandes brazos de palanca. Sin embargo, la importancia de uno u otro viene también determinada por el sentido del giro y la parte del tronco que es movilizada, es decir, la parte superior o la parte inferior. Así, cuando el tórax rota hacia un lado, se activa el oblicuo interno del abdomen y el dorsal ancho homolaterales, y el oblicuo externo del abdomen y el multífido contralaterales. Por el contrario, cuando es la pelvis la que rota, se activa el oblicuo externo del abdomen y el multífido homolaterales, y el oblicuo interno del abdomen y el dorsal ancho contralaterales.

PUNTO CLAVE

El movimiento del raquis (flexión, extensión, inclinación lateral o rotación) no se realiza gracias a la activación de un único músculo del tronco, sino a la participación coordinada de varios músculos (grupo funcional).

3. ESTABILIDAD RAQUÍDEA

En este apartado presentamos la información necesaria para que el lector pueda comprender el concepto de estabilidad raquídea y conocer algunos de los factores que influyen en ella. De este modo, desarrollaremos los fundamentos que nos permitirán abordar al final de este capítulo aspectos más aplicados de la biomecánica del raquis, como el diseño y la prescripción de ejercicios de estabilización y el desarrollo de criterios para la prevención de lesiones.

3.1. Conceptos de estabilidad aplicados al raquis

3.1.1. *Concepto de estabilidad mecánica*

Durante la función diaria, la práctica deportiva o la participación en actividades recreativas, la columna es sometida a fuerzas de diferente magnitud y dirección, como, por ejemplo, el peso del cuerpo, el impacto con el suelo en un salto o en una caída, la tracción de la musculatura durante una contracción de gran intensidad, etc. Desde un punto de vista mecánico, la estabilidad del raquis puede ser entendida como la capacidad de esta estructura para mantener su estado de equilibrio estático cuando es sometido a fuerzas como las comentadas anteriormente. Existe un punto crítico o un nivel de tolerancia máximo ante las fuerzas perturbadoras o desequilibrantes. Superado este punto, la columna no puede permanecer en equilibrio. Consideraremos, por tanto, que la columna lumbar de una persona es muy estable cuando para alcanzar este punto crítico es necesario que las fuerzas aplicadas sobre ella sean extraordinarias o poco comunes para la mayor parte de las actividades que se realizan a lo largo del día.

3.1.2. Concepto de estabilidad clínica

Desde un punto de vista clínico, la inestabilidad de la columna se relaciona con el dolor y con la lesión de las estructuras raquídeas y/o nerviosas. Cuando los ligamentos, el tejido óseo o los discos intervertebrales sufren daños y deformaciones, la columna es menos rígida y tiende a responder peor ante las fuerzas a las que es sometida. A su vez, esa inestabilidad articular puede aumentar el daño en el tejido, de forma que la inestabilidad puede ser tanto la causa como el resultado de la lesión en la columna.

3.2. Mecanismos y sistemas de estabilización del raquis

3.2.1. Estabilización activa del raquis

Aunque la rigidez del sistema osteoligamentario le confiere cierto nivel de estabilidad a la columna lumbar, ésta es una estructura que por sí misma, sin la ayuda del sistema neuromuscular, cede frente a cargas compresivas de tan sólo 90 N. Estudios mecánicos han demostrado que ante la limitada capacidad estabilizadora de las estructuras pasivas, la participación del sistema neuromuscular permite que halterófilos profesionales puedan soportar fuerzas de compresión lumbar muy superiores a los 10.000 N. Desde principios del siglo XX numerosos grupos de investigación se han interesado por conocer qué mecanismos son los implicados en la estabilización de las estructuras vertebrales y cómo se pueden optimizar para mejorar su funcionamiento.

3.2.2. Algunos mecanismos propuestos: presión intraabdominal y fascia toracolumbar

El primer mecanismo propuesto, y quizás el más estudiado, es el incremento de la presión intraabdominal. Se ha argumentado que durante acciones en las que se levantan objetos del suelo, el aumento de la presión dentro de las cavidades del tórax y del abdomen, mediante la activación de la musculatura abdominal y el cierre de la glotis y el ano, genera un momento extensor bajo el diafragma y reduce el estrés sobre la columna vertebral. Sin

embargo, numerosos estudios han demostrado que este mecanismo, aunque parece tener alguna función en la estabilidad de la columna vertebral, tiene muchas limitaciones.

Otro de los mecanismos propuestos es la tracción de la fascia toracolumbar ([figura 16](#)). Morfológicamente, la capa posterior de la fascia está formada por varias láminas de tejido conectivo. Las fibras de las láminas superficial y profunda están formadas por fibras de diferente dirección. Mientras la lámina profunda tiene fibras con dirección ascendente desde el borde externo de la fascia hasta las apófisis espinosas, las fibras de la lámina superficial tienen una dirección descendente. Se ha argumentado que debido a la divergente oblicuidad de las líneas de tracción, la tensión lateral ejercida por la contracción del transverso del abdomen (con inserción en la fascia) aproxima las apófisis espinosas y genera un momento extensor. No obstante, al igual que ha ocurrido con el mecanismo de la presión intraabdominal, diversos estudios han demostrado que la eficacia de este mecanismo ha sido sobreestimada.

3.2.3. Coactivación, rigidez y estabilidad articular

Actualmente, se considera que la estabilidad del raquis depende de la rigidez de sus estructuras. Una articulación rígida es más difícilmente deformable y mantiene su estado de equilibrio estático con mayor facilidad cuando es sometida a fuerzas desequilibrantes o perturbadoras. En este sentido, diversos estudios han demostrado que la coactivación (activación conjunta o simultánea) de los músculos del tronco modula la estabilidad del raquis mediante variaciones en su rigidez. Stuart M. McGill (2002), profesor de la Universidad de Waterloo (Canadá), describió muy gráficamente el efecto de la coactivación muscular sobre la rigidez y la estabilidad del raquis mediante una analogía muy didáctica. Según el profesor, si ejercemos una fuerza pequeña, de unos pocos Newtons, sobre la punta de una caña de pescar flexible apoyada en el suelo en posición vertical, la caña cede y se dobla, ya que es poco rígida. Sin embargo, si antes de aplicar la fuerza atamos una serie de cables o cuerdas en la caña, a distintas alturas, los anclamos al suelo siguiendo un patrón circular y los tensamos todos adecuadamente, entonces la estructura formada por la caña y sus cables será más rígida y permanecerá en equilibrio ante fuerzas superiores a la ejercida anteriormente. Evidentemente, en este símil, la caña de pescar representa el sistema osteoligamentario de la

columna vertebral, y la tensión de los cables, la activación de los músculos del tronco (figura 17). Conviene destacar que para que la caña esté en equilibrio es necesario que la tensión de todos los cables sea la adecuada, es decir, que el exceso o la falta de tensión en alguno de los cables afectaría gravemente la estabilidad de la estructura. Por tanto, si llevamos este ejemplo a la columna vertebral, podemos afirmar que la estabilidad del raquis no sólo depende de la coactivación de los músculos del tronco, sino también de que ésta se realice de forma bien coordinada. En este modelo, la tensión realizada por cada uno de los cables, es decir, por cada uno de los músculos implicados en la estabilización del tronco, es importante para garantizar la estabilidad de la estructura.

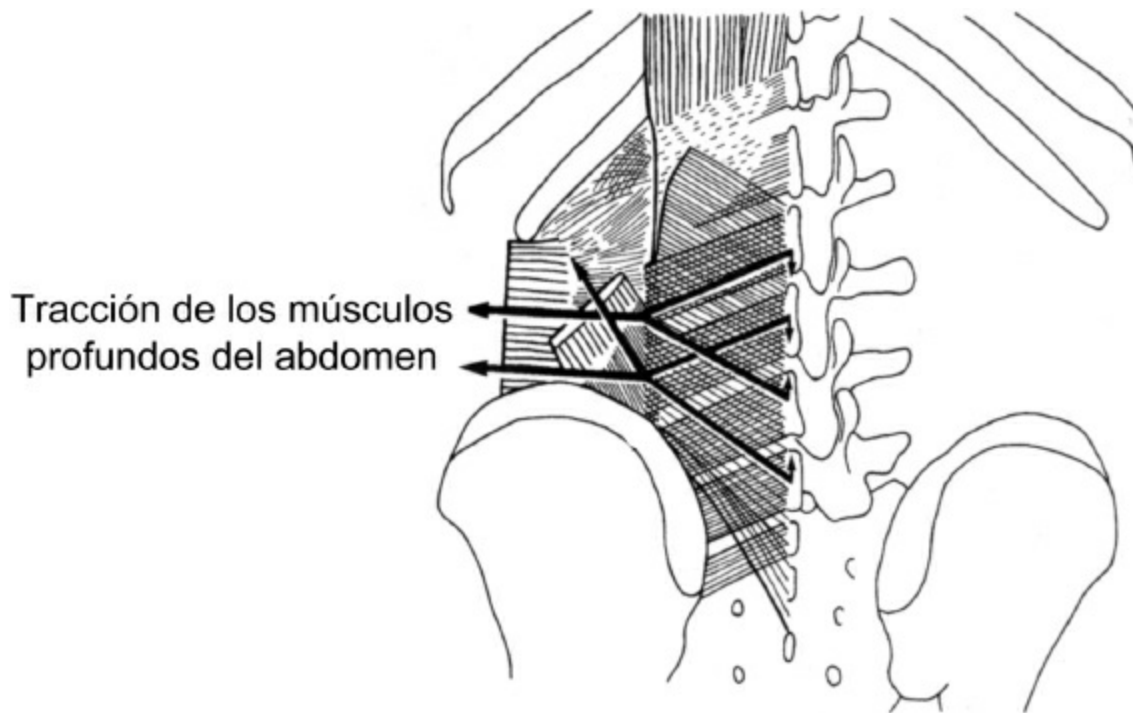


Figura 16. Mecanismo de la fascia toracolumbar. Se ha argumentado que la diferente oblicuidad de las capas de la fascia convierten la tracción lateral ejercida por los músculos profundos del abdomen en un momento extensor (las apófisis espinosas se aproximan).

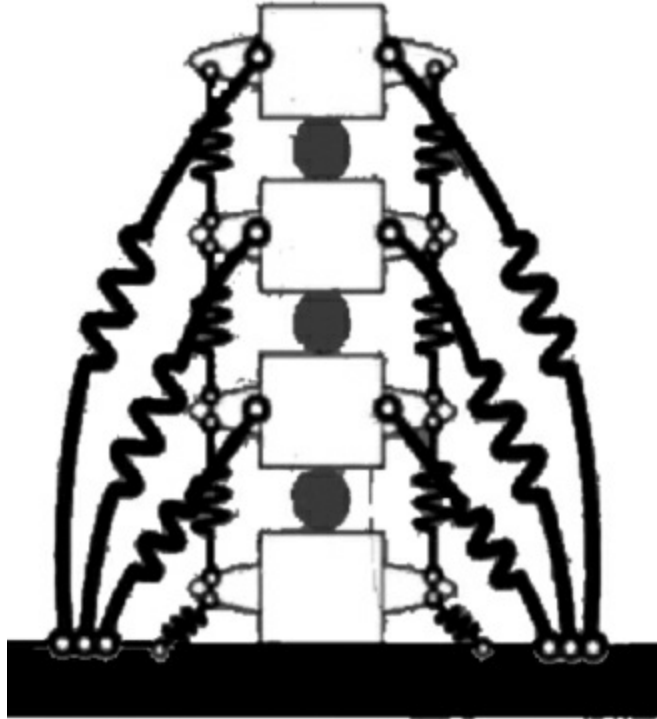


Figura 17. Modelo mecánico de la columna lumbar que representa el sistema osteoligamentario de la columna vertebral estabilizado por la tensión de los músculos del tronco.

PUNTO CLAVE

Todos los músculos del tronco son importantes y tienen que trabajar de forma coordinada y armónica para asegurar la adecuada estabilización de la columna vertebral.

3.3. Técnicas y métodos para la valoración de la estabilidad de las estructuras raquídeas

3.3.1. Modelos matemáticos computarizados

Existen algunos laboratorios de biomecánica que llevan varias décadas desarrollando modelos matemáticos de la columna vertebral con el propósito de medir la estabilidad raquídea en diferentes situaciones (actividades realizadas en el trabajo, ejercicios de musculación, etc.), además de mejorar

nuestro conocimiento sobre aquellos factores que son capaces de influir en la estabilidad. Los modelos más potentes utilizan parámetros electromiográficos, cinemáticos, cinéticos y/o antropométricos para medir la estabilidad estática de las estructuras vertebrales en función de su rigidez (McGill, 2002). Desafortunadamente, la mayoría de estos modelos no han sido diseñados para estimar la estabilidad del raquis en situaciones dinámicas. En la actualidad se están desarrollando métodos de análisis no lineal para valorar la estabilidad dinámica del raquis en función de la capacidad del sistema motor de mantener o controlar el movimiento del tronco dentro de una trayectoria predeterminada.

3.3.2. Aplicación controlada de perturbaciones

Una de las formas más extendidas para valorar la estabilidad del raquis consiste en aplicar fuerzas desequilibrantes de forma rápida y controlada (Vera-García *et al.*, 2006 y 2007), mediante dispositivos mecánicos (figura 18), y calcular la rigidez del tronco a partir tanto de los datos cinemáticos registrados tras la perturbación (por ejemplo, el desplazamiento del tronco), como de las características de la fuerza aplicada (magnitud, dirección, etc.).

En sintonía con lo comentado en párrafos anteriores, estudios realizados con esta metodología han demostrado que el incremento coordinado de la activación de los músculos del tronco, antes o durante la aplicación de fuerzas desequilibrantes, reduce el desplazamiento del tronco tras la perturbación, lo que refleja el aumento de la rigidez y la estabilidad articular. Asimismo, se ha comprobado que los niveles de activación muscular necesarios para garantizar la estabilidad raquídea durante el desarrollo de la mayoría de las actividades cotidianas son bajos o moderados (Vera-García *et al.*, 2006 y 2007). Atendiendo a estos niveles de activación, si nuestro objetivo es mejorar los mecanismos de estabilización raquídea, no es necesario entrenar la musculatura del tronco para obtener picos de fuerza muy elevados; en otras palabras, no parece oportuno utilizar métodos de entrenamiento para desarrollar la fuerza máxima. Sin embargo, teniendo en cuenta que la fatiga muscular puede dificultar la respuesta del sistema neuromuscular ante las fuerzas perturbadoras, la resistencia muscular sí es una cualidad relacionada con la estabilidad y la prevención de lesiones raquídeas, por lo que parece recomendable que uno de los objetivos de los programas de entrenamiento de los músculos del tronco sea el desarrollo de

la resistencia.

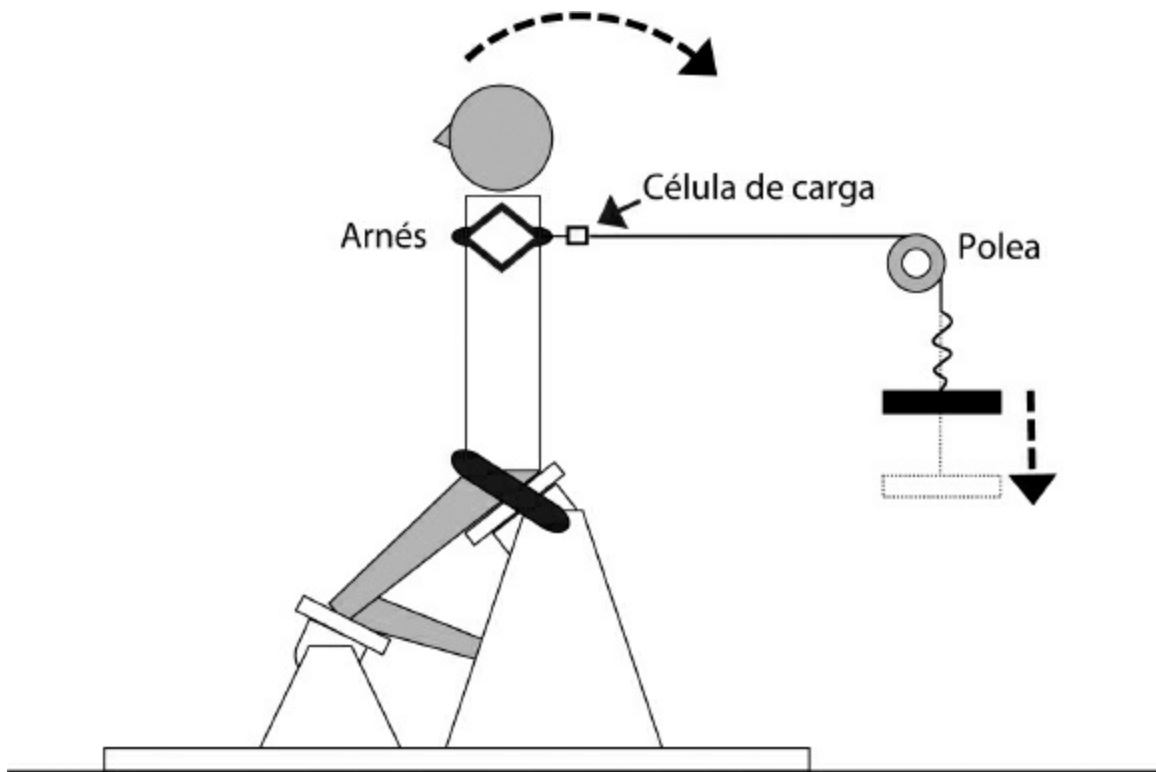


Figura 18. Sistema para aplicar fuerzas controladas al tronco. Con un dispositivo mecánico se deja caer una pesa, conectada mediante un cable de acero a un arnés torácico. La célula de carga permite conocer la intensidad de la fuerza aplicada.

Si aplicamos al acondicionamiento de los músculos del tronco las aportaciones de los estudios de estabilidad mecánica, podemos concluir que para prevenir la aparición de patologías raquídeas de origen mecánico, el objetivo de nuestro programa de entrenamiento debería ser la mejora de la capacidad de la musculatura para responder a las cargas de forma rápida, coordinada y a un nivel de intensidad moderado. Además, estas respuestas se deben producir en circunstancias diversas, entre ellas, en situación de fatiga neuromuscular.

PUNTO CLAVE

El desarrollo de la capacidad del sistema motor para estabilizar el raquis y la mejora de la resistencia de los músculos del tronco son dos objetivos importantes de los programas para la prevención de lesiones raquídeas.

3.3.3. Pruebas de campo

Los modelos matemáticos y la aplicación controlada de cargas son métodos válidos y fiables para la evaluación de la estabilidad estática del raquis, sin embargo, requieren de materiales costosos, son complejos de llevar a cabo y precisan de un entorno controlado (el laboratorio). Por estas razones no se pueden utilizar en la Educación Física, en grupos deportivos o en el ámbito clínico. En estos entornos es necesario utilizar pruebas de campo que puedan ser aplicadas rápida y fácilmente a grupos numerosos. Desafortunadamente, en los ámbitos de las Ciencias de la Actividad Física y del Deporte sólo se han diseñado pruebas que miden la resistencia, la fuerza o la potencia de los músculos del tronco, pero no tenemos constancia de pruebas de campo que valoren la capacidad de estabilización activa del raquis. Por otro lado, en el ámbito clínico sí se han desarrollado algunas pruebas de campo para valorar esta capacidad. Las pruebas referidas se realizan en decúbito supino y se basan, esencialmente, en el mantenimiento y control de la postura de la parte inferior del tronco (raquis lumbar y pelvis), ante el movimiento de los miembros inferiores, como por ejemplo, el descenso de los mismos, que provoca la anteversión de la pelvis y el incremento de la lordosis lumbar. En nuestra opinión, estas pruebas presentan limitaciones importantes, entre ellas, la falta de estudios que demuestren su validez, es decir, la relación entre los resultados de las pruebas y la estabilidad de la columna vertebral (medida mediante las metodologías expuestas en los apartados anteriores). Por tanto, éste es un campo en desarrollo que requiere la atención de los investigadores para el diseño y validación de pruebas que puedan ser aplicadas adecuadamente en diferentes ámbitos: educativo, recreativo, deportivo y clínico, entre otros.

4. CINEMÁTICA ANGULAR DEL RAQUIS

4.1. Conceptos biomecánicos básicos aplicados al raquis

La jerga biomecánica resulta a menudo difícil de comprender y pesada de estudiar para los profesionales de las ciencias del deporte y del área

biosanitaria, debido sobre todo a su componente matemático. Sin embargo, algunos conceptos biomecánicos básicos son indispensables para comprender los movimientos de la columna. Este aspecto ha sido explicado en capítulos anteriores; nos limitaremos aquí a situar algunos de estos conceptos en el ámbito de la columna vertebral.

Sobre los *sentidos del movimiento*, hemos de recordar que las rotaciones anterior y posterior serían movimientos en el plano *sagital* y *en torno* al eje X. Las traslaciones anterior y posterior también serían movimientos en el plano sagital, pero *a lo largo* del eje Z. La inclinación lateral de la columna sería realmente una rotación en el plano *coronal* y *en torno* al eje Z. Si movemos una vértebra hacia arriba o hacia abajo, tenemos una traslación en el plano *coronal*, *a lo largo* del eje Y. Este eje, como ya hemos dicho, es el eje longitudinal del cuerpo; por ser el eje más largo y claro de la anatomía humana, a las traslaciones a lo largo del eje longitudinal se les denomina traslaciones *axiales* (por ejemplo, la carga que se aplica sobre los cuerpos vertebrales y los discos es una fuerza que actúa en el eje Y o eje longitudinal, y la podemos considerar una *fuerza axial*). De la misma manera, la rotación en torno al eje Y o longitudinal (rotación en el plano horizontal) se denomina habitualmente *rotación axial*.

Sobre la relación entre la fuerza que se aplica sobre una estructura viscoelástica y la deformación que se produce, hemos de resaltar el concepto de *creep*. Si aplicamos sobre la estructura viscoelástica una fuerza constante, que no aumenta, la deformación *sí sigue aumentando*: la estructura se deforma poco a poco. La causa parece ser un reordenamiento progresivo del agua, los proteoglicanos y las fibras colágenas. A esta deformación lenta y progresiva bajo una fuerza constante se la denomina *creep*, y es extraordinariamente importante en la génesis de las alteraciones de la columna. Por ejemplo, en el caso de la columna lumbar, puede resultar más dañino someter las estructuras vertebrales a una carga ligera durante mucho tiempo (por ejemplo, sentándonos en una mala postura con la columna flexionada durante un buen rato) que aplicar una carga importante pero durante poco tiempo (por ejemplo, levantar un peso). Esto es debido a que el *creep* que provocan en las estructuras colágenas de la columna las cargas mantenidas, aunque sean ligeras, causa una deformación residual del tejido. Así cambia la estructura de los ligamentos que mantienen la estabilidad vertebral, con lo que ésta se pone en peligro.

Ya sabemos que las fuerzas actúan casi siempre a distancia de las

articulaciones a las cuales afectan. De hecho, en el caso de la columna vertebral, hablaremos más de momentos de fuerza que de fuerzas aisladas. Por ejemplo, en la columna lumbar podemos decir que la fuerza es el peso del tronco (masa x gravedad), de dirección vertical, el punto fijo es la articulación intervertebral y el punto de aplicación de la fuerza es el centro de masas del tronco. Se observa inmediatamente que a mayor flexión de la columna lumbar, mayor brazo del momento, es decir, mayor momento. Y cuanto más momento haya aplicado sobre una articulación, más peligro hay de dañarla (figura 19).

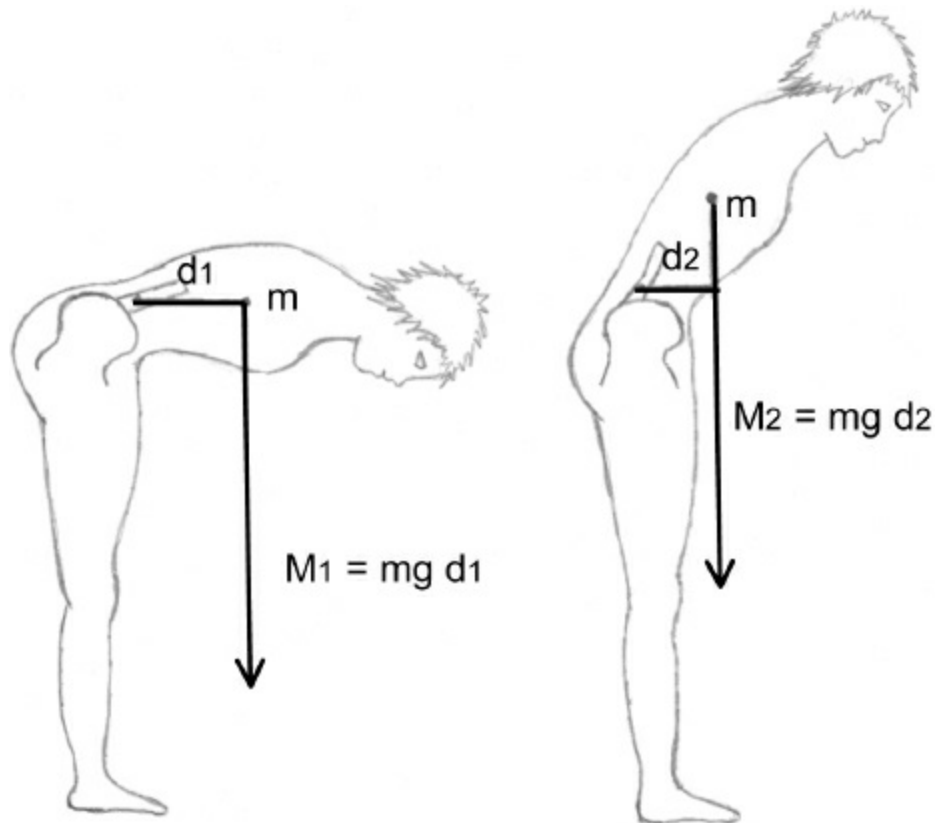


Figura 19. Momentos de fuerza sobre la columna lumbar: *m*, masa; *g*, gravedad; *d*, distancia (brazo del momento); *M*, momento de fuerza. Se observa en la figura que dado que *d1* es mayor que *d2*, *M1* es también mayor que *M2*, aunque la fuerza (*m g*, el peso del tronco) es la misma en ambos casos.

4.2. La flexión del raquis lumbar

Vamos ahora a estudiar algunos ejemplos de los movimientos de la columna de manera detallada. Cada región de la columna tiene sus

particularidades a este respecto; nosotros utilizaremos como ejemplo la columna lumbar, es decir, explicaremos los movimientos típicos de una vértebra lumbar sobre la siguiente.

Durante la flexión de la columna lumbar, ésta se “inclina” hacia delante ([figura 20](#)). Este movimiento puede descomponerse en tres fases. La primera es la *rectificación de la lordosis*, que consiste en deshacer la curva de concavidad posterior propia de la columna lumbar. De esta manera, las vértebras quedan en una posición neutra, con los platillos paralelos ([figura 20A](#)). Así se consigue la mayor parte del rango de flexión, pero aún puede llegarse algo más lejos recurriendo a dos fases más.

La segunda fase es la *rotación sagital anterior* de la vértebra superior sobre la inferior ([figura 20B](#)). Aquí ya empiezan a aparecer peligros sobre las estructuras vertebrales; como ya explicamos al hablar de la función del anillo fibroso del disco intervertebral, en esta fase van a tensarse sólo las fibras posteriores del anillo (ver [figura 5](#)), con el consiguiente riesgo de lesión, quedando laxas las fibras anteriores (al mismo tiempo se comprime el núcleo anteriormente).

La rotación sagital anterior lleva inevitablemente a la tercera fase: *traslación sagital anterior* de la vértebra superior sobre la inferior ([figura 20C](#)). La rotación anterior provoca que las apófisis articulares de la vértebra superior se desencajen de las inferiores. Queda pues un espacio entre ellas, que permite el desplazamiento anterior de la vértebra. Esto tracciona aún más de las fibras posteriores del disco, que son las que de nuevo reciben toda la tensión.

¿Qué fuerza empuja la vértebra superior para desplazarse anteriormente? En este momento la columna ya está inclinada hacia delante y separada de la vertical, por lo que la fuerza que ejerce el peso del tronco, que siempre actúa verticalmente, se descompone en dos componentes que actúan sobre las vértebras lumbares: un componente de compresión axial, el que ya explicamos al hablar de la función del disco, pero además hay otro de cizalla, que es el que empuja la vértebra superior hacia delante ([figura 20D](#)).

A causa de esta traslación anterior, la apófisis articular inferior de la vértebra de arriba impacta contra la apófisis superior de la vértebra de abajo. Ésta, a su vez, ejerce una reacción (tercera ley de Newton) sobre la apófisis que le impacta ([figura 20C](#), flechas pequeñas). Esto se repite en todas las vértebras lumbares, lo que acaba provocando que sobre cada vértebra se genere un par de fuerzas, con una fuerza de cizalla anterior en las apófisis

articulares superiores (las que reciben el impacto) y posterior en las inferiores (reacción sobre las que impactan). Este par de fuerzas tenderá a producir una rotación en la *pars interarticularis*. Evidentemente se trata de una estructura ósea que no puede girar, por lo que las trabéculas óseas de la *pars interarticularis* sólo pueden absorber la tensión. Si esto ocurre una vez no pasa nada, pero si repetimos los movimientos de flexión forzada muchas veces, no necesariamente con grandes cargas, puede producirse una fractura por fatiga de la *pars interarticularis*. Esto causa un cuadro llamado espondilólisis, que comentaremos más tarde.

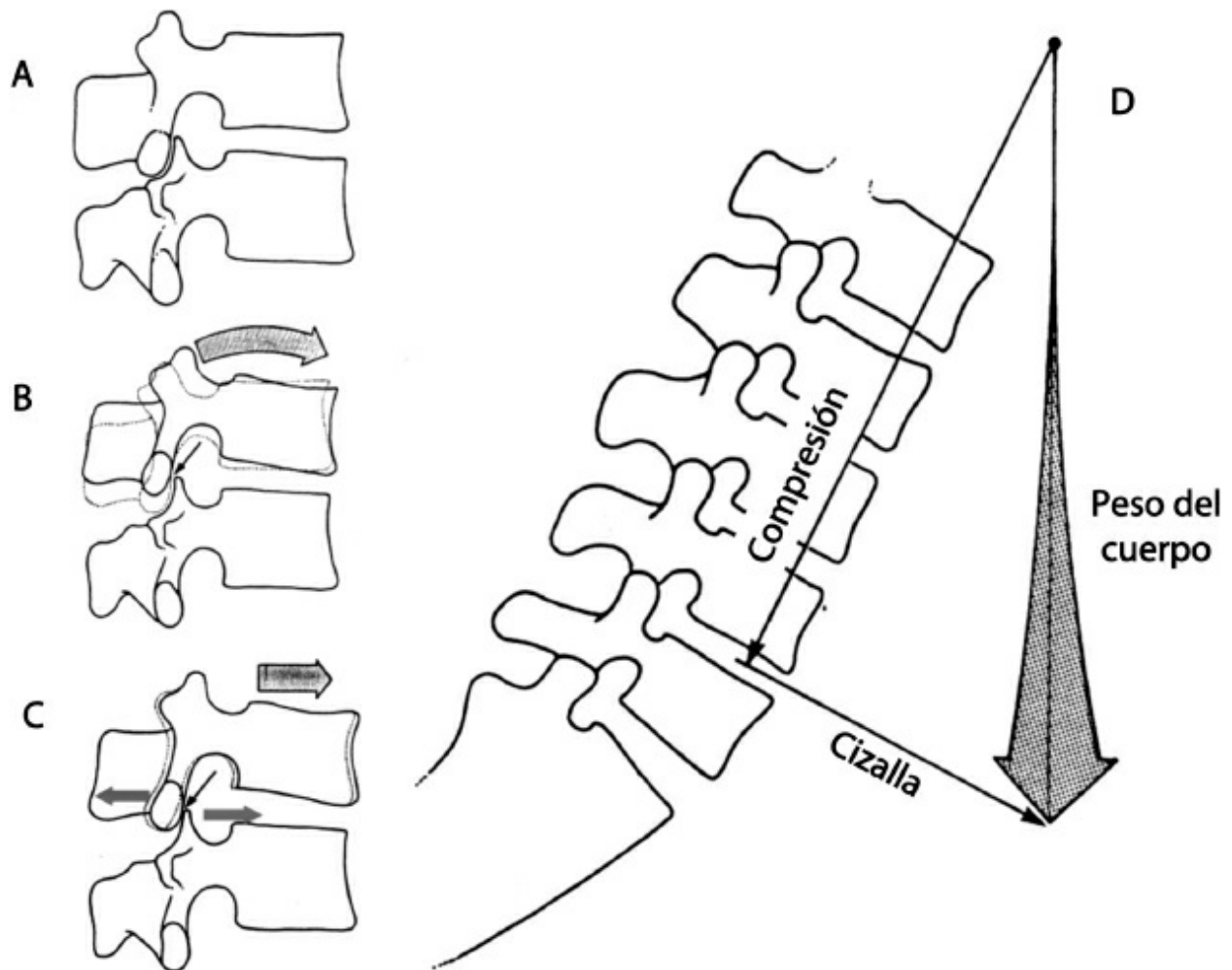


Figura 20. La flexión en la columna lumbar. A) Rectificación de la lordosis. B) Rotación sagital anterior. C) Traslación sagital anterior. D) Descomposición de la fuerza peso.

Vemos pues cómo la flexión vertebral somete las estructuras de la columna a diversas fuerzas, que en muchos casos pueden resultar peligrosas. De hecho la mayor duración de la postura flexionada reduce la resistencia de

los ligamentos (experimentalmente se ha calculado que mantener una postura flexionada durante una hora reduce la resistencia de los ligamentos de la columna lumbar en un 67%) (Bogduk, 1997). Esto se debe al *creep* de las estructuras ligamentarias, que de nuevo demuestra su importancia en la génesis de las alteraciones de la columna. Una flexión mantenida de la columna lumbar se observa por ejemplo cuando nos sentamos repantigados en un sofá; este tipo de hábitos posturales pueden llegar a ser muy peligrosos para la integridad de la columna. Así se explica por ejemplo que el dolor lumbar sea mucho más frecuente en países desarrollados que en subdesarrollados. Uno podría esperar que en países subdesarrollados, donde los trabajos manuales y agrícolas son mucho más frecuentes, hubiera una mayor frecuencia de esfuerzos exigentes para la columna. Sin embargo, son el sedentarismo y las malas posturas mantenidas en el tiempo, factores propios de los trabajos “de oficina” de los países desarrollados, los que resultan más peligrosos para la salud de la espalda, a causa sobre todo del *creep* que conllevan.

Por último, como hemos comentado en el apartado 2.2.1, si nos inclinamos para coger un objeto del suelo, debemos utilizar técnicas que conserven la lordosis lumbar, es decir, que eviten en lo posible la flexión lumbar (por ejemplo, flexionando rodillas y caderas). Con la curvatura fisiológica de la columna lumbar mantenida, las fibras de los músculos iliocostocervical y longísimo del dorso se oponen al desplazamiento anterior de las vertebrae lumbares, estabilizándolas ante las fuerzas de cizalla (figura 10). Como se ha comentado anteriormente, esto es especialmente importante en actividades que requieren del levantamiento de cargas pesadas, como la halterofilia.

4.3. La extensión del raquis lumbar

En la extensión, la columna lumbar se “inclina” hacia atrás. En principio, se trata de un movimiento exactamente contrario a la flexión, y sus fases de hecho son las opuestas: rotación sagital posterior + traslación posterior.

La principal particularidad de la extensión vertebral se debe a la presencia en la parte posterior de la vértebra de la apófisis espinosa. Al extenderse la columna lumbar, impactan entre sí las apófisis. Ese impacto marca el límite del rango de extensión vertebral, que de hecho es mucho menor que el rango de flexión.

Sin embargo, esto depende de la altura de esta apófisis. En un sujeto normal, las espinosas lumbares son altas, y efectivamente limitan la extensión. Pero con cierta frecuencia las apófisis espinosas lumbares son bajas, por lo que permiten un mayor rango de extensión. Esto provoca que antes de que las espinosas lleguen a tocarse, impacten las apófisis articulares inferiores de la vértebra de arriba con la lámina de la vértebra de abajo. El mismo impacto entre estas dos estructuras causa un daño directo, pero además, al contactar ambas vértebras en esa posición, parte del peso del cuerpo, que es soportado habitualmente por la vía cuerpo vertebral-platillo-disco, pasa a transmitirse por la nueva columna formada entre apófisis articulares y láminas. Esto genera compresiones para las que estas estructuras no están preparadas y puede acabar produciendo lesiones.

El impacto de la apófisis articular inferior sobre la lámina hace además que la apófisis articular inferior tienda a doblarse hacia atrás respecto a la *pars interarticularis*, lo cual aplica sobre ésta una tensión importante. Así pues, la *pars interarticularis* sufre agresiones tanto en la flexión como en la extensión vertebrales. No sorprende pues que su fractura y la espondilólisis a la que da lugar sean muy frecuentes en deportistas que efectúan movimientos de flexión y extensión de columna alternados rápidamente, como gimnastas, tenistas, remeros o jugadores de cricket (Adams *et al.*, 2002).

Las hiperextensiones de la columna son muy típicas en la danza, con movimientos como el “cambré”. Para una buena ejecución de este tipo de maniobras hay que intentar fijar en lo posible la columna lumbar, para minimizar la hiperextensión. En estas tareas es muy importante la activación de los músculos del abdomen, ya que desplazan la pelvis y colaboran a enderezar la lordosis lumbar.

4.4. La extensión con carga

La fuerza máxima que pueden generar los músculos extensores de la espalda se ha calculado experimentalmente: es de aproximadamente 4.000 N. Sin embargo, esta fuerza se desarrolla sobre brazos de momento muy cortos que dan sus inserciones (apófisis espinosas, transversas...). Esto nos deja un momento extensor máximo de 200 N·m, en varones medios de menos de 30 años (Bogduk, 1997).

Este momento no cambia entre las posiciones de flexión y extensión de la columna; algunos fascículos reducen su brazo de momento, pero otros lo

aumentan. Unas cosas compensan las otras, y todo ello hace que el momento máximo sea constante.

Supongamos pues que un varón de 30 años de edad, que pesa 80 kg, pretende levantar un saco de 30 kg desde una postura de flexión máxima de la columna ([figura 21](#)). La parte superior de su tronco pesa 46 kg, la línea de acción de este peso se encuentra 30 cm por delante de la columna lumbar, y el sujeto sostiene la masa a levantar 45 cm por delante de la columna lumbar. Los momentos flexores generados por todo este peso, y que este sujeto tendría que vencer para poder extender su columna, serían: por parte del peso del tronco, $46 \text{ kg} \times 9,8 \text{ m/s}^2 \times 0,3 \text{ m}$ de brazo del momento = $135,2 \text{ N}\cdot\text{m}$; por parte del peso del saco, $30 \text{ kg} \times 9,8 \text{ m/s}^2 \times 0,45 \text{ m}$ = $132,3 \text{ N}\cdot\text{m}$. $135,2 + 132,3 = 267,5 \text{ N}\cdot\text{m}$ en total, lo cual es *más del máximo que su musculatura extensora puede generar*. Dado que, como todos sabemos, sí que es posible que un sujeto de estas características levante este tipo de cargas desde una postura de flexión de columna, algo tiene que estar colaborando con la musculatura extensora en esta tarea.

Podríamos pensar que colaboran los músculos extensores de la cadera, como el glúteo mayor. Pero estos músculos, aunque sí pueden desarrollar momentos extensores muy potentes, no se insertan en la columna, así que no traccionan de ella directamente y no pueden ayudar a extenderla. De hecho, una mayor extensión de cadera arrastraría hacia arriba el extremo caudal de la columna, mientras que el extremo cefálico quedaría fijo abajo por acción del peso, con lo que se acentuaría la flexión.

La presión intraabdominal está elevada en la extensión con carga. Hay actividad de la musculatura abdominal, lo cual es en principio paradójico, ya que la contracción muscular abdominal genera un momento flexor, no extensor. Sin embargo, el diafragma se inserta en la columna lumbar. Puede conjeturarse que si la presión abdominal aumenta, el diafragma sería empujado hacia arriba, tirando de la columna lumbar y ayudando a extenderla. Es como si hincháramos un balón dentro del abdomen: se trata del *mecanismo del balón abdominal*. Sin embargo, como hemos comentado en el apartado 3.2.2, la validez de este mecanismo ha sido puesta en duda. Algunos críticos de esta teoría afirman que el aumento de presión intraabdominal necesario para producir un momento antiflexor mínimamente significativo sería tan alto que colapsaría la aorta abdominal. Otros mantienen que dado que el aumento de presión intraabdominal necesita la contracción de los músculos abdominales, esta contracción genera un momento flexor que

contrarrestaría cualquier momento extensor generado por el empuje del diafragma.

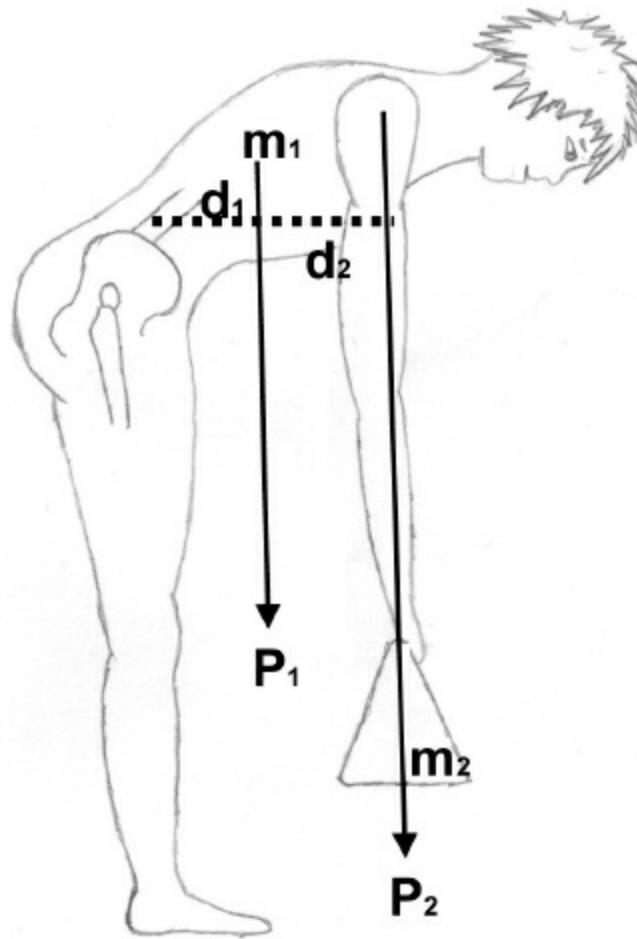


Figura 21. La extensión con carga. m_1 , masa del tronco; d_1 , brazo del momento ejercido por el peso del tronco; P_1 , peso del tronco; m_2 , masa del objeto a levantar; d_2 , brazo del momento ejercido por el peso del objeto a levantar; P_2 , peso del objeto a levantar.

Entonces, ¿por qué se contrae la musculatura abdominal durante la extensión con carga? La extensión con carga no sólo es un movimiento en el plano sagital: si la carga no está perfectamente equilibrada, en la línea media exacta, el tronco puede sufrir rotaciones axiales. Es esta rotación axial la que se compensa con contracción de la musculatura abdominal, sobre todo el oblicuo externo. El aumento de presión abdominal sería pues sólo un epifenómeno secundario a esta contracción controladora de la rotación axial.

Se han planteado otras teorías aún más complejas a este respecto. Sin embargo, parece que la respuesta está en las estructuras pasivas posteriores de la columna: los ligamentos posteriores. Según esta teoría, la energía activa

para iniciar la extensión de la espalda en condiciones de carga o de brazos de momento muy largos (es decir, de una excesiva demanda a los músculos de la espalda) la generan exclusivamente los músculos extensores de la cadera. La cadera empieza a extenderse, y entonces: ¿quién realiza la fuerza para que la columna lumbar también se extienda? Las estructuras pasivas de ésta, es decir, el sistema ligamentario posterior. Al flexionar el tronco, los ligamentos se ven sometidos a un esfuerzo de tracción y adquieren una gran tensión pasiva, que al liberarse es la que transmite el momento extensor iniciado en la cadera a toda la columna lumbar, como la goma de un tira-chinas al soltarla. La columna lumbar se empieza a extender pues *pasivamente*. Y una vez se ha reducido el grado de flexión, el brazo del momento se reduce, el momento extensor que se necesita para acabar de extender la columna llega a ser menor de 200 N·m, y entonces se contraen los músculos de la espalda y acaban la extensión.

Además, en este proceso la musculatura extensora de la columna no sólo tiene un papel activo; hay que tener en cuenta la fuerza pasiva de la musculatura de la espalda (la tensión que acumula al elongarse, durante la contracción excéntrica de frenado). De hecho la musculatura extensora de la espalda al final de la flexión y principio de la extensión está relajada, en lo que se denomina silencio mioeléctrico. Esto se debe a que músculos y sistema ligamentario posterior están elongados, por lo que su tensión pasiva ha aumentado y basta por sí sola para controlar el desplazamiento de la columna al final de la flexión y para iniciar la extensión, incluso con carga. Cuando la extensión progresa, como ya hemos dicho, el brazo del momento disminuye, el momento flexor a contrarrestar se reduce para caer dentro de la capacidad máxima de la musculatura, y ésta recupera la actividad eléctrica, para así acabar el trabajo de forma activa.

Sin embargo, esto supone que el final de la flexión y principio de la extensión son momentos de riesgo de lesiones, ya que la tensión de los ligamentos es máxima y no está suplementada por una contracción muscular. De hecho, en muchos sujetos con dolor lumbar se observa una ausencia de ese silencio mioeléctrico; esta ausencia se explicaría por la activación de la musculatura extensora en un intento de colaborar con un sistema ligamentario dañado, que no puede soportar bien la tensión necesaria para estabilizar la columna.

4.5. La rotación axial del raquis lumbar

Se calcula experimentalmente que el anillo fibroso del disco intervertebral aguanta bien hasta 3° de torsión. Si se intenta girar una vértebra sobre la siguiente más allá de 3°, hay microlesiones. Tengamos en cuenta lo expuesto anteriormente sobre las fibras del anillo fibroso, y cómo sólo parte de ellas están bien orientadas para soportar las tensiones según el sentido del giro.

De hecho, en el giro de una vértebra sobre la otra, las apófisis articulares impactan y limitan la rotación a un máximo precisamente de esos 3° (figura 22A). En este movimiento hasta 3°, el eje de giro cae en la parte posterior del cuerpo vertebral.

Una vértebra puede girar más de 3° sobre la otra si se aplican fuerzas lo suficientemente intensas. Pero este rango extra de rotación implica la distorsión de diversos elementos de la articulación intervertebral. Para superar los 3°, el eje de giro se desplazaría al punto inmóvil del sistema: el lugar donde las dos apófisis articulares impactan. Se moverán en torno a este punto tanto el cuerpo de la vértebra de abajo (hacia atrás y afuera) como la apófisis articular inferior de la vértebra de arriba (hacia atrás y adentro) (figura 22B). Con esto juntamos en un solo movimiento diversas agresiones a las estructuras vertebrales: la tensión del anillo fibroso por la torsión, la tensión del anillo fibroso producida por el desplazamiento lateral del cuerpo vertebral, la compresión de la articulación cigapofisaria impactada y el estiramiento de la cápsula de la articulación cigapofisaria contralateral. Así, si forzamos la rotación axial, hay un gran riesgo de lesiones.

4.6. La rotación desde la flexión

Se trata de una combinación de dos de los movimientos ya analizados. El sujeto se encuentra con la columna en flexión, y desde esa postura realiza una rotación axial. Es un movimiento frecuente tanto en la vida diaria (imaginemos un pintor repasando la parte baja de una pared, o el personal de limpieza quitando el polvo a la parte baja de una puerta acristalada), como en la práctica deportiva (por ejemplo, un golpeo en hockey patines, el *swing* en golf y algunos ejercicios como los *molinetes* o *molinos*, que podemos aún ver en los campos de fútbol, en los que el sujeto, en bipedestación y con la columna muy flexionada, realiza rotaciones sucesivas del tronco a un lado y a

otro).

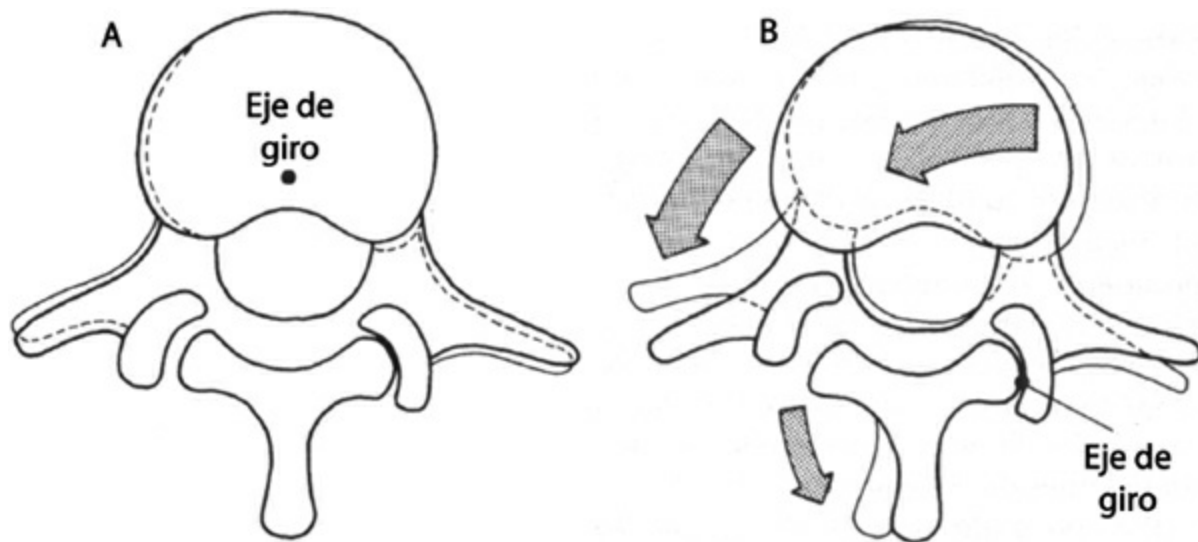


Figura 22. La rotación axial en la columna lumbar. A) Hasta 3°. B) Más de 3°.

Al estar la columna lumbar en flexión, como ya hemos visto la tensión pasiva de las estructuras posteriores mantiene la musculatura extensora relajada, en silencio mioeléctrico. Así, los ligamentos soportan toda la tensión, pero además la falta de contracción muscular permite que las carillas de las apófisis articulares (que como se ha expuesto anteriormente, en flexión dejaban un hueco entre ellas) se desencajen un poco, dejando así más libertad a las vértebras para poder girar más allá de 3°.

Sumamos así la tensión del anillo fibroso del disco intervertebral por la traslación y rotación anteriores propias de la flexión, la tensión del anillo fibroso por la torsión de la rotación axial y la facilidad añadida para pasar de 3° de rotación intervertebral, y todo lo que ello comporta. Además, estas tensiones generan lesiones en las articulaciones intercigapofisarias: arrancamiento de fragmentos óseos y desgarros capsulares en la que es distendida y fracturas por aplastamiento en la que se comprime.

Por último, podríamos imaginar que ocurriría si a los movimientos de rotación con flexión le añadimos una carga o incrementamos la velocidad, es decir, que aumentaríamos la peligrosidad de estas acciones. Queda claro que la rotación desde la flexión es, de los movimientos que hemos tratado, el más peligroso en cuanto al riesgo de lesiones de las estructuras vertebrales.

5. BIOMECÁNICA CLÍNICA DEL RAQUIS: ALGUNOS

EJEMPLOS

5.1. Espondilosis o espondiloartrosis

Espondilosis y espondiloartrosis son lo mismo, la enfermedad degenerativa a nivel de las articulaciones de la columna vertebral. Algunos autores denominan espondilosis a la artrosis concreta de las articulaciones entre los cuerpos vertebrales (es decir, las articulaciones de los discos intervertebrales). En general se trata de una degeneración a nivel de cualquiera de las articulaciones que hemos visto, sobre todo de las interdiscales y las intercigapofisarias.

En el caso del disco, el signo más característico de espondiloartrosis lo constituyen los *osteófitos* (figura 23), picos óseos que se desarrollan hacia fuera desde la periferia de la vértebra, desde la unión del anillo fibroso con el cuerpo vertebral.

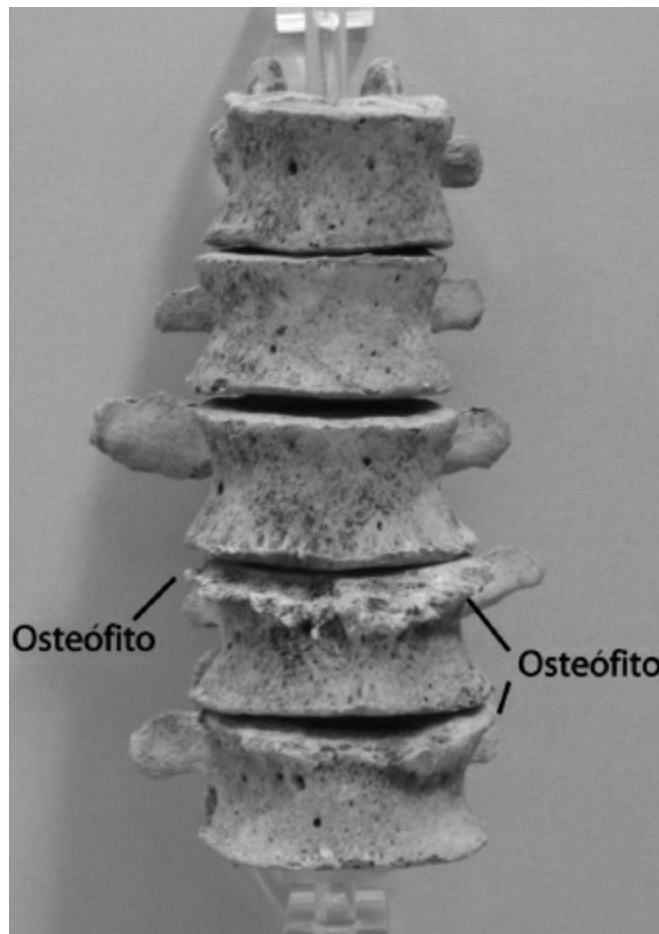


Figura 23. *Vértebras lumbares de una momia egipcia con miles de años de antigüedad. Se aprecian osteófitos en la cuarta y quinta vértebras lumbares.*

¿Es esto patológico? Con la edad el núcleo pulposo se seca y se lesiona (ya veremos más adelante uno de los mecanismos más frecuentes). Con la deshidratación pierde capacidad de soportar las cargas y de mantener tenso el anillo fibroso. Por todo ello, el anillo fibroso tiene que aguantar más carga, y se da un exceso de compresión. Se sabe que el exceso de compresión puede llevar a la osificación de las fibras de colágeno del anillo: el hueso es más rígido que el colágeno y aguantará la carga sin colapsarse, aunque no tenga la ayuda del núcleo (que se ha secado).

Este hueso recién formado puede crecer hacia fuera, formando osteófitos. Con este crecimiento *aumenta el área de superficie articular*, con lo que la misma fuerza compresiva se distribuye sobre un área mayor, y por tanto la presión que tiene que soportar el anillo es menor.

Así, desde el punto de vista biomecánico, las alteraciones degenerativas de la espondilosis *no son una enfermedad*, son una adaptación.

En las articulaciones intercigapofisarias hay cambios equivalentes, centrados en las zonas de la articulación que sufren más presiones. Pero también son interpretables como adaptaciones biomecánicas.

La radiografía con osteófitos *es muy frecuente, tanto en gente con dolor como en gente sin dolor lumbar*. Es fácil ver una radiografía con “degeneración” en la columna y atribuir a ésta el dolor, operándola incluso. Pero el dolor no tiene por qué venir de ahí: no es una patología.

5.2. El disco intervertebral: lesión por torsión

Recordemos la rotación axial más allá de los 3°. Se juntaban en el anillo fibroso la tensión por rotación y la tensión por desplazamiento lateral. Si además el sujeto partía de una postura flexionada, añadíamos las tensiones propias de la flexión.

En el anillo fibroso, este tipo de fuerzas provocan desgarros circunferenciales en el punto donde las fibras de colágeno están más curvadas, dado que estas fibras son las que sufren más las tensiones por torsión.

Pero estas lesiones discales por torsión son sólo un diagnóstico teórico. La lesión es como una rotura fibrilar de cualquier ligamento: se sospecha por la clínica (el dolor se agrava con los movimientos que reproducen el

mecanismo lesional) y los antecedentes (una historia de esfuerzos en flexión + rotación), pero no se ve ni en la tomografía axial computarizada (TAC), ni en la resonancia magnética nuclear (RMN), ni en la mielografía. Ni siquiera en la discografía, una técnica de imagen que sólo muestra el núcleo pulposo, el cual está normal en este caso.

Podemos ver esta lesión inyectando un anestésico con contraste justo en el nivel del anillo fibroso que sospechamos lesionado. El anestésico calmará el dolor y el contraste permitirá que el desgarro se vea en la TAC. Pero esto es sólo una técnica experimental, y no hay estudios de prevalencia hechos con ella.

¿Cuánta gente se pasa el día con la espalda flexionada y rotada? Esta lesión podría ser frecuentísima y estar detrás de muchísimos casos de dolor lumbar de los que no se descubre la causa, pero no podemos saberlo. Más aún, ¿cuánta gente con osteófitos en la radiografía y dolor lumbar habrá sido operada de su artrosis cuando realmente lo que tenía era un desgarro del anillo fibroso?

5.3. El disco vertebral: lesión por compresión axial

La hernia de disco es una patología de la columna vertebral en la cual una solución de continuidad en el anillo fibroso del disco intervertebral permite la salida de contenido fluido del núcleo pulposo, que hace protrusión en el contorno habitual del disco.

Recordemos cómo soportaba el disco la compresión axial ([figura 6](#)). Una articulación interdiscal con una sobrecarga de compresión no falla con una hernia de disco, ya que el disco es intrínsecamente cohesivo. Tengamos presente cómo colaboran el núcleo pulposo y el anillo fibroso para mantenerse el uno al otro.

Lo que falla primero en un exceso de compresión en la estructura que acaba recibiendo toda la carga: el platillo vertebral. Una carga compresiva intensa y repentina (por ejemplo, una caída “de culo”) o cargas menos intensas pero repetidas (fallo por fatiga) pueden provocar una *fractura del platillo vertebral*. Este cuadro es de por sí asintomático (el platillo vertebral no está inervado, y no duele), y puede curar pasando desapercibido. Pero también puede iniciar una peligrosa cadena de acontecimientos. La fractura desencadena una respuesta inflamatoria reparadora. Esto atrae a la zona diversas enzimas y proteínas de la médula ósea del cuerpo vertebral, que

contactan con el núcleo pulposo: es decir, se exponen las proteínas de la matriz del núcleo pulposo a la circulación. Resulta que el núcleo pulposo está aislado de la circulación general, por lo que el sistema inmune no está familiarizado con sus componentes y los identifica como extraños, atacándolos en una respuesta autoinmune. Todo ello altera la homeostasis del núcleo pulposo (se descontrolan el equilibrio de enzimas degradativas, la acidez del medio, etc.), y lo lleva a una degradación.

Esta degradación del núcleo puede seguir dos caminos. Puede restringirse al núcleo, con lo que éste degrada sus proteínas, reduce así su capacidad para retener agua y pierde por tanto parte de su capacidad para ayudar al anillo fibroso a soportar cargas. Este proceso se conoce como una *resorción aislada del núcleo*, que nos llevaría a la situación de deshidratación del núcleo, osificación del anillo y posible aparición de osteófitos que comentamos al hablar de la espondilosis.

Pero la degradación del núcleo también puede extenderse periféricamente hasta afectar las capas más internas del anillo fibroso: es la *disrupción interna del disco*. Se trata de un proceso que puede identificarse en la imagen de RMN, y de hecho hay estudios que muestran una prevalencia del 39% en pacientes con dolor lumbar. Sería la causa aislada de dolor lumbar más frecuente que puede demostrarse objetivamente.

Si esta disrupción interna va progresando, puede llegar a producir una fisura radial que atravesase poco a poco todo el grosor del anillo fibroso. Se pierde así la integridad del entramado de fibras de colágeno. Esto nos deja un núcleo pulposo degradado, menos cohesivo, sumado a una disrupción del anillo fibroso. En estas condiciones, una carga compresiva en una flexión vertebral normal empujaría el núcleo, y parte del contenido de éste podría escapar fuera del anillo fibroso, es decir, se herniaría. Es la *hernia de disco*.

La hernia de disco es una causa muy frecuente de dolor lumbar. Detrás de la gran mayoría de ellas hay una disrupción interna del disco, que también es de por sí dolorosa. Si pensamos también en las disrupciones internas que aún no han llegado a causar una hernia pero que ya provocan dolor, resulta fácil imaginar la gran importancia de esto en la clínica.

Además, la hernia discal es uno de los trastornos mecánicos relacionados con el dolor lumbar que puede aumentar la inestabilidad vertebral. La expulsión de material nuclear conlleva una descompresión del núcleo pulposo, que reduce la resistencia del disco a la flexión y puede provocar inestabilidad en el segmento afectado.

5.4. Espondilólisis y espondilolistesis

Otro trastorno lumbar clásicamente asociado con el concepto de inestabilidad clínica es la *espondilolistesis*, en la cual una vértebra sufre una traslación anterior excesiva sobre la vértebra inmediatamente inferior. Este desplazamiento excesivo se debe a una insuficiencia de los elementos de fijación que mantienen la posición relativa de las vértebras, muy frecuentemente a causa de una fractura de la *pars interarticularis* (en ese caso hablamos de *espondilólisis*).

La fuerza que empuja a la vértebra hacia delante es sobre todo aquel componente de cizalla que se da en la flexión anterior de la columna. Recordemos también que en la flexión anterior se producía un par de fuerzas sobre la *pars interarticularis*, y que en la extensión el impacto de la apófisis articular inferior sobre la lámina también aplicaba tensiones sobre la *pars interarticularis*. La combinación de ambas agresiones puede llevar a una fractura por fatiga. Esta fractura rompe la continuidad ósea entre el arco y el cuerpo vertebral, lo cual permite al cuerpo vertebral desplazarse en exceso hacia delante.

Como ya se ha explicado, la espondilólisis resulta más frecuente en actividades deportivas que implican la alternancia de flexiones y extensiones de columna de forma rápida; existen datos epidemiológicos que apuntan en esta dirección, por ejemplo, en tenistas, gimnastas, remeros o jugadores de cricket (Adams *et al.*, 2002).

PUNTO CLAVE

Si descomponemos los distintos movimientos de la columna vertebral en sus componentes biomecánicos básicos, es sencillo comprender el origen mecánico de la mayoría de patologías del raquis, y hacer recomendaciones para evitarlas.

6. APLICACIÓN DE LA BIOMECÁNICA DEL RAQUIS AL ACONDICIONAMIENTO FÍSICO Y AL DEPORTE

La biomecánica aporta información, métodos y técnicas útiles para mejorar la eficacia y seguridad de los programas de acondicionamiento físico y de entrenamiento deportivo (McGill, 2006). A continuación, presentamos

algunas de las aplicaciones prácticas de los conceptos desarrollados a lo largo de este capítulo.

6.1. Acondicionamiento de la musculatura del tronco (*core training*)

Actualmente, son muchas las personas que participan en programas para el acondicionamiento de los músculos del tronco, conocidos también como programas de *core training*. Las razones argumentadas para la participación en este tipo de programas son diversas, aunque destacan las siguientes: desarrollo de las cualidades físicas de la musculatura del tronco, mejora de las funciones de los músculos del tronco y búsqueda de la mejora de la estética corporal. Independientemente de los objetivos del entrenamiento, los ejercicios y actividades utilizadas no sólo deben ser efectivos para conseguir los objetivos propuestos, sino que además su uso no debería producir ningún perjuicio para la salud.

6.1.1. Eficacia y seguridad de ejercicios de *core training*

En el ámbito científico, los ejercicios eficaces son aquellos que activan los músculos del tronco con un nivel de intensidad, una duración y un patrón de coactivación muscular adecuados para el desarrollo de sus funciones, especialmente para la creación de momentos de flexo-extensión, inclinación lateral y rotación del tronco en acciones de movilización y/o estabilización del raquis. Atendiendo a los grupos funcionales descritos en el segundo apartado de este capítulo, aquellos ejercicios en que se realizan acciones de *flexión del tronco* activan principalmente los músculos recto, oblicuo externo y oblicuo interno del abdomen; aquellos ejercicios en que se realizan acciones de *extensión del tronco* activan principalmente los músculos tríceps espinal, multífido, dorsal ancho y cuadrado lumbar; aquellos ejercicios en que se realizan acciones de *inclinación lateral del tronco* activan principalmente los músculos oblicuo externo, oblicuo interno y transverso del abdomen, cuadrado lumbar, tríceps espinal, multífido y dorsal ancho, todos ellos homolaterales; aquellos ejercicios en que se realizan acciones de *rotación del tórax* activan principalmente los músculos oblicuo interno del abdomen y dorsal ancho del lado homolateral al sentido del giro y oblicuo externo del abdomen y multífido del lado contralateral al sentido del giro, y

aqueellos ejercicios en que se realizan acciones de *rotación de la pelvis* activan principalmente los músculos oblicuo externo del abdomen y multífido del lado homolateral al sentido del giro y oblicuo interno del abdomen y dorsal ancho del lado contralateral al sentido del giro. Ninguna de las acciones comentadas activa todos los músculos del tronco con un nivel de intensidad elevado, por ello no se recomienda la utilización de un único ejercicio de acondicionamiento muscular, sino, por el contrario, una batería de ejercicios que incluyan todas las acciones referidas (Vera-García *et al.*, 2005). En la [tabla 1](#) presentamos algunos ejemplos de ejercicios de *core training* en que se generan momentos de flexo-extensión, inclinación lateral y rotación del tronco.

Tradicionalmente, se han utilizado ejercicios de resistencia muscular, de fácil ejecución (movimientos en un único plano), que aíslan la activación de unos pocos músculos del tronco, como por ejemplo el encorvamiento del tronco (*crunch* o *curlup*; [tabla 1](#)): ejercicio de flexión de la parte superior del tronco que aísla la activación de los músculos del abdomen sin participación significativa de músculos de la espalda o de la cadera. En la actualidad, los ejercicios convencionales se combinan con ejercicios de estabilización, es decir, ejercicios cuyo objetivo es favorecer el aprendizaje y perfeccionamiento de patrones de coactivación de la musculatura del tronco que faciliten la estabilidad de las estructuras raquídeas (McGill, 2002 y 2006). Para desarrollar estos patrones se utilizan fundamentalmente dos estrategias: a) mantener posiciones de equilibrio, sin apoyar la pelvis en el suelo (en contra de la fuerza de la gravedad), con una correcta alineación de la columna vertebral, como por ejemplo los ejercicios conocidos como puentes (*bridges*; [tabla 1](#)), y b) retar la capacidad del sistema neuromuscular para mantener la columna en *posición neutra* (conservando las curvaturas fisiológicas), ante el movimiento de los segmentos, como por ejemplo el ejercicio denominado perro de muestra (*bird dog*; [tabla 1](#)).

Los ejercicios de estabilización son más complejos y globales ya que durante su realización se producen patrones de cocontracción agonista-antagonista y se activan músculos de los miembros inferiores y de las cintura escapular y/o pélvica. Durante la ejecución de estos ejercicios, la coactivación de los músculos del abdomen incrementa la presión intraabdominal, que a su vez dificulta la ventilación pulmonar y aumenta la presión arterial. Por ello, se deben tomar precauciones en personas con problemas cardiovasculares o respiratorios, como por ejemplo reducir la

intensidad y duración de los ejercicios.

Atendiendo al criterio de seguridad, los ejercicios de *core training* deben activar la musculatura del tronco sin producir cargas o fuerzas elevadas que lesionen la columna vertebral. En este sentido, el NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health, USA), basándose en trabajos realizados en la industria norteamericana, ha situado en 3.400 N el nivel de seguridad ante fuerzas compresivas ejercidas sobre la región lumbar. Superado este nivel podría incrementarse rápidamente el riesgo de padecer una lesión raquídea en la mayor parte de la población adulta. Así, ejercicios como la incorporación del tronco ([figura 15](#)), la elevación-descenso de miembros inferiores (*double straight leg raise*; [figura 24](#)) y los ejercicios de hiperextensión del tronco ([figura 25](#)) superan este nivel de seguridad, por lo que su uso no es recomendable en el deporte de iniciación o recreativo, el *fitness*, la educación, la actividad física para la salud o para la tercera edad, etc. No obstante, durante la ejecución de un ejercicio de *core training* el riesgo de lesión raquídea no depende sólo del tipo y magnitud del estrés al que sometemos la columna vertebral, sino también de las características y del estado del individuo (densidad mineral ósea, fatiga muscular, temperatura del tejido, etc.), es decir, de su nivel de tolerancia a la carga. Así, por ejemplo, deportistas profesionales adaptados a las fuerzas compresivas, como por ejemplo los halterófilos, pueden soportar sin dificultad fuerzas muy superiores a los 3.400 N, siempre y cuando no exista una lesión previa, situación en la que la tolerancia del tejido puede ser muy inferior al nivel de seguridad establecido por el NIOSH.




Grupo funcional	Ejercicios convencionales	Ejercicios de estabilización
Flexores	<p data-bbox="591 300 786 321"><i>Encorvamiento del tronco</i></p> 	<p data-bbox="1078 300 1273 321"><i>Puente frontal o ventral</i></p> 
Extensores	<p data-bbox="591 478 786 499"><i>Extensión en banco romano</i></p> 	<p data-bbox="1110 478 1240 499"><i>Puente dorsal</i></p> 
Inclinadores laterales	<p data-bbox="607 657 769 678"><i>Encorvamiento lateral</i></p> 	<p data-bbox="1110 657 1240 678"><i>Puente lateral</i></p> 
Rotadores	<p data-bbox="591 835 786 856"><i>Encorvamiento con giro</i></p> 	<p data-bbox="1094 835 1256 856"><i>Perro de muestra</i></p> 

Tabla 1. Ejercicios de core training organizados en función de la dirección del momento de fuerzas generado y de la participación de la musculatura.



Figura 24. Descenso-elevación de miembros inferiores (double straight leg raise). Este ejercicio produce un elevado estrés en la columna lumbar.



Figura 25. Ejercicio de hiperextensión del raquis que produce un elevado estrés en la columna lumbar.

PUNTO CLAVE

No se recomienda la utilización de un único ejercicio de acondicionamiento muscular, sino, por el contrario, una batería de ejercicios de resistencia y estabilización raquídea en la que se realicen momentos de flexión, extensión, inclinación lateral y rotación del tronco.

6.1.2. Eficacia y seguridad de aparatos e implementos de core training

Las máquinas e implementos de *core training* pueden utilizarse con diversos propósitos, entre ellos: incrementar la intensidad del esfuerzo, controlar la ejecución de los participantes (aislar el movimiento de una articulación o la activación de un grupo muscular, controlar la postura, etc.), estimular los mecanismos de estabilización del raquis, motivar y divertir, etc.

Generalmente, la intensidad del entrenamiento se gradúa mediante la utilización de pesos libres (mancuernas, balones medicinales, etc.), tablas inclinadas (ancladas en espaldas) o máquinas de fortalecimiento muscular

(Vera-García *et al.*, 2005). Los ejercicios realizados en las máquinas de musculación tradicionales suelen ser de cadena cinética cerrada, ya que la trayectoria del movimiento es guiada por la máquina. En estos ejercicios, el esfuerzo se localiza en un grupo funcional concreto (flexores, rotadores, etc.) y se gradúa mediante dispositivos mecánicos de dosificación de la carga. Además, estas máquinas controlan la postura gracias a la utilización de asientos, respaldos, apoyos, etc., lo que reduce la participación de los músculos que estabilizan y controlan la posición del tronco. Por el contrario, cuando se utilizan pesos libres o máquinas de cadena cinética semiabierta, como, por ejemplo, sistemas de cables y poleas, se permite una mayor variedad de movimientos, el esfuerzo no suele estar localizado en único grupo muscular y, generalmente, el cuerpo no suele estar fijo o estabilizado, por lo que es necesaria la participación de la musculatura estabilizadora. Así, por ejemplo, cuando los miembros superiores movilizan cargas en bipedestación, mediante sistemas de cables y poleas, los músculos del abdomen y de la espalda deben coactivarse de forma coordinada para incrementar la rigidez del tronco y, de este modo, estabilizar el raquis y facilitar la transmisión de fuerzas desde los miembros inferiores a los superiores (Vera-García *et al.*, 2007). Los pesos libres y los sistemas de poleas permiten reproducir con mayor exactitud el movimiento o la postura realizada durante la competición deportiva (especificidad) o durante acciones cotidianas como empujar una caja, tirar de un cable, entre otras. Entre los pesos libres destaca la utilización de balones medicinales, ya que su uso no sólo supone un incremento en la intensidad del esfuerzo, sino que por sus características mecánicas (flexibilidad y elasticidad) los balones rebotan y pueden ser lanzados contra compañeros o contra diferentes estructuras.

En el supuesto de que una persona se inicie por primera vez en un programa de fortalecimiento muscular, lo recomendable sería comenzar con la utilización de máquinas tradicionales de cadena cinética cerrada, ya que con estas máquinas los ejercicios son más fáciles de ejecutar y se requiere menos control postural. Progresivamente, se irían incorporando al entrenamiento máquinas de cadena cinética semiabierta y pesos libres, en función del incremento de la capacidad del individuo para controlar el movimiento y estabilizar el cuerpo.

Entre los materiales más utilizados actualmente para el acondicionamiento de la musculatura del tronco se encuentran aquellos diseñados para el desarrollo o mantenimiento de la estabilidad activa del

raquis (tabla 2), como es el caso de las *superficies inestables* (*fitball* o pelota suiza, *bosu*, plataforma y disco de propiocepción, etc.) (McGill, 2002 y 2006; Vera-García *et al.*, 2005) y de las *barras oscilantes*, como el *Bodyblade®* y el *Flexibar®* (Vera-García *et al.*, 2007). Con relación a las *superficies inestables*, la realización de ejercicios sobre estas superficies somete al tronco a continuos desequilibrios que incrementan la coactivación muscular y estimulan la propiocepción. Por otro lado, el *Bodyblade®* y el *Flexibar®* son barras flexibles y elásticas con unos pesos en los extremos que al moverlas por su parte central oscilan a diferentes amplitudes y frecuencias (tabla 2). La oscilación de los pesos de los extremos aplica vibraciones y desequilibrios continuos que estimulan los mecanismos de estabilización. Estos materiales podemos hacerlos oscilar en diferentes posiciones y con una o dos manos, siendo importante que el individuo mantenga el tronco estable para no interferir negativamente en la ejecución de la tarea. Cuando los hacemos oscilar colocados verticalmente y en el plano frontal, se aplican fuerzas que tienden a la inclinación lateral y a la torsión del tronco, generando patrones de coactivación muscular en la que destaca la participación de músculos como el oblicuo interno y el oblicuo externo del abdomen. Por otro lado, cuando los hacemos oscilar colocados horizontalmente se aplican fuerzas que tienden a la flexo-extensión del tronco y que producen patrones de coactivación caracterizados por la participación de músculos como el recto mayor del abdomen, el tríceps espinal y el dorsal ancho. Por último, es necesario resaltar que algunos ejercicios realizados tanto con las barras vibratorias, como sobre superficies inestables, pueden generar fuerzas de compresión lumbar superiores al nivel de seguridad establecido por el NIOSH, especialmente aquellos que precisan de una coactivación muscular muy intensa. En general, estos materiales no son recomendables para sujetos inexpertos o pacientes con lesiones raquídeas.

Debemos tener en cuenta que el uso de máquinas o aparatos no garantiza el éxito de los ejercicios de *core training*, especialmente cuando el objetivo es la reducción de grasa subcutánea en la región abdominal. En los medios de comunicación se publicitan diferentes aparatos y máquinas de fortalecimiento abdominal casi “milagrosas” que, según sus fabricantes, en poco tiempo y con poco esfuerzo reducen la grasa del abdomen. Sin embargo, estudios científicos han demostrado que la grasa no se pierde de forma localizada mediante la realización de ejercicios de fortalecimiento abdominal.

PUNTO CLAVE

Es importante conocer las características mecánicas de los diferentes aparatos e implementos de *core training* para utilizarlos de forma eficaz y segura.





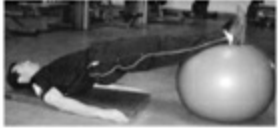





Grupo funcional	Superficies inestables (fitballs)	Bodyblade
Flexores	<p><i>Encorvamiento del tronco</i></p>  <p><i>Puente frontal</i></p> 	<p><i>Orientación horizontal</i></p> 
Extensores	<p><i>Extensión sobre fitball</i></p>  <p><i>Puente dorsal</i></p> 	
Inclinadores laterales	<p><i>Encorvamiento lateral</i></p>  <p><i>Puente lateral</i></p> 	<p><i>Orientación vertical</i></p> 
Rotadores	<p><i>Encorvamiento con giro</i></p>  <p><i>Puente con apoyo unilateral</i></p> 	

Tabla 2. Ejercicios de estabilización realizados con superficies inestables (fitballs) y con el bodyblade. Estos ejercicios son muy globales; no obstante, se han organizado en función de los grupos funcionales del tronco principalmente implicados en las tareas.

6.2. Prevención del síndrome de dolor lumbar en deportistas

A continuación expondremos diversos criterios a tener en cuenta para reducir el riesgo de lesión lumbar en deportistas. Estos criterios se basan en conceptos y parámetros mecánicos, y muchos de ellos han sido descritos en profundidad en la obra del profesor Stuart M. McGill (2002), titulada *Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*.

6.2.1. Rangos de movilidad articular

En la medida que lo permita el rendimiento deportivo, se recomienda no alcanzar el final del rango de movilidad articular durante la realización de gestos técnicos, especialmente cuando se realizan acciones a gran velocidad. Forzar las articulaciones con movimientos que alcancen la máxima amplitud a gran velocidad (como por ejemplo el *swing* en golf), supone un riesgo importante para las estructuras vertebrales. Desafortunadamente, la reducción de la amplitud o de la velocidad del movimiento conlleva una pérdida de rendimiento en muchas de las técnicas deportivas (golpeos, lanzamientos, etc.). A pesar de ello, si el deportista sufre dolor lumbar y no puede competir, una de las soluciones puede ser la modificación de la técnica. Estudios biomecánicos pueden ayudar al entrenador a realizar cambios en la técnica que mejoren la salud de los deportistas sin perjudicar gravemente su rendimiento.

6.2.2. Raquis conservando las curvaturas fisiológicas (en posición neutra)

Estudios mecánicos han demostrado que la resistencia de la columna vertebral ante la carga mejora cuando ésta mantiene sus curvaturas fisiológicas. Por tanto, es importante que durante la participación en acciones en las que la columna esté sometida a cargas elevadas, como por ejemplo, en acciones donde se manejan pesos elevados (halterofilia, ejercicios de musculación, etc.) o se producen choques y desequilibrios bruscos (deportes de contacto), los deportistas mantengan la lordosis lumbar mediante la coactivación de la musculatura del tronco.

En algunos deportes, como en el golf o el tenis, los deportistas tienen que coger objetos del suelo repetidamente. En estos casos, aunque la carga no es muy elevada, la repetición continua de movimientos de flexo-extensión del tronco supone un riesgo importante para la salud de la columna lumbar. Por ello, como se ha comentado en los apartados 2.2.1 y 4.2, se recomienda utilizar técnicas en las que el deportista alcance el objeto conservando, en la medida de lo posible, las curvaturas fisiológicas de la columna, es decir, alcanzando el objeto gracias a la flexión de las rodillas y las caderas.

6.2.3. Momentos de reacción en acciones de tracción o empuje

Al empujar o traccionar de un objeto o de una persona se generan momentos de reacción sobre la columna lumbar cuya intensidad depende tanto de la magnitud de la fuerza aplicada, como de la distancia perpendicular entre la dirección de la fuerza y la región lumbar, es decir, de su brazo de palanca. Teniendo en cuenta que a mayor momento de reacción mayor es el estrés al que se somete a los tejidos, es recomendable reducir el momento de reacción reduciendo el brazo del momento, es decir, dirigiendo las fuerzas hacia la región lumbar (hacia el fulcro o eje de giro). Así, por ejemplo, en ejercicios de musculación como el *remo* (figura 26), es importante traccionar en dirección hacia el abdomen, no hacia el pecho, ya que de este modo reducimos el brazo del momento y el estrés sobre la columna vertebral.



Figura 26. Para reducir el momento y el estrés sobre la columna lumbar en acciones de tracción o empuje, es adecuado dirigir la dirección de la fuerza hacia el abdomen. De este modo reducimos el brazo del momento de fuerzas.

Otra forma de reducir el momento de reacción sería reducir la magnitud de la fuerza aplicada; sin embargo, esta estrategia no parece la más deseable en el ámbito deportivo.

6.2.4. Posturas de flexión prolongadas

Cuando los deportistas adoptan posturas de flexión lumbar prolongadas, como, por ejemplo, cuando los jugadores de baloncesto o voleibol están sentados en banquillos pequeños para su altura o cuando los ciclistas adoptan su posición clásica de flexión durante una etapa de ciclismo en ruta, el estrés al que es sometida la columna produce el *creep* de los tejidos e incrementa la inestabilidad articular.

En estos casos, es importante encontrar posturas alternativas que coloquen la columna lumbar en una posición más neutra y evitar la monotonía postural realizando variaciones periódicas de las posturas adoptadas. Así, sería recomendable que los jugadores de baloncesto pudieran sentarse en sillas o bancos, con apoyo lumbar, adaptados a su altura y que se levantaran periódicamente para realizar ejercicios de movilidad articular. Además, sería importante realizar un período de transición entre la postura sedente y la práctica deportiva, lo que justifica la necesidad de realizar un calentamiento antes de entrar en la cancha.

En cuanto a los ciclistas, encontrar una posición aerodinámica sobre la bicicleta en la que la columna esté bien alineada y que, a su vez, no deteriore el rendimiento es muy complejo; por ello, la solución más adecuada para los ciclistas profesionales puede encontrarse en reducir la monotonía postural mediante variaciones periódicas de la postura.

6.2.5. Especificidad frente a variedad del entrenamiento

La variedad en el entrenamiento es un criterio importante para la prevención de lesiones de columna. Por el contrario, cuando el raquis es sometido a cargas específicas repetitivas o duraderas, la fatiga del tejido reduce su nivel de tolerancia ante estas cargas e incrementa el riesgo de lesión. En el deporte profesional, la especificidad del entrenamiento es un principio fundamental para el rendimiento deportivo; sin embargo, el riesgo se puede reducir respetando los períodos de recuperación del tejido tras el esfuerzo.

6.2.6. El entrenamiento matinal

Durante la noche la posición horizontal de la columna reduce el estrés de compresión sobre los discos intervertebrales y facilita la migración de agua hacia el núcleo, incrementando la presión interna de estas estructuras.

En estas condiciones, la carga externa supone un mayor estrés para los discos intervertebrales. De este modo, no se recomienda realizar actividades que requieran de movimientos lumbares amplios a primeras horas de la mañana, en especial ejercicios o gestos deportivos que impliquen una gran flexión del tronco, o flexión con rotación, como ocurre en el hockey, en diferentes disciplinas de remo o en algunos estiramientos. En estos casos, sería recomendable hacer la actividad por la tarde o, al menos, esperar 2-3 horas después de levantarse de la cama.

7. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

7.1. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica para el estudio de la función neuromuscular a través del registro, tratamiento y análisis de la actividad eléctrica que emanan las fibras musculares durante la contracción muscular.

Esta técnica permite, entre otras cosas, conocer qué músculos se ejercitan al realizar un ejercicio, a qué nivel de intensidad se activan, cómo se coordinan para ejecutar la tarea y qué músculos se fatigan durante la misma. Por tanto, es una técnica útil para conocer la función de los músculos del tronco y valorar la eficacia de los ejercicios y aparatos de *core training*.

7.2. Electrogoniometría

Los goniómetros electrónicos son sistemas que disponen de sensores que se colocan sobre las articulaciones y que informan en tiempo real del movimiento articular. Su utilización permite analizar si la amplitud y velocidad del movimiento de una o varias articulaciones son adecuadas para entrenarse de un modo eficaz y saludable. La utilización conjunta de señales sincronizadas de electrogoniometría y EMG permite analizar (cuantitativa y cualitativamente) los patrones de activación de los distintos músculos durante las distintas fases del movimiento.

7.3. Modelamiento matemático

Algunos laboratorios han desarrollado modelos matemáticos computarizados de la columna lumbar que permiten calcular de una forma válida y fiable tanto la estabilidad mecánica de las estructuras vertebrales, como el estrés al que sometemos a la columna (fuerzas de compresión y cizalladura, principalmente) durante la ejecución de diferentes ejercicios o durante la utilización de diversos materiales y aparatos. Esta información es útil para diseñar programas de entrenamiento, ya que nos permite analizar los beneficios y los riesgos que conllevan las actividades referidas.

BIBLIOGRAFÍA

- Adams, M.A., Bogduk, N., Burton, K. *et al.* (2002) *The biomechanics of low back pain*. London, Churchill Livingstone.
- Bogduk, N. (1997) *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. London, Churchill Livingstone.
- Kapandji, A.I. (1998) *Fisiología articular*. Madrid, Editorial Médica Panamericana.
- McGill, S.M. (2002) *Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation*. Illinois, Human Kinetics.
- McGill, S.M. (2006) *Ultimate back fitness and performance*. 2nd Edition. Waterloo, Canada, Wabuno Publishers (www.backfitpro.com).
- Standring, S. (Ed.) (2005) *Gray's Anatomy: The anatomical basis of clinical practice*. London, Elsevier- Churchill Livingstone.
- Vera-García, F.J., Brown, S.H.M., Gray, J.R., McGill, S.M. (2006) Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical biomechanics* 21(5) 443-455.
- Vera-García, F.J., Monfort, M., Sarti, M.A. (2005) Prescripción de programas de entrenamiento abdominal. Revisión y puesta al día. *Apuntes Educación Física y Deportes* 81, 38-46.
- Vera-García, F.J., Moreside, J.M., Flores-Parodi, B., McGill, S.M. (2007). Activación de los músculos del tronco durante situaciones que requieren de la estabilización del raquis. Estudio de caso único. *Apuntes Educación Física y Deportes* 87, 22-34.

PARA SABER MÁS

Bogduk, N. (1997) *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. London, Churchill Livingstone.

McGill, S.M. (2002) *Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation*. Illinois, Human Kinetics.

INTRODUCCIÓN A LOS PAVIMENTOS DEPORTIVOS

14

Sanchis, M., Rosa, D., Pérez, V., Lahuerta, R. y
Alcántara, E.

Instituto de Biomecánica de Valencia

RESUMEN

En los últimos años, la práctica deportiva ha aumentado considerablemente ya que cada vez más el deporte se concibe, además de como una actividad saludable desde el punto de vista físico, como una manera de relacionarse socialmente.

Sin embargo, debe tenerse en cuenta que para que la actividad física sea saludable deben considerarse aspectos como el deporte elegido y la intensidad del mismo dependiendo de la edad, así como la utilización de un equipamiento apropiado. Además, es aconsejable la práctica deportiva en instalaciones adecuadas con el fin de evitar riesgos innecesarios; es aquí donde aparece el pavimento deportivo como parte de la instalación con la que el deportista tiene una mayor interacción durante la práctica deportiva.

En definitiva, para que un pavimento sea considerado como idóneo para la práctica deportiva debe favorecer la reducción de lesiones, prolongar la vida deportiva de los usuarios y favorecer la evolución técnica y la espectacularidad del deporte que en él se practique.

A lo largo de este capítulo se van a presentar y describir diferentes pavimentos deportivos utilizados en distintas disciplinas deportivas, así como las propiedades que deben tener los mismos con el fin de garantizar aquellos aspectos que los convierten en aptos para la práctica deportiva.

1. TIPOS DE PAVIMENTOS DEPORTIVOS

Existen diferentes formas de clasificar los pavimentos deportivos, dependiendo del uso, la ubicación, la respuesta frente a cargas o los materiales que los componen.

En cuanto al tipo de uso, se pueden clasificar en:

- Multiuso. Permiten la práctica de distintas disciplinas deportivas además de actividades lúdicas como bailes, etc. Es muy habitual encontrar este tipo de pavimentos en polideportivos municipales que tienen que dar servicio a gran cantidad de población en la cual se practican disciplinas deportivas diferentes.
- Específicos. Son utilizados para el desarrollo de una única disciplina deportiva y son fácilmente distinguibles porque presentan las líneas reglamentarias pertenecientes únicamente al deporte que en ellos se practica.

En cuanto a su ubicación, se puede distinguir entre pavimentos deportivos de:

- Interior (indoor). Se encuentran en un espacio cerrado protegido de las condiciones climáticas.
- Exterior (outdoor). Se encuentran a la intemperie expuestos a las condiciones ambientales.

Evidentemente, ciertas características de unos y otros serán diferentes ya que las condiciones a las que van a estar expuestos también lo son. De hecho, la norma técnica UNE-EN que marca las propiedades de cada uno de ellos es diferente desde el punto de vista de analizar la durabilidad de los mismos, pero siempre teniendo en cuenta la seguridad de los usuarios y la espectacularidad en el juego.

Otra forma de clasificar los pavimentos deportivos es teniendo en cuenta la respuesta de los mismos frente a cargas aplicadas. Se puede distinguir entre pavimentos:

- Puntoelásticos. Cuando se aplica una carga sobre ellos sufren deformación únicamente en el punto de aplicación de la misma, tal como se puede ver en la [figura 1](#). Es por ejemplo el caso del césped artificial.

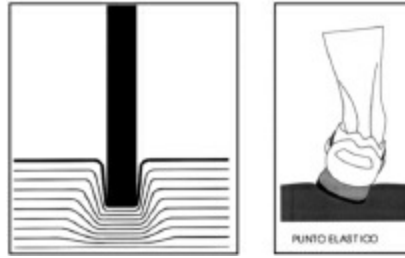


Figura 1. Pavimento puntoelástico.

- **Areaelástico.** Se conoce con este nombre a aquellos pavimentos que, al aplicar una carga sobre ellos, la zona deformada es amplia alrededor del punto de aplicación, tal como muestra la [figura 2](#). Es el caso de los pavimentos de parquet.

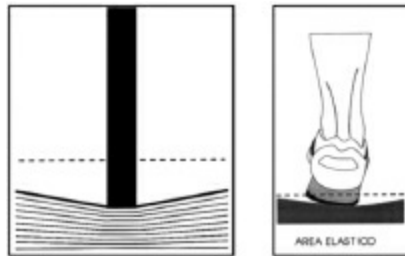


Figura 2. Pavimento areaelástico.

PUNTO CLAVE

Entre las diferentes formas de clasificar los pavimentos deportivos, se encuentra: a) dependiendo del uso: multiuso/específicos, y b) En cuanto a su ubicación: interior (indoor)/exterior (outdoor), y c) en cuanto a su respuesta frente a cargas: puntoelásticos / areaelástico.

Por último, los pavimentos deportivos pueden ser clasificados dependiendo de los materiales que los componen y que determinarán su utilización para distintas disciplinas deportivas. Algunos ejemplos de estos pavimentos deportivos son:

- **Parquets.** Están constituidos normalmente mediante un sistema con estructura de rastreles o tableros sobre los que se coloca la tarima de madera. Una estructura muy habitual es la formada por un tablero doble

con apoyos elásticos con el fin de otorgar al sistema mejores propiedades desde el punto de vista biomecánico. El comportamiento de este tipo de pavimentos es areaelástico.

- *Sintéticos*. Suelen estar formados por una base de alfombra de caucho y una capa de terminación de poliuretano con una determinada resistencia mecánica. Son totalmente continuos y su comportamiento es puntoelástico. Se suelen utilizar en pistas polideportivas de interior.
- *Pistas de atletismo*. Se suelen construir en dos capas; una capa inferior a base de una mezcla de granulado elástico y poliuretano (que actúa como ligante) y una capa superior que otorga al pavimento la resistencia al uso y a los agentes atmosféricos, así como el aspecto final.
- *Hierba artificial*. Este pavimento deportivo ha sufrido una enorme evolución desde sus inicios, hasta alcanzar lo que se denomina hierba artificial de tercera generación, la cual presenta mejores propiedades que las generaciones anteriores. Las superficies de césped artificial de tercera generación están compuestas por una “alfombra” con fibras de color verde (que le otorgan un aspecto similar al césped natural), una primera capa de arena (que actuará como lastre para que dicha “alfombra” no se mueva) y una capa de relleno que le da a la superficie unas propiedades más idóneas para la práctica deportiva.
- *Hierba natural*. Puede estar compuesta por diferentes especies de césped. Suele estar constituida por una base de tierra sobre la que se coloca un tepe (similar a una alfombra pero de césped natural). El crecimiento de las raíces de la planta hace que el tepe se agarre a la base, de forma que no se mueva durante el desarrollo del juego. Se considera superficie de referencia y sus propiedades se han utilizado para el desarrollo del césped artificial, intentando que éste tenga un comportamiento cada vez más parecido al natural.
- *Tierra batida*. Se utiliza para la práctica del tenis y se denomina también polvo de ladrillo. Esta fabricada de esquisto, piedra y arcilla.

A continuación se muestran imágenes ([figura 3](#)) ejemplo de cada uno de los pavimentos descritos anteriormente:

Para el desarrollo de estas superficies deportivas ha sido necesaria la colaboración de empresas, laboratorios y organismos reguladores de distintos deportes con el fin de conseguir aquellas propiedades óptimas en los

pavimentos destinados a la práctica deportiva, teniendo en cuenta tanto la interacción entre los jugadores y el pavimento como su interacción con el balón/pelota. A continuación se describen las propiedades tenidas en cuenta y cómo se han estudiado cada una de ellas.

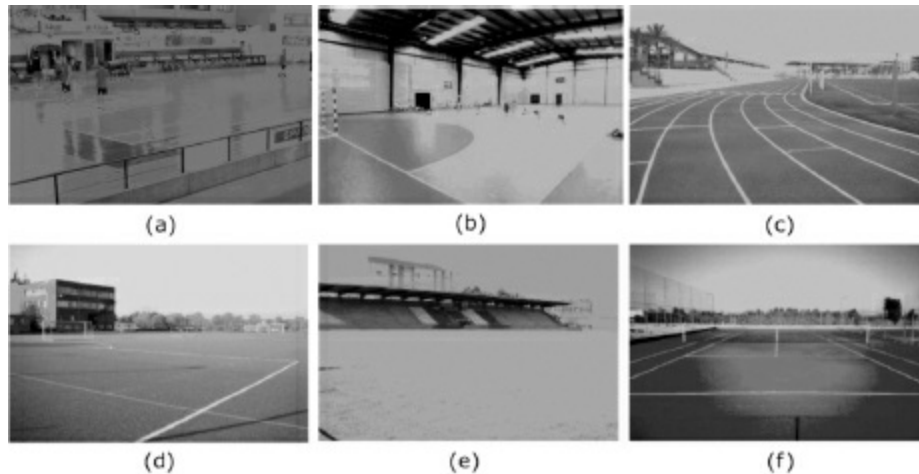


Figura 3. Ejemplos de distintas superficies deportivas: (a) parquet; (b) sintético; (c) pista de atletismo; (d) hierba artificial; (e) hierba natural; (f) tierra batida.

2. ASPECTOS BIOMECÁNICOS DE LOS PAVIMENTOS DEPORTIVOS

2.1. Introducción

La biomecánica es la ciencia interdisciplinaria que estudia el comportamiento del cuerpo humano y su relación con los productos y entornos con los que interactúa desde una perspectiva mecánica.

Cuando se habla de los aspectos biomecánicos de un pavimento deportivo se hace referencia a aquellas propiedades de los mismos que pueden tener un efecto sobre los usuarios dada la elevada interacción entre estos y el pavimento.

A continuación se describen cada uno de los aspectos tenidos en cuenta y su importancia en el desarrollo de la actividad deportiva.

2.2. Definición de aspectos biomecánicos

Los aspectos biomecánicos más importantes a tener en cuenta en el

estudio de los pavimentos deportivos son los siguientes:

2.2.1. Absorción de impactos

Según varios autores, la absorción de impactos es la capacidad de un material, sistema o mecanismo dado de disminuir el efecto de las fuerzas de impacto por medio de la absorción y de la disipación de energía.

Las elevadas fuerzas de impacto pueden ser lesivas, mientras que las fuerzas muy bajas pueden conducir a una disminución de la densidad mineral del hueso y a una pérdida de estímulos del crecimiento óseo.

Se denomina absorción de impactos de un pavimento deportivo a la capacidad del mismo de reducir las fuerzas de impacto que soporta el deportista al correr o saltar. Estos esfuerzos repetitivos se transmiten a través de la cadena músculo-esquelética del deportista pudiendo provocar lesiones por el progresivo deterioro de elementos como las articulaciones de rodilla o tobillo.

La falta de absorción de impactos podría causar daño en cartílagos, leve dolor de espalda y diversas lesiones en general. Contrariamente, una absorción de impactos demasiado alta reducirá el rendimiento durante la carrera o salto.

En este escenario, existe un pensamiento general de que la protección contra lesión y el rendimiento son contrarios. Por ejemplo, en atletismo una superficie “dura no protectora” se considera buena para una carrera más rápida, y una superficie “protectora blanda” es mala para buenas marcas, pero buenas para la prevención de lesiones y para el entrenamiento. Es necesario llegar a una solución de compromiso entre seguridad y rendimiento.

2.2.2. Deformación

Hace referencia a la deformación que sufre el pavimento frente a un impacto, por ejemplo, impactos de talón en carrera. La deformación ayuda a amortiguar pero puede llegar a producir inestabilidades en caso de ser muy elevada; por ejemplo, en carrera o salto, una deformación excesiva podría provocar desequilibrios o inestabilidades en la pisada del deportista.

La inestabilidad puede provocar movimientos de la articulación inesperados que pueden conducir a lesiones como un esguince de tobillo. Además está relacionada con la incomodidad y la fatiga, como por ejemplo

en los deportes de playa.

2.2.3. Retorno de energía

Este parámetro relaciona la energía que le es aplicada al pavimento con la energía devuelta por el mismo.

La energía de restitución o energía devuelta por el pavimento puede afectar el rendimiento de los jugadores, ya que un retorno muy bajo implica que el jugador necesita hacer un esfuerzo mayor para la realización de los movimientos debido a que gran parte de la energía que el deportista aporta es absorbida por el pavimento, por lo que deberá aportar mayor energía para la realización de sus gestos que en un pavimento con una devolución de energía mayor.

2.2.4. Agarre

Durante la práctica deportiva se realizan algunas acciones en las que las exigencias al pavimento son elevadas. Podría decirse que la combinación ideal de superficie y calzado es aquella que permite una tracción adecuada de forma que los deportistas puedan acelerar y desacelerar manteniendo el equilibrio, ritmo y coordinación de los movimientos. Acciones como un cambio de dirección o de sentido dan lugar a tracción en sentido circular y lineal respectivamente. Una respuesta del pavimento tanto en defecto como en exceso puede ser peligrosa para el deportista.

El agarre está relacionado con el deslizamiento entre el calzado y el pavimento. El deportista necesita un agarre mínimo para evitar caídas y poder realizar los gestos deportivos, y, al mismo tiempo, no debe ser excesivo para evitar bloqueos del pie que podrían desembocar en lesiones.

Cuando el calzado utilizado dispone de tacos y éstos quedan clavados en el pavimento se denomina tracción. La tracción debe tener un mínimo, para asegurar que el jugador podrá realizar los gestos y el pavimento resistirá las fuerzas que los tacos ejercerán sobre él sin romper. Pero no debe ser excesivo para evitar que la bota quede totalmente bloqueada y el jugador se vea sometido a un alto riesgo de lesión. Un ejemplo claro de lesión por excesiva tracción ocurre cuando un jugador clava la bota en la hierba e intenta hacer un cambio de sentido con giro, pero la bota no gira; en ese momento, los ligamentos cruzados se ven sometidos a una alta tensión, pudiéndose

provocar su rotura.

En la siguiente figura se puede observar la descomposición de fuerzas habitual en el gesto de tracción longitudinal, donde se puede distinguir dos tipos de fuerzas ejercidas por el sujeto sobre el pavimento: horizontal y vertical, y como consecuencia la respuesta del pavimento será también dos fuerzas de reacción.

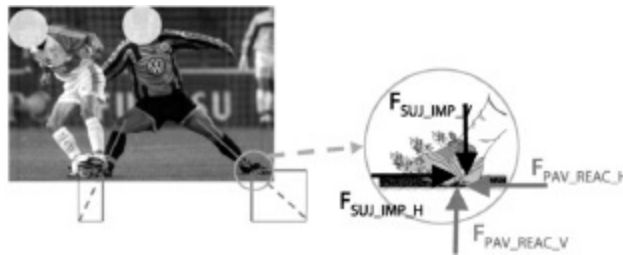


Figura 4. Representación del concepto de tracción longitudinal.

2.2.5. Comportamiento homogéneo o uniforme

Un defecto que puede presentar un pavimento deportivo y que puede suponer un riesgo para el usuario es la presencia de zonas con diferente comportamiento. Este riesgo proviene del hecho de que el deportista recibe una respuesta del pavimento que no es la esperada, por lo que puede provocar en él movimientos involuntarios que deriven en una lesión.

Por otro lado, el deportista adaptará su patrón de marcha a la superficie sobre la que esté desarrollando la práctica deportiva. Si las propiedades de dicha superficie sufren modificaciones, el deportista deberá modificar su patrón de marcha o incluso su forma de juego, pudiendo derivar en fatiga.

PUNTO CLAVE

Las propiedades pueden tener un efecto sobre la interacción entre el deportista y el pavimento. Entre estas propiedades, destacan: absorción de impactos, deformación, retorno de energía, agarre, y comportamiento homogéneo o uniforme.

2.3 Instrumental de medida

La biomecánica permite estudiar la interacción entre el usuario y la superficie, y su relación con posibles lesiones, rendimiento y otros efectos sobre el cuerpo humano.

Se pueden utilizar diferentes técnicas de medida en la investigación biomecánica, siendo las más habituales:

- acelerómetros de baja masa,
- electrogoniómetros,
- fotogrametría,
- plataformas de fuerzas.

A continuación se describen algunos de los equipos de medida utilizados con el fin de evaluar la interacción de los sujetos con el pavimento.

2.3.1. Acelerómetros de baja masa

Se utiliza para evaluar los niveles de impacto sufridos en diferentes partes del cuerpo debidos al golpe del pie sobre el suelo al caminar, correr o saltar. Se coloca un acelerómetro en la tibia y otro en el hueso frontal del cráneo, de forma que se puede conocer la aceleración sufrida por el deportista tras el impacto en la tibia y en el cráneo, conociendo así la aceleración absorbida por el sistema musculoesquelético. La figura siguiente muestra la colocación de los acelerómetros.



Figura 5. Detalle de colocación de acelerómetro en tibia y cabeza.

La absorción de impactos asociada al pavimento tendrá influencia sobre el impacto que sufre el deportista al correr, saltar, etc.

2.3.2. Electrogoniómetros

Analizan el rango de movimiento de las articulaciones; en el caso de la evaluación de pavimentos deportivos, se colocan en la rodilla o el tobillo. El

objetivo de la colocación del mismo es describir y analizar la participación de la articulación en cada uno de los gestos realizados por el sujeto. En la [figura 6](#) se puede observar la instrumentación de la rodilla mediante un electrogoniómetro.

Las propiedades del pavimento tendrán influencia en el ángulo de flexión de la rodilla, de tobillo y de cadera, de forma que, dependiendo de la dureza del pavimento, dichos ángulos se modifican con la finalidad de amortiguar más el impacto y protegerse.



Figura 6. Detalle de la localización del electrogoniómetro.

2.3.3. Fotogrametría

Se trata de una técnica de análisis del movimiento que consiste en la colocación de unos marcadores reflectantes en puntos anatómicos del cuerpo (como pueden ser las crestas ilíacas o la cabeza del peroné) ([figura 7](#)).



Figura 7. Realización de ensayos para el análisis del movimiento mediante fotogrametría.

Dicha técnica permite analizar diferentes gestos deportivos realizados sobre distintos pavimentos deportivos, comparando así como influyen las propiedades del pavimento en la realización de los gestos de los deportistas.

2.3.4. Plataformas de fuerzas (dinamométricas)

Permite la medida y el análisis de la fuerza que un individuo ejerce sobre

el suelo en la ejecución de un movimiento o gesto determinado.

Este sistema de medida es de gran utilidad para la obtención de fuerzas verticales independientemente del tipo de pavimento que se esté estudiando. Sin embargo presenta inconvenientes en cuanto al estudio de fuerzas horizontales en pavimentos con relleno de materiales o granulados, tales como el césped artificial o natural. Por eso, el Instituto de Biomecánica de Valencia ha desarrollado un calzado de fútbol con galgas en cada taco que permite el análisis de las fuerzas horizontales que se producen entre la superficie de juego y los tacos de las botas de los jugadores (figura 8).

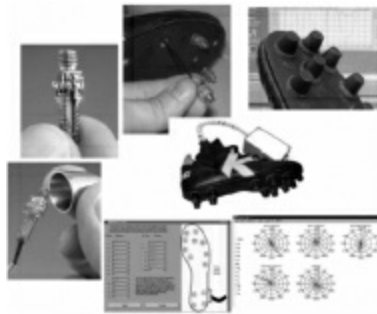


Figura 8. Calzado con tacos instrumentados desarrollado por el IBV.

2.3.5. Plantillas instrumentadas

La plataforma de fuerzas mide las fuerzas resultantes entre el calzado y la superficie, pero no permite conocer la distribución de las presiones en la planta del pie durante la pisada, lo que se denominaría patrón de pisada. Para distinguir los patrones necesitamos medir la distribución de presión entre el pie y el calzado. Dicha presión se medirá mediante unos sensores colocados en una plantilla desarrollada por el IBV conocida con el nombre de BIOFOOT-IBV (figura 9).

El sistema consiste en una plantilla flexible en la que se han montado 64 sensores que envían la señal producida a la tarjeta de adquisición de datos de un ordenador. A partir de estos datos se realizará un análisis de las presiones plantares. La figura 10 muestra una imagen de una plantilla y detalles de su colocación.



Figura 9. Izquierda: plantilla flexible del Biofoot-IBV. Derecha: representación gráfica de la presión.

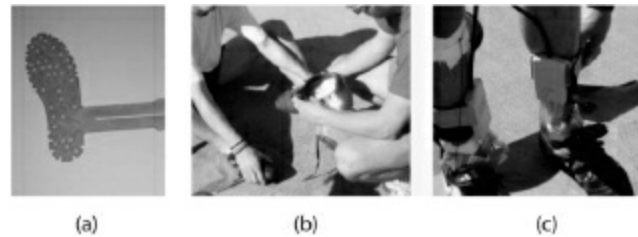


Figura 10. (a) Plantilla instrumentada; (b) detalle de la colocación de la plantilla en el calzado; (c) detalle de la fijación del equipo de medida al tobillo.

Las presiones plantares proporcionan información sobre los patrones de pisada de los deportistas, pudiéndose detectar inestabilidades en los apoyos que pueden ser provocados por el pavimento.

Para la realización de estudios biomecánicos, una aproximación habitual es la combinación de diferentes técnicas destinadas al estudio de los distintos gestos técnicos para registrar tanto las variables que evalúan el contacto como las que describen el movimiento.

Por ejemplo, Durá *et al.* (1999) estudiaron el efecto de la fricción de la superficie en el movimiento de giro. El movimiento comienza desde una posición agachada similar al inicio de los 100 m lisos, y se gira sobre el primer paso con el pie derecho para volver en la dirección contraria. El objetivo en este estudio es detectar la adaptación de los sujetos a los factores de las superficies. Las muestras de las superficies se fijaron sobre una plataforma de fuerzas para medir la fuerza de reacción durante la realización del gesto. Para el análisis de movimiento, el miembro inferior se dividió en 4 segmentos, y las 3 articulaciones se definieron como cadera, rodilla y tobillo. El análisis del movimiento 3-D se realizó utilizando el sistema de fotogrametría con 3 cámaras (figura 11).

En este caso, el estudio biomecánico demostró que dos fases formaban parte del movimiento de giro: la primera (**la fase de frenada**) y la segunda (**la fase aérea**). Estas fases se separaron gráficamente a partir de un mínimo que tenía lugar en la fuerza de reacción vertical del suelo (figura 12).

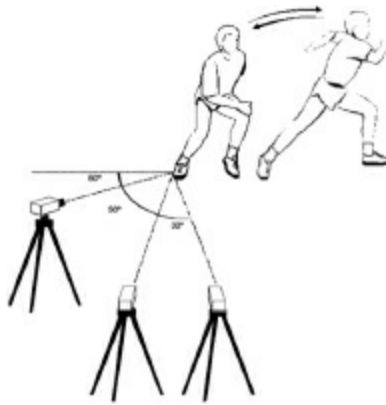


Figura 11. Posición de la cámara durante el movimiento de giro.

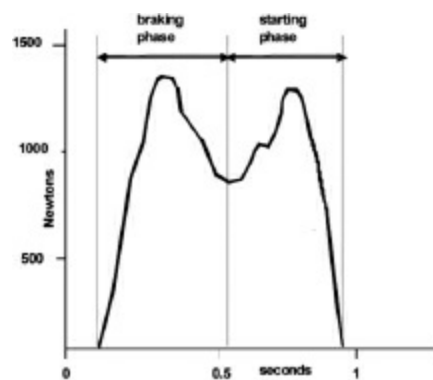


Figura 12. Fuerza típica vertical en el movimiento de giro. Curva obtenida a partir de las fuerzas de reacción medidas mediante la plataforma de fuerzas.

La combinación de la plataforma de fuerzas y el sistema de fotogrametría y la sincronización de ambos permite conocer tanto la realización del gesto como la fuerza que se está aplicando en cada instante sobre el suelo.

Otro ejemplo es un estudio de salto en el que se utilizan plataformas de fuerza y acelerómetros situados en diferentes partes del cuerpo para analizar el choque del talón del pie en el aterrizaje y el efecto del calzado, superficie deportiva y usuario, y la transmisión de la onda de choque.

Durá *et al.* (1999) utilizaron acelerómetros, análisis de movimiento y plantilla con sensores de fuerza, de forma que fuera posible conocer tanto el tiempo de contacto con la superficie como el tiempo en el aire. Para la realización del ensayo, el sujeto se dejaba caer desde una altura conocida, y tras el aterrizaje, se impulsaba para la realización de otro salto hacia delante.

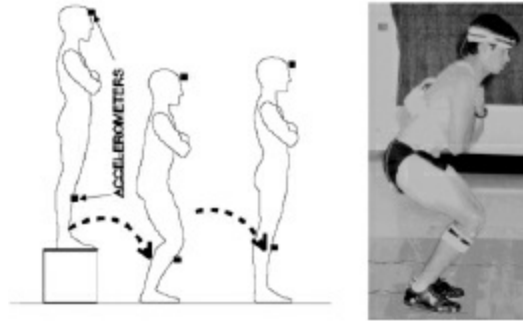


Figura 13. Movimiento del salto y posición del acelerómetro.

Los autores observaron que la utilización de calzados o pavimentos con diferentes propiedades provocaban cambios en el gesto del deportista como variaciones en el ángulo de flexión de rodilla, cadera o tobillo. Esto se producía cuando la superficie era más rígida y era debido a que el atleta intentaba adaptar su movimiento para mantener una protección (niveles de impacto) y un rendimiento (altura de salto) sobre superficies con diferentes propiedades.

En la [tabla 1](#) se puede observar los rangos en los que se debe encontrar la aceleración de tibia y cabeza dependiendo del movimiento y del pavimento sobre el que se realice.

En otro estudio, MacMahon y Greene (1979) utilizaron el análisis del movimiento y la plataforma de fuerza para estudiar la relación entre la rigidez de la superficie deportiva y el movimiento de carrera. Midieron el tiempo de contacto del pie con el suelo y la longitud de zancada. Un menor tiempo de contacto del pie y mayor longitud de zancada implica correr más rápido. Llegaron a la conclusión de que las superficies rígidas disminuyen el tiempo de contacto, pero también disminuyen la longitud de la zancada. El efecto contrario tiene lugar con las superficies muy blandas.

Las técnicas de medida biomecánica descritas en este apartado permiten medir con exactitud el efecto que modificaciones en el pavimento pueden tener sobre los niveles de impacto sufridos por un deportista o el grado de flexión de la rodilla al correr o saltar. Además, permiten conocer las fuerzas aplicadas sobre un pavimento al realizar un gesto deportivo determinado y la velocidad a la que éste se lleva a cabo.

Tabla 1. Orden de magnitud de valores de aceleración en tibia y cabeza dependiendo del movimiento y del pavimento a velocidad constante (Biomechanics. Nigg y Herzog, 1994).

Movimiento	Superficie	Aceleración en cabeza (g)	Aceleración en tibia (g)
Carrera (talonador)	Asfalto	1-3	5-17
	Césped natural	1-3	5-10
Aterrizaje (desde 1,5 m)	Sintético (7 cm de espesor)	3-7	25-35
	Sintético (40 cm de espesor)	2	8

Conocer dichos parámetros ofrece la posibilidad de reproducirlos mediante máquinas. Es lo que se denomina ensayos mecánicos, los cuales permiten evaluar la respuesta de distintos pavimentos deportivos frente a cargas que simulan las fuerzas reales aplicadas por un deportista.

Con dichos ensayos se pretende evaluar la función deportiva de los pavimentos deportivos desde el punto de vista de la seguridad y el rendimiento de los deportistas.

3. FUNCIÓN DEPORTIVA DE LOS PAVIMENTOS DEPORTIVOS

La función deportiva abarca las propiedades del pavimento que pueden disminuir el riesgo de lesiones al mismo tiempo que facilitan un buen rendimiento del deportista en términos de marcas o vistosidad del juego, así como un correcto comportamiento tanto en bote como en rodadura del balón.

En la *función deportiva* a tener en cuenta de un pavimento deportivo se distingue entre los aspectos resultantes de la interacción usuario-pavimento y los que determinan la interacción balón-pavimento, en el caso de deportes con balón.

La interacción del jugador con el pavimento da lugar a una serie de variables biomecánicas que son las que finalmente determinan el riesgo de lesión y el rendimiento durante el juego. Los movimientos más comunes que se realizan sobre el pavimento deportivo en la mayoría de los deportes son andar, correr, frenar, saltar y girar. Al ejecutar estos movimientos se realizan esfuerzos sobre el suelo que se transmiten a través de la extremidad inferior a

todo el cuerpo del deportista. Dichos esfuerzos podemos dividirlos en dos tipos de fuerzas: perpendiculares a la superficie deportiva (verticales) y tangenciales (horizontales).

La interacción vertical recoge los parámetros como absorción de impactos (tanto la reducción de fuerzas como la deformación vertical), mientras que la interacción horizontal hace referencia a parámetros tales como la tracción, la fricción o el deslizamiento.

A continuación se describen los aspectos que se evalúan tanto desde el punto de vista de la interacción usuario-pavimento como balón-pavimento.

3.1. Interacción usuariopavimento

La evaluación de la interacción usuario-pavimento pretende garantizar que las superficies deportivas son seguras desde el punto de vista de la prevención de lesiones. A continuación se muestran los ensayos utilizados actualmente para la evaluación de dicha interacción; sin embargo, debe tenerse en cuenta que las propiedades evaluadas y los rangos en que deben encontrarse dependerán del tipo de pavimento y del uso final del mismo.

3.1.1. Absorción de impactos

La técnica utilizada para analizar el comportamiento del pavimento frente a impactos simula el impacto de talón que ejerce el deportista sobre el pavimento durante la carrera. El equipo de ensayo utilizado se denomina *Atleta de Berlín* (figura 14) y deja caer una masa determinada desde una altura conocida, utilizándose un muelle de rigidez controlada para simular el efecto amortiguador de las articulaciones de tobillo o rodilla.

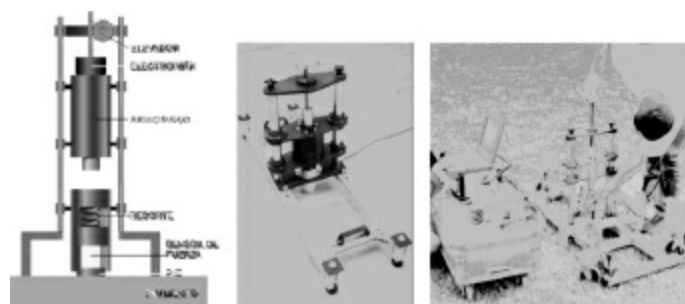


Figura 14. Esquema del atleta artificial. Atleta artificial. Realización de ensayos

Cuando esta masa impacta sobre el pavimento, se registra la fuerza máxima aplicada mediante un sensor de fuerza. A partir de este valor se calcula la reducción de fuerzas, tomando como fuerza de referencia la fuerza máxima obtenida en un pavimento rígido (como por ejemplo el hormigón):

$$RF = \left(1 - \frac{F_{\text{máx pavimento}}}{F_{\text{máx hormigón}}}\right) \cdot 100$$

Como se comentó anteriormente, este parámetro mide la capacidad de un pavimento deportivo para absorber impactos, y por tanto es un indicador de la función de protección de la superficie de juego.

3.1.2. Deformación

El mismo equipo de ensayos utilizado para medir la absorción de impactos permite conocer la deformación que sufre el pavimento tras el impacto. Para ello se colocan sensores de desplazamiento sobre el pie de la máquina con el fin de medir el desplazamiento del mismo debido a la fuerza aplicada por el impactador (ver [figura 14](#)) al dejarlo caer.

3.1.3. Retorno de energía

A partir de la fuerza y del desplazamiento (ambos parámetros obtenidos mediante el atleta artificial) es posible calcular la energía absorbida por el pavimento, ya que dicho parámetro depende de cuánta fuerza es capaz de amortiguar el pavimento y cuánta deformación sufre al aplicarle una carga.

Debe tenerse en cuenta además el momento en que esta energía es devuelta. El retorno de energía debe ocurrir en el momento en que el deportista va a realizar el siguiente gesto deportivo, con el fin de que el esfuerzo que deba realizar sea menor. Un retorno de energía que no ocurra en ese momento no sería óptimo desde el punto de vista del ahorro de energía por parte de los jugadores.

3.1.4. Agarre (tracción rotacional y lineal)

En la actualidad, los equipos desarrollados para la evaluación de la tracción distinguen dos tipos de tracción: lineal y rotacional.

El ensayo de **tracción rotacional** simula la acción de un deportista

cuando realiza un cambio de dirección con un giro. Este ensayo permite conocer la fuerza necesaria para hacer girar un disco de un peso determinado (que simula la fuerza aplicada por un jugador en una parada para hacer un giro) en contacto con el terreno a través de una superficie con tacos en el caso de césped.

Por otro lado, cuando un jugador realiza un cambio de sentido a gran velocidad, la fuerza horizontal realizada sobre el pavimento es muy elevada, poniendo en gran compromiso la estabilidad del deportista si el terreno cede. Este fenómeno se evalúa mediante el ensayo de **tracción lineal**, que se realiza mediante el equipo conocido como “péndulo TRRL de fricción”. El equipo simula una frenada del deportista sin existir rotación del pie. Se ha incorporado un pie con tacos en el caso de la evaluación de césped artificial, y se coloca una superficie de una goma especial (goma CEN) para la evaluación de superficies deportivas no granuladas (por ejemplo, sintéticas o parquet). Posee una escala situada en el lateral del equipo, como se puede apreciar en la [figura 16](#). Se mide el valor que marca el puntero en la escala tras dejar caer el péndulo y que fricciona sobre el suelo.



Figura 15. Máquinas de ensayo de tracción rotacional.

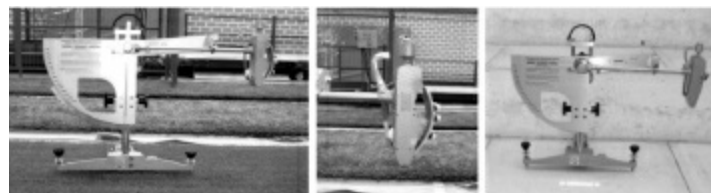


Figura 16. Equipo de ensayo de fricción lineal.

3.1.5. HIC (Head Injury Criteria)

En el caso de encontrarnos frente a un pavimento destinado a la práctica del rugby, será necesario realizar un estudio más en profundidad sobre la

capacidad de amortiguación de impactos del pavimento, ya que en este deporte, debido a gestos claves como “*la touche*” en los que el deportista es elevado y puede caer de forma descontrolada desde una altura importante, la amortiguación del terreno de juego debe ser elevada.

El HIC es un método de ensayo diseñado para medir la energía absorbida por el pavimento en los impactos provocados por una posible caída de cabeza de forma descontrolada. Analiza el impacto que se produce en una caída sin que pueda actuar ningún medio de amortiguación propio del cuerpo humano, considerando de esta forma que la amortiguación es proporcionada en su totalidad por el pavimento.

El objeto de este ensayo es evaluar la altura crítica de caída a partir del valor HIC (Head Injury Criteria). El equipo de ensayo consiste en una masa que debe caer libremente al suelo desde diferentes alturas y que va provista de un acelerómetro para medir el nivel de gravedad del golpe.



Figura 17. Impactador del equipo de ensayo de HIC y estructura de ensayo.

3.2. Interacción balónpavimento

Cuando se habla de interacción pavimento-balón, se hace referencia a cómo se comporta el balón cuando entra en contacto con el pavimento. Es importante tener en cuenta que el jugador espera una respuesta del balón, y si no es la adecuada, puede afectar la calidad del juego y provocar posibles lesiones por realización de movimientos por la imprevisibilidad del comportamiento del balón.

A continuación, se describen los ensayos que se pueden llevar a cabo sobre las superficies deportivas con el fin de evaluar su interacción con el balón o pelota. Sin embargo, debe considerarse que sobre cada pavimento se aplican unas normas diferentes que evaluarán la interacción del balón con el

pavimento dependiendo de sus propiedades y su uso final.

3.2.1. Bote vertical de balón

El bote vertical tiene una gran influencia sobre la espectacularidad del juego; sin embargo, para algunos deportes como el hockey, un elevado bote de la pelota puede resultar peligroso para los jugadores por tratarse de pelotas muy duras. Por ello, esta propiedad es importante controlarla por dos motivos: para que todos los campos se comporten homogéneamente y para que no resulte peligroso para los usuarios. Además, una excesiva o deficiente altura de bote de la pelota provocará una falta de predicción por parte de los jugadores del comportamiento del balón, lo que puede derivar en una falta de vistosidad en el juego.

Existen distintas formas de medir la altura del bote de la pelota. Una de ellas utiliza micrófonos para captar el sonido del primer y segundo impacto del balón con el suelo, tras dejarla caer verticalmente desde una altura conocida (figura 18).

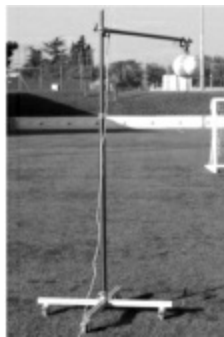


Figura 18. Ensayo de bote vertical de balón.

La diferencia de tiempos entre el primer y el segundo impacto permite conocer la altura alcanzada a partir de la siguiente expresión:

$$H = 1,23 \cdot (T - \Delta t^2) \cdot 100$$

Donde H es la altura del bote en centímetros, T es el tiempo entre el primer y el segundo impacto y Δt es igual a 0,025 s.

3.2.2. Bote angulado

Además del bote vertical, con el fin de conocer exactamente el comportamiento del balón al entrar en contacto con el pavimento, es necesario conocer el bote angulado, es decir, cómo responde el balón tras ser lanzado sobre el pavimento con un ángulo y una velocidad determinados. Para ello se utiliza un cañón tal y como se muestra en la siguiente imagen.



Figura 19. Cañón y radar empleado en el bote angulado del balón.

Para realizar ensayos con pelotas de distinto tamaño (por ejemplo tenis), únicamente es necesario cambiar el tubo del cañón, y por supuesto controlar la velocidad y el ángulo a los que se lanza.

El cálculo del bote angulado de balón se realiza mediante una relación entre la velocidad del balón antes y después de entrar en contacto con el suelo, tal como indica la siguiente expresión:

$$\text{Bote angulado (\%)} = \left(\frac{S_2}{S_1} \right) \cdot 100$$

Siendo S_1 la velocidad horizontal de la bola antes de impactar sobre el pavimento y S_2 su velocidad tras el impacto.

La forma de medir esta velocidad varía dependiendo del deporte para la que esté destinada. En el caso del fútbol se emplea un radar, que proporciona directamente ambas velocidades.

Existen otros métodos de medida como el presentado por la normativa internacional de tenis (ITF), que evalúa más parámetros del bote, como por ejemplo: el ángulo y la velocidad de la pelota antes y después de impactar contra el suelo. Este equipo es utilizado para evaluar la velocidad de la pista de tenis ([figura 20](#)).

La pelota de tenis es lanzada mediante un cañón, haciéndola pasar a través de un equipo dotado con varias líneas de fotocélulas que detectarán el ángulo de entrada y salida de la pelota, y con ello la velocidad de la pista.



Figura 20. Equipo de medida para la evaluación del bote angulado en pistas de tenis.

3.2.3. Rodadura de balón

Este ensayo permite evaluar la distancia a la que llega un balón o una pelota rodando con una velocidad dada sobre el terreno de juego. El comportamiento del balón es un tema que inicialmente no parece que pueda influir en la lesividad de los usuarios, a menos que provoque un gesto descontrolado por parte del jugador. Sin embargo, sí puede afectar la calidad y espectacularidad del juego. Se deben tener en cuenta dos parámetros de la rodadura del balón, por un lado, la distancia a la que la pelota llega para una velocidad determinada, y por otro lado, con el fin de comprobar que el comportamiento del terreno de juego es uniforme, se realizará el ensayo en varias direcciones.

Este ensayo se lleva a cabo en pavimentos deportivos de hierba artificial ya que la fibra (material, estado de la fibra, etc.) puede tener efecto sobre la longitud rodada por el balón.

Los organismos reguladores de los distintos deportes marcan unos métodos de ensayo de los pavimentos de césped artificial y unos rangos entre los que se deben mover los resultados obtenidos por los mismos.



Figura 21. Ensayo de rodadura de balón.

En este ensayo, se deja caer la pelota sobre una rampa (con una inclinación y una longitud indicada por cada organismo regulador) y se mide

la distancia recorrida por la pelota desde el momento en que entra en contacto con el pavimento como se ve en la [figura 21](#). Este ensayo se realizará en 5 posiciones dentro de una misma localización del campo y se efectuará en 4 direcciones para cada posición, calculándose la media de la distancia recorrida por la pelota para cada una de las direcciones y luego la media de cada una de las posiciones.

4. FUNCIÓN TÉCNICA DE LOS PAVIMENTOS DEPORTIVOS

La función técnica incluye las propiedades que aseguran que el pavimento mantendrá su comportamiento durante un tiempo determinado en función del entorno y uso a los que va destinado.

Por ejemplo, en el caso del césped artificial cuya ubicación va a ser en la mayoría de los casos exterior, las fibras son sometidas a radiación ultravioleta con el fin de comprobar la pérdida de color y de propiedades de las mismas. Además, con el fin de comprobar el desgaste sufrido por el césped artificial por el uso, las muestras son sometidas a un desgaste mecánico que simula el uso real de los campos ([figura 22](#)).



Figura 22. Equipo de desgaste mecánico de superficies deportivas de césped artificial (LISPORT).

En el caso de superficies deportivas de interior, los ensayos llevados a cabo para evaluar la durabilidad de los mismos varían, ya que éstos no están sometidos a las condiciones climáticas. Existen ensayos, por ejemplo, que evalúan la pérdida de material de un pavimento sometido a desgaste o el daño provocado por una carga elevada de rodadura; este último simularía, por ejemplo, la carga aplicada sobre la superficie deportiva al trasladar una canasta de un sitio a otro.

También existen ensayos que evalúan el daño sufrido tras la caída de un útil contundente al suelo, simulando el impacto producido por la caída de una

pesa de gimnasio o de una herramienta.

Diferentes son los ensayos a los que se someten las superficies sintéticas destinadas a uso exterior, ya que evidentemente estarán sometidas a condiciones más adversas que las instaladas en salas interiores. Estos pavimentos deportivos son sometidos a ensayos tales como permeabilidad al agua (con el fin de evitar que se formen charcos en caso de lluvia) y resistencia a la temperatura a la luz UV. En el caso de pistas de atletismo, se las someterá también a un ensayo de resistencia a los clavos con el fin de comprobar que el calzado utilizado por los atletas no dañará el pavimento de forma excesiva.

Todos estos ensayos, además de los referentes a la función deportiva nombrados anteriormente, están regulados por normativas aplicables dependiendo de la ubicación y del uso de la superficie deportiva. A continuación se citan las normas actualmente vigentes y aplicables a superficies deportivas.

PUNTO CLAVE

La *función deportiva* abarca las propiedades del pavimento que pueden disminuir el riesgo de lesiones al mismo tiempo que facilitan un buen rendimiento del deportista en términos de marcas o vistosidad del juego, así como un correcto comportamiento tanto en bote como en rodadura del balón. Se distingue entre los aspectos resultantes de la interacción usuario-pavimento y los que determinan la interacción balón-pavimento. La *función técnica* incluye las propiedades que aseguran que el pavimento mantendrá su comportamiento durante un tiempo determinado en función del entorno y uso a los que va destinado.

5. NORMATIVA APLICABLE

Como se ha comentado al inicio del capítulo, los pavimentos deportivos se pueden clasificar dependiendo de su ubicación, su uso o los materiales que lo componen, etc. A continuación se muestra las normas técnicas de referencia que actualmente se aplican a los diferentes pavimentos deportivos.

5.1. Suelos deportivos NO destinados al desarrollo de competiciones oficiales

En el caso de que el destino final de la superficie deportiva no sea el desarrollo de competiciones oficiales reguladas por las federaciones del deporte correspondiente, es aplicable la siguiente normativa, dependiendo de si se trata de pavimentos de interior, de exterior o de césped artificial.

5.1.1. Suelos deportivos de interior

UNE-EN 14904. Superficies deportivas. Suelos multideportivos de interior. Especificación.

5.1.2. Suelos deportivos de exterior

UNE-EN 14877. Superficies sintéticas para espacios deportivos de exterior. Requisitos.

5.1.3. Suelos deportivos de hierba artificial

UNE-EN 15330-1. Superficies deportivas. Superficies de hierba artificial y punzonadas principalmente diseñadas para uso exterior. Especificaciones para hierba artificial.

5.2. Suelos deportivos destinados al desarrollo de competiciones oficiales

En el caso de que se trate de superficies deportivas destinadas al desarrollo de competiciones oficiales regidas por las diferentes federaciones existentes, deberán ser ensayados según la normativa indicada por la federación del deporte que allí se vaya a desarrollar, y la superficie deberá ser ensayada por un laboratorio acreditado por dicha federación para la homologación de campos. Algunas de las federaciones que rigen la homologación de sus campos son las siguientes:

- FIFA (en el caso de competiciones internacionales de fútbol)

- IHF (en el caso del hockey)
- IRB (en el caso del rugby)
- IAAF (para pistas de atletismo)
- FIBA (en el caso del baloncesto)

BIBLIOGRAFÍA

- Alcántara, E., Gámez, J., Rosa, D., Sanchis, M. Analysis of the influence of rubber infill morphology on the mechanical performance of artificial turf surfaces for soccer. *Journal of Sports Engineering and Technology* 223 (P1) 1-9.
- Durá, J.V., Hoyos, J.V., Lozano, L., Martínez, A. (1999) The effect of shock absorbing sports surfaces in jumping. *Sports Engineering* 2, 103-108.
- Instituto de Biomecánica de Valencia (2008). Pavimentos de madera: resistencia y seguridad en la práctica deportiva. *Arte y Cemento* 15, 94-95.
- McMahon, T.A., Greene, P.R. (1979) The influence of track compliance on running. *Journal of Biomechanics* 12 (12) 893-904.
- Nigg, B.M., Yeadon, M.R. (1987) Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of Sports Sciences* 5, 117-145.
- Rosa, D., Sanchis, M., Alcántara, E. (2006) Efecto de las operaciones de mantenimiento sobre las propiedades de campos de hierba artificial. *Revista de Biomecánica* 45, 27-29.
- Sanchis, M., Rosa, D., Magraner, L., Ortega, N., Muñoz, B. (2008) MULTITURF: innovación en campos de césped artificial multideporte. *Revista de Biomecánica* 49, 9-11.
- Sanchis, M., Rosa, D. (2008) Césped artificial: examen y multifuncionalidad. *Gestión Deportiva (ACAGEDE)* 41, 6-10.

PARA SABER MÁS

SportSurf: <http://sportsurf.lboro.ac.uk>

ISSS (International Asociation for Sport Surfaces Sciences): <http://www.iss-sportsurfacescience.org>

15

VESTIMENTA DEPORTIVA: CARACTERÍSTICAS Y PROPIEDADES DE LOS TEXTILES

Dr. Cambra, V., Dra. Sanchis, R., Dr. Lázaro, D.,
D. Gisbert, J., Dña. Blanes, M., y Dña. Gisbert,
M^a.J.

AITEX. Instituto tecnológico del textil, Alcoy,
España.

RESUMEN

El objetivo de este capítulo es describir en detalle los textiles deportivos a nivel del producto desde dos puntos de vista distintos, por un lado información de mercado, y por otro, los aspectos más relevantes en cuanto a innovación fruto del trabajo de investigación y desarrollo de los últimos años a nivel mundial. En este sentido, la caracterización técnica de los productos textiles deportivos se analizarán desde dos perspectivas distintas; el confort y la mejora del rendimiento físico.

Los progresos técnicos en la industria de la vestimenta deportiva han dado lugar al uso de textiles diseñados específicamente para diversos deportes. Con materiales altamente funcionales e inteligentes que proporcionan un gran campo de aplicación en la industria textil, las compañías están buscando incrementar cada vez más el “valor añadido” y obtener diseños funcionales. Combinar la funcionalidad con el confort es una tendencia del mercado creciente, y para todos los deportistas activos esto constituye uno de los factores vitales para alcanzar altos niveles de rendimiento. Con el desarrollo de productos textiles de alta tecnología, la ventaja del rendimiento ha acabado con el comportamiento tradicional e indeciso existente, y ha conseguido cambiar la demanda de los consumidores.

1. INTRODUCCIÓN

El sector del material deportivo se ha definido tradicionalmente como aquel que abarca todos los ámbitos empresariales relacionados con la fabricación, la distribución y la comercialización de productos para la práctica del deporte y las actividades de ocio y tiempo libre.

Actualmente los límites del sector son muy difusos. A partir de los años ochenta con la aparición del concepto Sportwear, el sector se fragmentó y los productos deportivos, especialmente la confección, empezaron a estar presentes también en canales de distribución ajenos a las tiendas deportivas. De hecho, en las tiendas deportivas especializadas más de un 60% de los productos vendidos no son para la práctica habitual de deporte sino para el uso cotidiano. Poco a poco ha ido proliferando el uso de artículos deportivos en otro tipo de entornos no relacionados con el deporte, sobre todo lo que respecta al calzado y a la confección.

PUNTO CLAVE

La práctica del deporte en Europa y España está creciendo a un ritmo acelerado gracias a la mejora del nivel y la esperanza de vida, a la mayor disponibilidad de tiempo de ocio, a la creciente preocupación por llevar una vida saludable y finalmente gracias a la popularidad que tienen los deportistas profesionales.

Cabe destacar que buena parte del crecimiento del índice de practicantes de deporte en la última década se debe a la incorporación de mujeres y personas de mayor edad que antes no practicaban deporte de forma regular.

Se puede estructurar los artículos de material deportivo en cuatro grandes áreas:

- Componentes para deportes de montaña.
- Componentes para deportes náuticos.
- Componentes para deportes aéreos.
- Componentes para material e instalaciones deportivas.

La demanda mundial para el ocio y la ropa de deporte ha aumentado rápidamente los últimos años. Se observa un progreso continuo en cuanto al

sector de los deportes, entre otras cosas, por el hecho de que hay una delimitación clara entre ropa de *sport* (informal) y/o *outwear*, y ropa de deporte funcional. Según estudios de mercado recientes, la demanda para la ropa deportiva se estabilizará. Se espera que las nuevas actividades para el tiempo libre, que requieren ropa cómoda y a la moda, sean fabricadas con el factor de la salud como objetivo prioritario.

Para el consumidor, la ropa de ocio y la ropa de deporte deben ser prácticas, de fácil cuidado y resistentes al viento, a la lluvia y a la nieve sin renunciar, claro está, a las características que se le confieren de comodidad y confortabilidad.

PUNTO CLAVE

La ropa de deporte no se utiliza solamente para las actividades deportivas, sino también se usa como ropa de *sport*, informal, así que necesita satisfacer la moda y las demandas funcionales en esta área.

Con el incremento de las actividades de ocio y nuevos comportamientos de compra del consumidor (el equipamiento adecuado para las actividades deportivas a realizar) se han alcanzado otros requisitos en el material y en los fabricantes de estas prendas, como es el aspecto de la higiene y la protección contra la radiación ultravioleta, por ejemplo. Para poder cumplir estos requisitos, que cada vez son mayores, los fabricantes de tejidos y la industria química están continuamente ofreciendo nuevos materiales y productos para el acabado final de la prenda.

La resistencia que tenía la sociedad para adquirir prendas con fibras sintéticas en la ropa de deporte casi ha desaparecido. Se han logrado encontrar considerables innovaciones y características en estas fibras sintéticas para su utilización en ropa deportiva que las hacen ser aceptadas ya en nuestra sociedad. El rendimiento de estas prendas ha sido desconocido hasta los últimos 15 años.

1.1. Materiales para actividades deportivas

En la actualidad, en el mercado especializado de material deportivo podemos encontrar gran variedad de tejidos específicos para cada actividad

deportiva, nivel, incluso intensidad, y sobre todo para las diferentes condiciones meteorológicas de práctica. La publicidad de estos tejidos se basa en argumentos que demuestran los beneficios que sus características físicas y técnicas aportan sobre aspectos fisiológicos relacionados directamente con el rendimiento del deportista.

Muchos de estos argumentos son ciertos ya que están avalados por pruebas de laboratorio, pero lo importante para el deportista es saber elegir la vestimenta en función del tipo de actividad deportiva que realiza, conocer sus inconvenientes y sobre todo saber beneficiarse de las ventajas que los tejidos pueden aportar en las diferentes condiciones en las que se entrena o compete.

Por ello, lo que se pretende es informar sobre los materiales que se utilizan en la confección de prendas deportivas, sus propiedades y características para orientar en la adquisición de ropa técnica con la finalidad de adecuar la compra, y en la medida de lo posible, mejorar el rendimiento.

Podemos clasificar los tejidos en función de la materia prima con la que se fabrican, en este caso la naturaleza de las fibras (Cebollada, 2001):

1. Naturales. De origen vegetal: algodón, lino, esparto..., y los de origen animal como la lana, seda..., son fibras de escasa longitud, por lo que para hacer hilos se entrelazan mediante torsión (antigua rueca).

Como ventajas, aparte de su origen natural, el algodón proporciona un tacto muy agradable y cómodo, la lana tiene un gran poder aislante, y la seda es ligera y cómoda.

Como inconvenientes tienen que absorben agua, se dice que son “hidrófilas”; en contacto con el sudor las fibras se humedecen y el cuerpo pierde calor por conducción, y además tienen un secado lento; por esta característica debemos evitar usarlas sobre todo en invierno cuando la ropa mojada supone un serio inconveniente. Además no resisten al viento, la lana ocupa mucho volumen y tarda mucho en secar y puede producir picor, y la seda es cara.

2. Artificiales. Se obtienen por regeneración de las fibras de algodón mediante procedimientos químicos, por ejemplo: la celulosa.

3. Sintéticas. Derivadas del petróleo y del carbón; se genera un monofilamento continuo, resistente y ligero con el que se fabrican los tejidos.

Las fibras artificiales podemos clasificarlas en distintos tipos:

- *Poliamida-nylon*. Tiene una gran resistencia mecánica (al desgaste, a la tracción, a la abrasión), se usa también como refuerzo en zonas de

mayor estrés como talones y punteras de los calcetines, rodilleras...El “*ripstop*” es una poliamida con un acabado “antidesgarro”, que confiere mayor resistencia al tejido.

- *Poliéster*. El conocido “forro polar” o “fleece” se fabrica aplicándole un proceso de cardado que aborrega la superficie atrapando el aire caliente y formando así una capa aislante. Famoso es el *Coolmax*® que con un acabado hueco facilita la expulsión del sudor hacia fuera, ideal para actividades intensas sobre todo en verano, y el *ThermaStat*® con fibras de núcleo hueco que proporcionan mayor aislamiento térmico, siendo ideal para actividades invernales.
- *Polipropileno*. La fibra que menos agua absorbe, por eso ha sido siempre muy utilizada por piragüistas y remeros, resistente y buen aislante.
- *Clorofibra*. Alta capacidad térmica pero baja transpirabilidad y que se suele mezclar con polipropileno o poliéster.
- *Elastano, Spandex (Lycra*®). Confiere propiedades elásticas al tejido, se mezcla con otras fibras permitiendo que el tejido se adapte al cuerpo, muy utilizadas en vestimenta para corredores, ciclistas, escaladores y otras actividades que requieran gran movilidad, aerodinámica y comodidad.

Las ventajas que presentan son: pesan menos, absorben menos agua, secan más rápido, transpiran y resisten más la tracción, rozaduras y desgaste que las fibras de origen natural.

Los inconvenientes que presentan son: origen artificial, según los acabados, “tacto áspero”, coste elevado y pueden producir picores.

1.2. Ropa técnica para actividades deportivas

Cuando vamos a comprar vestimenta deportiva es importante fijarnos en una serie de valores:

1. Naturaleza de las fibras. Vistas en la clasificación anterior, y pueden ser naturales, artificiales y sintéticas.
2. Idoneidad. Si la prenda se adecua a la actividad, responde bien a las exigencias físicas y técnicas a la que se le somete. No es lo mismo

vestirse para la bicicleta que para la carrera a pie, aunque actualmente hay ropa técnica muy funcional, que por sus características técnicas permite ser usada en múltiples actividades aeróbicas.

3. Peso y volumen que ocupa. Menor peso implica menor gasto energético, menor volumen implica mayor movilidad y comodidad de movimientos.
4. Polivalencia o especificidad. Están en función del uso que se le va a dar, y éste varía según las exigencias. Una prenda específica es la que cumple únicamente la función para la cual está diseñada, es decir, cómo está confeccionada la prenda y sus características técnicas (corte, costuras termoselladas, bolsillos, cremalleras resistentes al agua, ajustes con velcros, cierres, sistemas de ventilación reflectantes, capucha, tallaje, color, “diseño ergonómico” que favorezca la realización de los movimientos reduciendo el esfuerzo como unas mangas o perneras preformadas, etc.).

Una prenda polivalente es aquella que sirve para varias funciones, dependiendo del usuario la funcionalidad, que pueda estar en la polivalencia, por ejemplo los practicantes de raids de aventura, deportes aeróbicos combinados o multideporte. Lo que es absurdo es tener una cazadora para la bicicleta, otra para correr, otra para la piragua. Una buena chaqueta bien diseñada para actividades aeróbicas vale para todo tipo de deportes. ¡Eso es polivalencia!

5. Fiabilidad. Que las cualidades y características del tejido estén contrastadas, probadas por profesionales y especialistas, testadas en laboratorio y en la naturaleza con uso intensivo y ante condiciones climatológicas adversas. En esto influye mucho el prestigio de marca, la garantía y la atención al cliente (y servicio posventa).
6. Precio. La relación calidad precio en el material técnico no debe ser decisiva, ya que la seguridad, la comodidad, el rendimiento o incluso la propia integridad física (reflectantes nocturnos, transpirabilidad...) dependen de la calidad de los materiales y tejidos que utilizemos. La investigación y el desarrollo en este campo ha sido meteórica, y las mejores prestaciones, diseño, novedades, etc. cuestan dinero.

2. MERCADO

2.1. Visión general del mercado

La ropa deportiva se ha convertido en un gran mercado hoy en día, debido a que la mayor parte de las personas han demostrado su interés por el deporte durante su ocio o tiempo libre. Hoy en día, el panorama de la ropa deportiva ha dado un cambio de imagen importante, debido a la aparición de nuevos tejidos que proporcionan un mejor ajuste de la prenda, más comodidad e incluso “van a la moda”. Aparte de la vestimenta deportiva, también la tendencia en el calzado está cambiando con los nuevos adelantos tecnológicos.

Los deportes han llegado a ser tan populares que la industria de la ropa de deporte tiene una amplia gama de opciones para cada uno de ellos, abarcando todo el rango de edad de las personas. Un ejemplo claro es el de tener ropa de deporte para los niños, que les hace sentir tan especiales y únicos como los adultos. Se aproxima al 40% las mujeres interesadas en la práctica del deporte, y el número cada vez es mayor entre los atletas; por todo esto es muy importante tener ropa que se adecue a cualquier persona, ya sean niños, mujeres u hombres.

La mayor parte de las tiendas ofrecen hoy en día cualquier tipo de prenda y líneas completas tanto para hombres como para mujeres. Recientemente incluso la ropa de deporte de los hombres ha visto un cambio importante con las tendencias cambiantes. La ropa de deporte está mejorando con las nuevas tecnologías, que permiten desarrollar prendas con valor añadido, e incluso pueden llegar a mejorar el rendimiento deportivo.

PUNTO CLAVE

Las prendas ofrecen una mayor protección y proporcionan una comodidad extrema en cualquier tipo de condición. La ropa de deporte no sólo se diseña hoy para su función específica, sino que también se emplean diseños que la hacen más de moda.

2.1.1. Introducción

Para comprender el grado de desarrollo de la ropa deportiva, es necesario apreciar el extraordinario desarrollo del deporte en sí mismo y todo lo que le rodea. La diferencia existente entre deporte y tiempo libre (ocio) todavía da

lugar a confusión. Porque... ¿debe ser el mismo tejido técnico para deportes profesionales que para el uso y disfrute de cualquier actividad amateur?

Para apreciar el mercado global que comprende el deporte y el ocio, debemos valorar de dónde viene este mercado y ser conscientes de las oportunidades que va a generar el desarrollo de estos textiles deportivos.

Aunque existe un gran número de deportistas de elite para los cuales el deporte es una profesión, no podemos olvidar que el deporte y el ocio se basan principalmente en la diversión y el bienestar. Esto no debemos pasarlo por alto, ya que hay un gran potencial en nuevas, renovadas y/o modernas actividades deportivas. Casi sin falta, cada año aparecen nuevas maneras de motivar y entusiasmar al mercado, llevando simples deportes a nuevos con elevadas dosis de esfuerzo o de resistencia física. Mientras aparecen más innovaciones, el mercado para los textiles deportivos se amplía, y se van formando y desarrollando nuevos nichos de mercado en deportes específicos.

Si pensamos en épocas anteriores, como hace sesenta años, la demanda para textiles deportivos era muy limitada, y además había muy poco, si acaso algunos guantes para ciclistas, calzado y realmente muy poco sobre recubrimientos de protección para las rodillas y los codos. No había ningún tipo de almohadilla especial para los pantalones cortos, ni geles moldeables para las sillas de montar. Tampoco había “shorts” para montar a caballo de elastano, que ayudan a reducir la fatiga muscular, y tampoco había cascos aerodinámicos para ciclistas.

La fibra de carbono todavía era un camino largo que recorrer para los golfistas. Hoy en día, hay una inmensidad de diferentes productos para las personas que practican golf, como son zapatos, calcetines que contienen plata como desodorante y antibacteriano, o fibras capaces de controlar la transpiración en camisas y pantalones cortos. Era posible jugar sin protectores ultravioleta en el tejido de la ropa, sin guantes capaces de broncear, etc. Sin embargo, con estas innovaciones descritas, es posible jugar a golf con una gran confortabilidad y con seguridad en cualquier clima, ya sea de día o de noche.

Esta pequeña introducción es un pequeño reflejo del asombroso crecimiento en el deporte y en el mercado deportivo, y en un corto espacio de tiempo. Se trata de una industria a nivel mundial que se ha desarrollado extraordinariamente en los últimos años, y que proporciona mayor comodidad, rendimiento y protección para todas las personas que practican deporte.

2.1.2. La capacidad del mercado

¿Cuál es el tamaño del mercado? Es necesario buscar en lo que ya se sabe. La investigación ha sido siempre la mejor y más excelente manera de comprender las tendencias del futuro, y en este sentido Estados Unidos de Norteamérica es el líder en cuanto a investigación se refiere (Shishoo, 2005).

SGMA International, una asociación de productores para el deporte asentada en Florida, afirmó que 55 millones de ciudadanos de ese país juega a los bolos, más de 45 millones hacen ejercicio con la cinta de correr y casi 44 millones van a pescar en agua dulce (15,2 millones van a pescar en agua salada, otros 6 millones van a la “pesca con mosca”). La acampada en tiendas de campaña es practicada por 42 millones de personas por debajo de 6 años de edad, mientras que 40,7 millones juegan al billar americano o al billar francés (carambolas). El baloncesto es jugado por 35,4 millones, e incluso los dardos atraen la atención de 19,5 millones de jugadores. El tenis tiene solamente 17,3 millones de jugadores regulares, pero pensemos en la cantidad de fibra que se requiere para fabricar las pelotas. Según la investigación publicada hace aproximadamente 5 años por el *SGMA (Sporting Goods Manufacturers Association) International*, casi el 40% de todo el gasto de la ropa deportiva es para la ropa que usan los niños por debajo de 17 años.

¿Y si esto pasa en Estados Unidos de Norteamérica, que es lo que ocurre en Europa? Por ejemplo, ¿cuántos jinetes hay?, y por esta razón, ¿cuántas mantas o cubres para el caballo son necesarias y cuántas toneladas de fibra se requieren para producir la totalidad del tejido necesario para mantener a los caballos cómodos? (El montar sobre el lomo de un caballo es una actividad regular para 16 millones de personas en Estados Unidos de Norteamérica.)

Todas las medidas y estadísticas para el conjunto completo del mercado se quedan empequeñecidas cuando China se incorpora a la “ecuación”. Los Juegos Olímpicos de Pekín en 2008 proporcionaron que muchas disciplinas se convirtieran en novedosas y atrayentes para las generaciones más jóvenes.

Algunos ejemplos

Según el Comité Olímpico Europeo (COE), los Juegos Olímpicos de Atenas en 2004 se distinguieron por el despliegue de tecnología aplicada a los trajes de los deportistas. Por ejemplo, los trajes de los nadadores, bajo el nombre de *Aqua Shift™*, se presentaron como los más avanzados porque

simulan la piel de un pez e incrementan la velocidad del atleta hasta un 10%, regulan el ritmo cardíaco y la temperatura y se utilizaron por primera vez en Sydney. Asimismo, los trajes de baño o *swimsuits* de la delegación japonesa fueron hechos por el diseñador *Mizuno*. Estos modelos cuentan con protuberancias minúsculas en una parte del pecho y del hombro (para las mujeres), las cuales les ayudan a reducir la resistencia del agua hasta un 3%.

Por otro lado, para su nueva línea de uniformes para voleibol, *Mizuno* utilizó una computadora que analiza los movimientos de jugadores, especialmente durante un movimiento de ataque. Adidas confeccionó los trajes para corredores (*ForMotion™*), que se adaptan 100% al cuerpo y brindan mayor movimiento. Estos fueron diseñados por computadora, a la medida de cada atleta e incluyen mecanismos de ventilación.

Se suman a la lista para el tenis la marca *Nike*, que por su tecnología *Dri-FIT* elimina el cansancio hasta un 3%, regulando la temperatura del atleta y evitando el sudor. Los pantalones de los boxeadores, cuyo sistema térmico especial regula la temperatura del atleta, maquillados también por *Nike* con la tecnología *No Sew*, se caracterizaron por evitar irritación en la piel y ser livianos. Los ciclistas utilizaron ese año bicicletas de 5 millones de dólares; su funcionamiento se perfeccionó con un sistema de fibra de carbono, que además de hacerlas más ligeras, también lograron registrar su desempeño. Todos los atletas utilizaron un pequeño chip de radiofrecuencia (insertado en su número de competidor, en el tenis, gorra o camiseta), que se encargó de medir su desempeño y registrar en tiempo real su ritmo cardíaco y las distancias recorridas.

El llamado hace años “*Efecto Beckham*” ha tenido un gran impacto en las fortunas de los principales clubes. También lo ha sido para los productores de camisetas, que imitan la del jugador o club en cuestión. Cuando los mejores jugadores son capaces de ilusionar a los fans de todo el mundo, la camiseta con el nombre del jugador o su número puede mover inmensas cantidades de dinero. Cuando David Beckham fichó por el Real Madrid en 2003, se dijo que las ventas de la réplica de su camiseta llegaron a alcanzar el número de 1 millón, más que el total del resto de camisetas de sus compañeros de equipo. El mismo fenómeno, aunque posiblemente no en los mismos números, se puede observar en la competición de la Fórmula 1. Siempre que haya grandes protagonistas en el deporte, los consumidores desearán emularlos. Por ello podemos afirmar que hay una relación directa entre la riqueza generada en la industria del textil deportivo y las posturas o actitudes que los fans y el

público tienen hacia sus estrellas preferidas.

A medida que los fabricantes de ropa para deporte y actividades al aire libre pugnen por mejorar la funcionalidad de sus colecciones, veremos mayores desarrollos en este campo. Por ejemplo, el área de las nanofibras parece que empieza a desarrollarse. Además, la próxima generación de «prendas inteligentes» podría contemplar el desarrollo de tejidos que sean capaces de responder a los cambios medioambientales, ajustando su grosor o su tamaño de poro a fin de permitir el paso de la humedad.

3. INNOVACIONES EN EL PRODUCTO

3.1. Introducción

En años recientes, han sido desarrollados e introducidos en el mercado de la ropa deportiva y funcional nuevas fibras, hilos, estructuras tejidas y recubrimientos. Además de los materiales ya conocidos, microfibras producidas a partir de diferentes polímeros dan lugar a innovaciones para nuevos textiles funcionales. También se están abriendo nuevos mercados a partir de la etapa de acabado de las prendas textiles para incorporar, por ejemplo, fibras con propiedades antibacterianas, también la capacidad de almacenar y administrar la temperatura, etc. (Yeşilpınar y Keçeci, 2003).

PUNTO CLAVE

Las fibras de alto rendimiento utilizadas en los artículos textiles y en muchas otras aplicaciones tienen un gran número de propiedades, capaces de satisfacer la demanda en el mercado deportivo.

La combinación de propiedades es distinta, en función de las aplicaciones dadas. Las principales propiedades son:

- Físicas-mecánicas. Resistencia a la tensión, alargamiento a la rotura, módulo de compresión, encogimiento, módulo de torsión, etc.
- Químicas. Temperatura de transición vítrea (T_g), punto de fusión, adhesión, resistencia contra agentes químicos y/o biológicos,

inflamabilidad, solubilidad, etc.

- Relacionadas con la superficie. Hidrofílico e hidrofóbico, mojabilidad, repelencia al aceite, manchas, tratamientos antibacterianos, etc.

3.2. Innovaciones en fibras y tejidos

El sudor se manifiesta en nuestro cuerpo como un método de enfriamiento; cuando sube nuestra temperatura corporal, sea por el clima o por la actividad física, el sudor comienza a aparecer en los poros de nuestra piel, buscando hacer una reacción que enfríe nuestra piel y sobre todo el fluido sanguíneo cuando se evapore el sudor. Para ayudar a este fenómeno, las grandes empresas dedicadas a la fabricación de textiles especializados en deportes realizan estudios de “mapeo corporal”, es decir, un fotograma que identifica las áreas donde se concentra la mayor temperatura del cuerpo durante su actividad física y que por ello necesitan mayor ventilación para ayudar a que el deportista se mantenga fresco y lo mas cómodo y protegido posible durante su actividad.

El tipo de tejido con el que está confeccionada la prenda lo ves en la etiqueta que la acompaña, y depende de cada marca de ropa la tecnología que se emplea y el resultado que se obtiene. Muchas también patentan el uso y comercialización de algunas clases de tejidos. Otras marcas en cambio comparten su uso, y algunas más fabrican una tecnología parecida en apariencia y funcionamiento.

A continuación se exponen algunas de las más comercializadas y sus principales características:

- *Lycra*[®]. Es un hilo elástico de gran resistencia y que debido a su capacidad para no deformarse permite crear formas muy diversas y justas, pero un tejido no puede ser 100% de hilo de lycra.
- *Coolmax*[®]. Es un tejido que funciona basándose en la capacidad de conducir líquidos de un lado a otro, usando esta función para captar la sudoración que tiene el cuerpo y alejarla del contacto con la piel. Por eso este tipo de tejidos es óptimo para llevar como primera prenda en contacto con la piel, ya que aleja la humedad del cuerpo y lo mantiene seco.
- *Teflon*[®]. Las propiedades del teflón son muy bastas, pero concretamente en el uso textil se ha usado principalmente como recubrimiento para

telas por su capacidad repelente y debido a su “permeabilidad”, es decir, que puede regular la cantidad de fluido y el tiempo que se necesita para atravesar el material recubierto con teflón.

- *Gore-tex*[®]. Es mucho más usado en camisetas pues está compuesto por un tejido tipo membrana muy transpirable y además impermeable, lo que es muy útil en condiciones de lluvias ligeras y actividad física constante. Permanece inalterable al contacto con ácidos y agentes químicos, no le afectan fuertes oscilaciones térmicas y resiste la tracción y abrasión.
- *Polartec*[®]. Es una marca especialmente dedicada a la fabricación de tejidos para prendas deportivas orientadas al aislamiento térmico.
- *Kevlar*[®]. Es una fibra cuya principal característica es su fuerza, ligereza, resistencia al fuego y a la corrosión, y su uso en prendas se orienta más bien a la vestimenta con unos protectores, como guantes, y en algunos sitios específicos como los codos y las rodillas.
- *Outlast*[®]. Tejido termorregulador diseñado para ayudar a mantener una temperatura constante. Cuando el cuerpo produce calor, las microfibras de *Outlast* absorben el exceso, almacenándolo y devolviéndolo cuando la temperatura corporal desciende. El sistema se basa en unas microcápsulas alojadas en el tejido, que contienen *PCM* (materiales de cambio de fase), que cuando absorbe el calor pasa del estado sólido al líquido, almacenando el calor. Al bajar la temperatura corporal invierte el proceso, liberando calor. El proceso también reduce la transpiración y aumenta el confort al evitar los excesos de calor.

Las ventajas son:

- Adaptación a la temperatura del cuerpo.
- Menos sobrecalentamiento.
- Menos sudor.
- Menos enfriamiento.
- Regulación activa de la temperatura.

En cualquier caso, ni son todas, ni tampoco las más importantes. Tal vez son las que más se comercializan en nuestro país, aunque existen muchos tipos más como *Windstopper*[®], *Suplex*, *Thermolite*[®], *Thinsulate*[™], *Cordura*[®],

etc., pero todas tienen una función específica para la que han sido creadas; lo importante es identificar si esa función es la misma que nosotros buscamos e investigar si es la que satisface correctamente nuestras necesidades.

3.3. Propiedades

Una gran variedad de propiedades para su aplicación final en los artículos deportivos son derivadas de la etapa de acabado y recubrimiento. Más concretamente podemos hablar, entre otras, de propiedades como:

- Repelencia a la suciedad y/o al aceite.
- Protección UV.
- Comportamiento antiestático.
- Antimicrobiano.

3.2.1. Repelencia a la suciedad y/o al aceite

La repelencia a la suciedad es una propiedad muy deseada por un gran número de artículos deportivos, principalmente en actividades al aire libre como el ciclismo, triatlón, montañismo, escalada libre, etc. Para la reducción de la contaminación por aceite, en la mayoría de los casos se utilizan compuestos de silicona, principalmente fluorocarbonos. Estos compuestos añadidos proporcionan acabados en las prendas que previenen la adherencia de la suciedad y facilita su eliminación en los lavados. Ejemplo de estas innovaciones se encuentra en lo que conocemos como el Efecto Loto ([figura 1](#)).

PUNTO CLAVE

Efecto Loto consiste en la capacidad de las superficies de limpiarse por sí mismas solamente con agua (por ejemplo con la lluvia). Se describe como autolimpiadora porque no necesita ningún agente de limpieza adicional o agente mecánico.

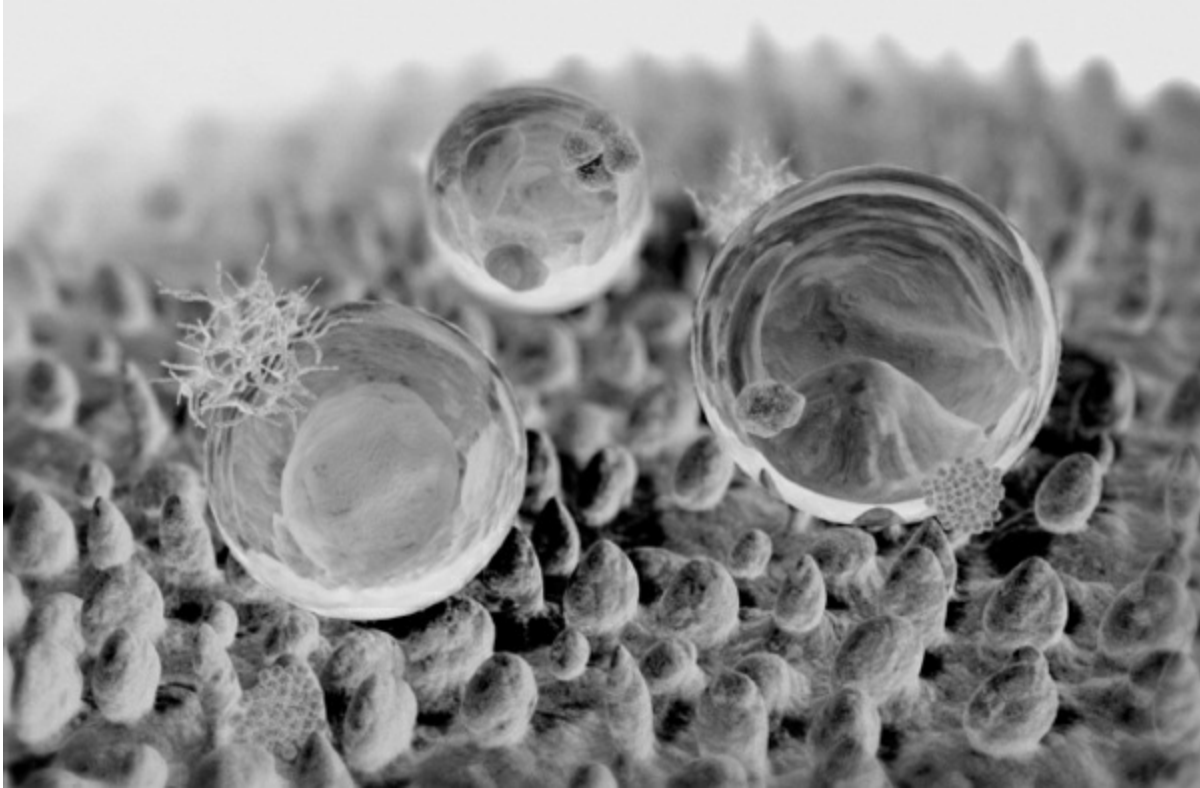


Figura 1. Efecto Loto.

3.2.2. Protección UV

A través de fibras y/o tejidos se puede alcanzar una protección frente a la radiación UV. Las fibras celulósicas y la seda dan lugar a menos protección UV si la comparamos con materiales de lana y poliésteres con componentes aromáticos. También se puede alcanzar un incremento en la protección UV incorporando pigmentos dentro de las fibras, como por ejemplo el dióxido de titanio, el cual absorberá y reflejará los rayos UV en el artículo textil, como si fuera un espejo. Existen en el mercado diferentes agentes para suministrar propiedades de protección UV, como: *Rayosan*TM, *Tinofast*[®], etc. Esto es verdaderamente importante en el caso de las prendas para niños.

3.2.3. Comportamiento antiestático

Los tejidos elaborados con fibras sintéticas son muy comunes en el campo de los textiles deportivos, y se cargan electrostáticamente por fricción. Este efecto se refuerza si cabe en el invierno, por la baja humedad

ambiental. Incluso la suciedad se ve incrementada. De hecho, sobre el 30% de la ropa deportiva está compuesta de microfibras de poliéster (*PET*) y poliamida (*PA*). Los acabados antiestáticos reducen la relativamente alta resistencia eléctrica de las prendas. Por ello, son usados compuestos higroscópicos (hidrofilicos) con superficies polarmente activas (que absorben la humedad) para conferir esta propiedad. La aplicación de polímeros que conducen la electricidad, y sales así como inclusiones de carbono o la incorporación de fibras metálicas o metalizadas son los últimos avances obtenidos por la tecnología textil.

3.2.4. Antimicrobiano

Los desarrollos más novedosos empiezan en el proceso de producción de la fibra por la adición de sustancias microbicidas a fibras antimicrobianas. La adición de partículas de plata a la fibra fundida, o también un recubrimiento mediante un proceso galvánico se prefiere a la metalización con plata.

Trevira Bioaktive®, *Nobel Fibres (DuPont)* o *X-Static®* son algunos ejemplos de ello. Además la incorporación de plata es bastante resistente al lavado, aguantando más de 200 ciclos. A su vez proporciona propiedades antiestáticas, entre otras.

PUNTO CLAVE

La incorporación de plata en las fibras da lugar a prendas con propiedades que retrasan el olor, lo cual tiene un importante mercado en el área de las prendas deportivas, por ejemplo en los *culottes* de los ciclistas. Podemos citar compañías como Arena, Adidas, Champion, entre otras, que utilizan este tipo de propiedades antimicrobianas para sus prendas.

4. ANÁLISIS TÉCNICO: CONFORT

4.1. Introducción

En un estudio realizado para *DuPont Lycra®* se manifestó que el confort

es la principal cualidad que buscan los compradores de ropa (concretamente el 81% de los consumidores del estudio contestaron eso), independientemente de la edad o el sexo.

Aparte del confort, los compradores buscaban facilidad de cuidado (64%) y duración de las prendas (52%). Mucho menos importante fue ir a la última moda, el ser una marca conocida, aunque este factor puede incidir más en ciertas franjas de edad, como la adolescencia, la juventud, o una marca de prestigio.

PUNTO CLAVE

El consumidor busca ropa que le quede bien, sea fácil de mantener y dure mucho tiempo, que sea elegante y no necesariamente de última moda.

¿Es posible definir el “confort”?

El término “confort” es una palabra imprecisa que todos saben lo que significa pero que cuesta definir con precisión. En efecto, la sensación de confort es fácilmente reconocible por las personas, y puede referirse a muchas cosas: a una casa, a un coche, a un sillón, y también, por supuesto, a las prendas de vestir.

Quizá la palabra que más se aproxima a su significado es la palabra comodidad. Lógicamente, todo lo confortable tiene que ser cómodo, y, de hecho, el diccionario de la Real Academia Española de la Lengua dice que el término confortable se aplica a lo que produce comodidad. Y es aquí donde se comprende la enorme influencia que tiene la psicología en el confort porque, ¿qué es lo que hace que muchas veces sucede que de dos personas que visten la misma prenda, una la encuentre confortable y la otra no?

Aparte de los aspectos psicológicos, hay aspectos de tipo físico que nadie duda que influyan en el confort, como son el movimiento del calor y del vapor de agua a través de la prenda de vestir. Estos últimos aspectos influirán en la regulación de la temperatura del cuerpo humano y, por tanto, en la confortabilidad de la prenda.

Si se revisa la literatura (Fan y Tsang, 2008) referente al confort, se observa que hay dos factores del confort sobre los cuales existe amplia concordancia entre diversos autores:

- a) El primero de ellos, sencillo y escueto, parte del criterio de identificar confort en el vestir con un adecuado equilibrio térmico.
- b) El segundo, de significado más amplio y complejo, relaciona el estado de confort con la conjunción satisfactoria de factores físicos, fisiológicos y psíquicos.

En conclusión, en la percepción del confort hay unos factores que son objetivos, pero también hay otros que son subjetivos. A continuación se tratarán de examinar los más importantes.

4.2. Aspectos fisiológicos, físicos y psicológicos del confort

En los aspectos fisiológicos del confort (Sánchez, 2004), es decir, aquellos que afectan las funciones de los seres orgánicos, tienen gran importancia el sudor y su eliminación.

La mayor parte del calor que pierde el cuerpo lo hace a través de la sudoración. Las personas que sudan intensamente por las condiciones laborales, por la práctica habitual de deportes o por vivir en un clima cálido pueden perder en casos extremos hasta cinco litros de líquido diario. En este caso, si el cuerpo dejara de sudar, su temperatura se elevaría progresivamente hasta producir un choque térmico de consecuencias dramáticas.

PUNTO CLAVE

En la eliminación del sudor a través de una prenda textil van a tener gran influencia variables que podríamos denominar “climáticas”, tales como la temperatura, la humedad relativa, el viento, etc.

También influirán otros factores propios de la ropa que se viste, tales como la clase de fibra utilizada, el tipo de tejido, el volumen de sus poros y el aire encerrado en él.

En cuanto a los aspectos físicos más importantes que determinan el confort de los textiles son principalmente tres:

- a) Transferencia de calor entre la persona y el ambiente a través de su ropa.
- b) Movimiento de la humedad a través de ese tejido.
- c) Movimiento del aire entre la piel y el medio ambiente a través de la ropa.

Por último, los aspectos psicológicos tienen mucho que ver con la convicción de que el confort es también una sensación muy relacionada con el estado de ánimo del individuo y que, por tanto, dependerá en buena parte de su carácter, es decir, de cómo éste piense, sienta y valore las emociones; en definitiva, de su actitud ante la vida y, en general, ante lo que le rodea.

Podemos concluir, por tanto, que el término “confort” engloba una compleja combinación de propiedades, unas objetivas, medibles, y otras subjetivas difíciles de valorar. Así, los movimientos de calor, humedad y aire a través del tejido pueden ser medidos instrumentalmente, pero no sucede lo mismo con otras propiedades, algunas de ellas altamente subjetivas (suavidad, tacto, caída, generación de electricidad estática, etc.).

4.3. Propiedades térmicas y confort

4.3.1. La regulación térmica corporal y los textiles

Uno de los factores que más influye en la sensación de confort es el calor o frío que “sentimos” y que en muchas ocasiones no se corresponde con la temperatura que marcan los termómetros, por lo que es conveniente examinar los mecanismos por los cuales los tejidos ayudan a (o impiden) mantener uniforme la temperatura del cuerpo que protegen.

La sensación térmica representa la temperatura que “siente” nuestro cuerpo ante un determinado ambiente, caracterizado principalmente por la temperatura del aire, la humedad relativa y, en su caso, la velocidad del viento.

Si el cuerpo empieza a calentarse demasiado, o por el contrario, si el cuerpo empieza a enfriarse demasiado, en la regulación de estos procesos van a tener una importancia decisiva los textiles, ya que cuando el cuerpo disipa calor y evapora el sudor, la ropa debe favorecer su eliminación. Si eso no sucede, y la tela dificulta o impide esta evacuación, se notará una sensación

de incomodidad, y la ropa perderá confortabilidad.

En circunstancias opuestas puede ser conveniente evitar la pérdida de calor para que la temperatura del cuerpo se mantenga, siendo en este caso necesario aumentar la resistencia térmica de la barrera (ropa) entre el cuerpo y el medioambiente, y si la tela que vestimos presenta baja resistencia, de nuevo se traducirá en una disminución del confort.

La explicación a esto es que, dentro del vestido, se crea un microclima que influye decisivamente en el confort de uso de la prenda, debido a que la ropa reduce (o incluso inhibe, en el caso de impermeabilidad total) la evaporación del sudor por incremento de la saturación de la capa de aire próxima a la piel.

Hoy en día se dispone de medios tecnológicos como las microcápsulas *PCM*, las cuales contienen un producto que puede cambiar de fase y cuyo efecto barrera para el frío o el calor es mucho más eficaz.

4.3.2. Transferencia de calor a través de la ropa

La vestimenta tiene un efecto barrera en ambos sentidos pues, además de servir para proteger el cuerpo de las condiciones ambientales, debe regular las pérdidas de calor de éste. Por ello, podemos afirmar que la resistencia ofrecida por un tejido al paso del calor es de gran importancia para el confort térmico de las personas, y es obvio que la transferencia de calor a través de esta barrera textil es un fenómeno complejo al que afectan muchas variables. Así, se ha comprobado que los tres factores de mayor incidencia son el espesor del tejido, el aire inmóvil encerrado por éste y el movimiento externo del aire.

Pero, aparte de estos tres, hay otros factores que pueden afectar la resistencia térmica de los tejidos, entre los cuales quizás el más destacable sea la humedad. La influencia de ésta en el aislamiento térmico depende del tipo de fibra. Y, además de la humedad en sí, el movimiento de esa humedad influye en la transmisión del calor a través del tejido y, por tanto, en el confort.

4.3.3. Medida del confort térmico: la ecuación del confort

Para que el ser humano esté cómodo, tiene que estar en un ambiente confortable, y esto es así cuando no existe ningún tipo de incomodidad

térmica. Una condición importante para la comodidad es la neutralidad térmica, que significa que una persona no siente ni demasiado calor ni demasiado frío. Pero, además, tiene que haber equilibrio en el balance de energía del cuerpo, es decir, que el calor producido por el metabolismo debe ser igual a la cantidad de calor disipado por el cuerpo.

Basándose en una serie de experimentos, Fanger desarrolló un modelo que sentó las bases para el estudio del comportamiento térmico y la interacción del cuerpo humano con el ambiente. De este modelo surge la denominada “ecuación de comodidad” o “ecuación de confort”; por ello, nos parece conveniente hablar de esta ecuación, que se basa en un balance energético:

$$M - W = H + E_c + C_{res} + E_{res}$$

Donde “ M ” es la “actividad metabólica” (cantidad de energía química transformada en calor y trabajo mecánico por actividades aeróbicas y anaeróbicas en el cuerpo), “ W ” la potencia mecánica efectiva, “ H ” la “pérdida de calor seco” (calor perdido por un cuerpo por convección, radiación y conducción), “ E_c ” el intercambio de calor por evaporación en la piel cuando la persona tiene una sensación térmica neutra, y “ C_{res} ” y “ E_{res} ” son los términos de calor sensible y latente, respectivamente, debidos a la diferencia de temperatura y humedad del aire inspirado y exhalado. Todas las magnitudes citadas se miden en W/m^2 .

La ecuación de confort proporciona una herramienta operativa con la cual, midiendo unos parámetros físicos, podemos evaluar bajo qué condiciones podemos ofertar comodidad térmica en un ambiente determinado. Y la ropa que vistamos va a tener una influencia decisiva en ello.

4.4. Transmisión de la humedad a través de la ropa

4.4.1. Humedad en forma de vapor

La segunda propiedad más importante de un tejido, desde el punto de vista del confort, es la vía por la que permite pasar la humedad, que puede estar en fase de vapor o en fase líquida, diferencia muy importante. Si la

humedad se evapora en la piel y pasa como vapor a través del tejido, los poros de éste permanecen libres. Esto facilita el movimiento del aire a través del tejido y permite que los poros sigan llenos de aire, lo que hace que el aislamiento de la prenda al calor se mantenga.

Sin embargo, si la humedad de la piel es transportada a la superficie en fase líquida y sólo se evapora al alcanzar la capa de aire presente en la superficie del tejido, el confort se reduce por una doble vía: en primer lugar, la sensación de humedad es percibida por los nervios sensores de la piel, y la prenda de vestir se siente húmeda; en segundo lugar, los poros del tejido se van llenando de agua y no son capaces de retener las bolsas de aire preexistentes, por lo que se pierde la capacidad de aislamiento de la prenda, y ésta se siente fría. Además, una prenda que permita el libre acceso de agua será sin duda inconfortable en tiempo húmedo, cuando se experimente el movimiento inverso del agua exterior hacia la piel.

Así pues, entre los principales factores que afectan el confort de los materiales textiles está una buena permeabilidad (transpirabilidad) al sudor en forma de vapor de agua, pero también una buena resistencia al paso de agua desde el exterior y a la penetración del aire. Todos estos factores, básicos para el confort de una prenda, han sido muy difíciles de combinar hasta tiempos relativamente recientes.

4.4.2. Humedad en forma líquida

Si consideramos el movimiento del agua líquida a través de un tejido, encontramos que pueden ser identificados dos aspectos relacionados con el confort. De una parte, el agua procedente de una fuente externa, tal como la lluvia, que no deberá llegar al cuerpo, lo que podrá conseguirse mediante el diseño del propio tejido o, principalmente, por el uso de una barrera resistente al agua. Y, por otra, el agua generada en la superficie del cuerpo como sudor, que deberá ser eliminada tan rápida y eficazmente como sea posible para alcanzar un buen nivel de confort.

En general, siempre ha habido problemas para combinar en los tejidos repelencia al agua y permeabilidad al sudor. Las fibras naturales tienen una buena capacidad de absorción de humedad y, por tanto, absorben bien el sudor aunque no son una buena barrera contra la lluvia, por ejemplo. En las fibras sintéticas convencionales sucede lo contrario, presentan una buena resistencia al mojado por lluvia pero su capacidad de absorción del sudor es

muy pobre.

Hoy día, sin embargo, se conocen procedimientos de fabricación y modificación de fibras sintéticas para conseguir incrementar su hidrofiliidad sin perder su efecto barrera. Para ello existen modificaciones físicas o químicas de diversas clases, e incluso técnicas de recubrimiento.

4.5. Permeabilidad al aire

4.5.1. Permeabilidad e influencia de factores

La permeabilidad al aire se refiere a la capacidad de un tejido para ser traspasado por el aire, lo que sin duda influirá en el confort. Una estructura muy abierta del tejido puede ocasionar serios problemas a la persona que viste esa prenda en el caso de frío o de viento en climas fríos, e incluso puede afectar la supervivencia en casos extremos. Hay tres factores que influyen decisivamente en la permeabilidad de un tejido: el diámetro medio del poro, la porosidad y la distribución del tamaño de los poros.

En varios estudios se ha comprobado que el diámetro medio del poro de la estructura que se está investigando influye en la permeabilidad del tejido (pero no la caracteriza por completo). Este diámetro puede ser medido por varios procedimientos y, por supuesto, influye en la porosidad del tejido.

Por otra parte, la porosidad (fracción de espacios huecos, medidos en volumen, en la tela no tejida respecto del volumen total de dicha tela, expresada en porcentaje) puede ser determinada cuantitativamente de forma teórica o por diferentes procedimientos experimentales como, por ejemplo, por absorción de nitrógeno a baja temperatura, o por porosimetría de mercurio.

4.5.2. Relación de la permeabilidad al aire con otros factores

Podemos dividir los trabajos realizados en dos áreas, la primera de ellas referente a los factores de fabricación y de tratamiento de los tejidos, y la segunda, a otras propiedades.

En el primer grupo, las variables de fabricación, pueden incluirse las fibras, el hilo y los parámetros del tejido. Se ha comprobado que la

permeabilidad al aire, entre otras:

- Se incrementa sensiblemente al aumentar el grosor de las fibras.
- Decrece inicialmente y después se incrementa al aumentar la longitud de la fibra.
- Decrece con el incremento del espesor. La permeabilidad es muy sensible a la variación de este parámetro.

Además de los factores relacionados con la producción, hay otros que también pueden tener incidencia en la permeabilidad al aire, tales como las condiciones atmosféricas. De este modo se han comprobado las siguientes influencias:

- Por lo general, al aumentar la temperatura ambiente decrecía la permeabilidad al aire de los tejidos, si bien el cambio no es muy grande para las variaciones habituales de temperatura.
- Al disminuir el contenido de humedad del tejido, se incrementa la permeabilidad al aire de éste de forma casi lineal.

Respecto a la transferencia de calor en tejidos permeables al aire, se comprobó que la presencia de una capa de aire bajo el material textil, por ejemplo en ropa que queda floja, incrementa significativamente el aire transferido en comparación con las ropas ajustadas, lo cual está de acuerdo con la experiencia subjetiva de los individuos.

4.6. El ajuste de la prenda

4.6.1. Ajuste de la prenda, confort y estabilidad dimensional

Se puede haber obtenido valores óptimos de transmisión de calor, de agua, o de aire, pero aún así cualquier prenda de vestir no puede ser considerada confortable si no se ajusta perfectamente a la parte del cuerpo que cubre, es decir, si no es de la talla adecuada para la persona de que se trate.

Para saber si el ajuste es correcto, hay que tener en cuenta dos factores:

- a) Un factor subjetivo, de difícil definición, que depende de si el portador de la prenda alcanza una satisfacción psicológica por el hecho de vestirla.
- b) El otro factor puede ser físico o psicológico, y se refiere a las condiciones de contacto entre el tejido y el cuerpo.

Obtener un ajuste correcto es importante, pero hay otros factores que también habrá que tener en muy en cuenta, como son el peso de la prenda, la facilidad de movimiento con ella, la presión en la superficie del cuerpo y la ventilación.

Quizá sea el segundo efecto, la facilidad de movimiento –el que la prenda siga perfectamente los movimientos de la persona que la viste–, uno de los que pueda tener mayor importancia.

La movilidad de la prenda adquiere especial relieve en la ropa destinada a aplicaciones laborales específicas. Para lograr un diseño adecuado habrá que realizar previamente un estudio concienzudo, incluso con aplicaciones estadísticas, de los tipos de movimientos asociados con esa ocupación, así como la frecuencia de éstos.

Una situación opuesta a la anterior es la que se da en un período de inactividad grande, debido a una enfermedad, a una discapacidad o a otra causa. Para estos casos, en la ropa se tendrán en cuenta, aparte de la comodidad, la facilidad para ponerse y quitarse, bajo encogimiento, inarrugabilidad, poco o nada inflamables, buen aislamiento térmico, además de los requerimientos exigidos para casos concretos.

4.7. Instrumental de medida

4.7.1. Determinación del aislamiento térmico

Skin Model. Es un equipo cuyo fundamento teórico no es otro que simular las condiciones de temperatura del cuerpo humano cuando se ve expuesto a un clima desfavorable en cuanto a baja temperatura. Con él también se mide la transpirabilidad al vapor de agua ([figura 2](#)).

Uno de los métodos más utilizados para determinar estas variables se realiza según la Norma Europea: *UNE-EN 31092:1996: Textiles. Determinación de las propiedades fisiológicas. Medida de la resistencia*

térmica y de la resistencia al vapor de agua en condiciones estacionarias (ensayo de la placa caliente protegida de la transpiración). Esta Norma adopta la Norma Internacional ISO 11092:1993.



Figura 2. Vista general del equipo Skin Model

A partir de la relación de estas dos propiedades térmicas, el aislamiento térmico y la resistencia (transpirabilidad) al vapor de agua, se puede determinar una variable denominada índice de permeabilidad. Esta variable determina la confortabilidad de un textil destinado a ser utilizado en invierno; de éste interesa que presente el máximo aislamiento térmico sin perder transpirabilidad, es decir, se requiere una transpirabilidad elevada (Yang *et al.*, 2008).

Maniquí térmico: Un maniquí térmico tiene unas dimensiones determinadas que simulan las de un ser humano adulto. La temperatura media de la piel se mide con sensores de temperatura repartidos por toda la superficie del maniquí en diferentes zonas, de forma que todas las zonas sean igualmente ponderadas (figura 3).

El maniquí está situado en una cámara climática con temperatura,

humedad y velocidad del aire controlables. De este modo se pueden seleccionar las condiciones ambientales para las medidas. Además, se puede evaluar el aislamiento térmico que presentan las prendas con el maniquí parado o bien con el maniquí en movimiento.

4.7.2. Determinación del tacto: Kawabata Evaluation System (KES)

PUNTO CLAVE

El KES es un sistema que permite detectar cuantitativamente de un modo objetivo el tacto de un tejido a partir del análisis de un conjunto de variables físicas, que permiten caracterizar las sensaciones táctiles experimentadas al tocar un tejido, como por ejemplo rigidez, suavidad, cuerpo del tejido, etc.

Así mismo, y a partir de estas expresiones se calcula el valor global de la mano conocido como *Total Hand Value (THV)*. El sistema Kawabata posee un módulo adicional denominado *KES-F7* ó *THERMO LABO II* que permite evaluar la sensación de frío o calor que se experimenta al tocar un tejido con la piel humana. Dicha evaluación se realiza a partir de un parámetro conocido como $q_{\text{máx}}$.



Figura 3. Maniquí térmico adulto.

4.7.3. Termografía

Cámara termográfica. Permite medir temperaturas exactas a distancia y sin necesidad de contacto físico con el objeto a estudiar. Mediante la captación de radiación infrarroja del espectro electromagnético, utilizando cámaras termográficas o de termovisión, se puede convertir la energía radiada en información sobre temperatura. Mediante esta técnica se puede evaluar las pérdidas de calor que genera el organismo con una determinada prenda de deporte, tanto de forma estática o parado así como de forma dinámica o en movimiento ([figura 4](#)).

4.7.4. Permeabilidad al aire

Para evaluar la permeabilidad al aire de los tejidos se utiliza un ensayo que mide la velocidad del flujo de aire que pasa perpendicularmente a través de una muestra de ensayo bajo condiciones específicas de área, caída de presión y tiempo.

Otros ensayos que se pueden realizar con la finalidad de evaluar las propiedades físico-químicas de los tejidos destinados a ropa de deporte son:

- Masa laminar.
- Resistencia a la tracción.
- Resistencia al *pilling*.
- Solidez de los colores a los distintos tipos de envejecimientos (luz, agua, frote, sudor, etc.).
- Elasticidad.
- Tiempo de secado.

5. ANÁLISIS TÉCNICO: MEJORA DEL RENDIMIENTO FÍSICO

5.1. Introducción

En el mundo del deporte de alta competición, una fracción de segundo puede ser la diferencia entre el éxito y el fracaso. En los últimos años, la investigación para mejorar el rendimiento se ha centrado en las posibilidades de los materiales textiles: la introducción de trajes de baño que aumentan el deslizamiento del nadador a través del agua, es uno de los ejemplos típicos de este efecto.

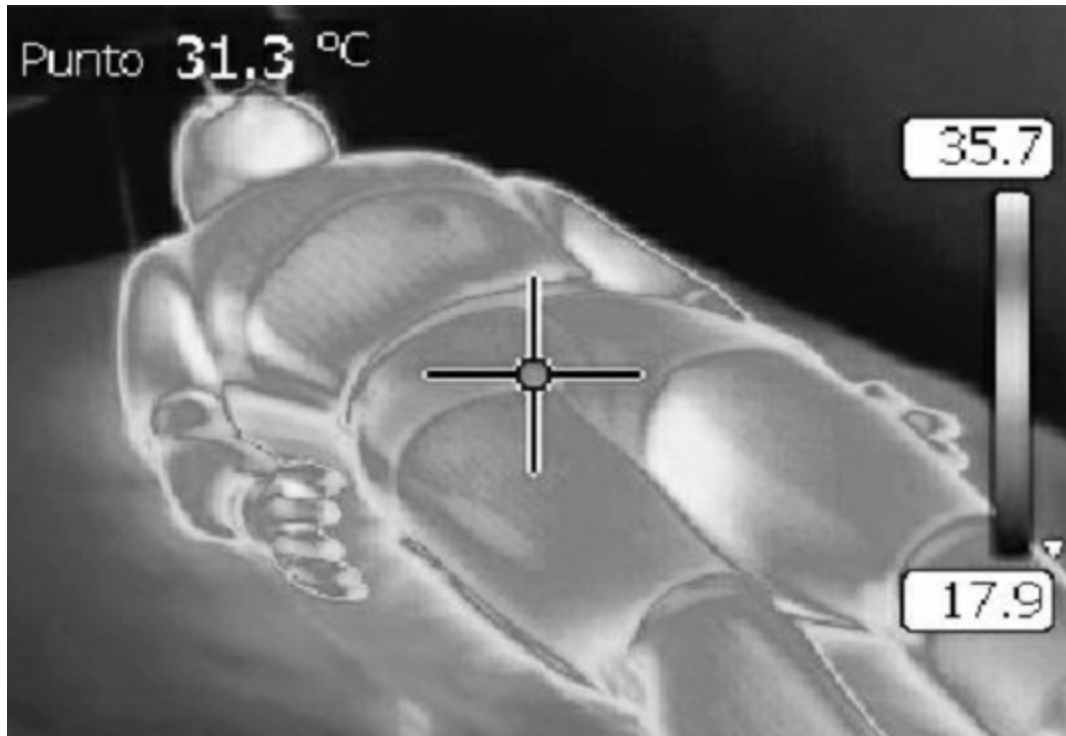


Figura 4. Maniquí térmico adulto.

Hoy en día, en el deporte, la más mínima ventaja supone una gran diferencia en una competición deportiva, de manera que los competidores buscan continuamente estrategias que marcan la diferencia.

PUNTO CLAVE

Cada vez más, las prendas para deportes activos cobran mayor importancia, dado que los consumidores prefieren combinar la moda con el alto rendimiento de la prenda, sin descuidar su estética, comodidad al movimiento, bienestar y cuidado fácil (Aitex, 2004).

Si el cuerpo es la frontera más importante y la ropa su extensión más cercana, la asociación con el deporte es, sin lugar a dudas, un mercado interesante. La ropa deportiva o *sportswear* hoy en día es una de las áreas con mayor interés para los comités olímpicos internacionales. Actualmente, el diseño de este tipo de vestimenta busca conjuntar el campo de la tecnología con la moda, la misma que recurre al uso de telas inteligentes, biológicas y geles electrorreactivos para lograr que los atletas consigan un mayor

desempeño. En un acontecimiento olímpico, 0,01 segundos o un centímetro pueden marcar la diferencia entre una medalla de oro o la nada. Un ejemplo de lo que puede lograr la vinculación de la ciencia con la moda lo encontramos en los trajes de baño. Es decir, en la natación se han desarrollado trajes que simulan la piel del tiburón, lo que ayuda a disminuir la fricción con el agua. De hecho, unos de los campeones mundiales que ha tenido la natación, Ian Thorpe, vistió uno de estos trajes en los Juegos Olímpicos de Atenas 2004, lo que le valió la medalla de oro en 400 metros libres y 200 metros libres, entre otros (Revista Dia Siete, 2007).

Desde la perspectiva de mejora directa o indirecta del rendimiento de los deportistas, cabe considerar el aumento de la velocidad, la mejora del esfuerzo y el confort. Hasta 1969 se creía que en natación, al pasar el brazo por el agua con fuerza se producía una fuerza opuesta de igual intensidad, que empujaba al nadador hacia delante. No obstante, es la circulación más rápida del agua por los nudillos que por la palma de la mano la que origina una diferencia de presión, entre las dos caras, que genera la propulsión. Los primeros desarrollos para mejorar el rendimiento en el agua se hicieron explotando las propiedades de repelencia al agua de las resinas fluoradas, aplicadas sobre tejidos de poliamida, poliéster o polietileno.

La búsqueda de una mejor compresión de los músculos ha aportado una nueva dinámica en la concepción de las prendas de deporte de alto nivel como se pudo ver en los Juegos Olímpicos de Sydney 2000, en los nadadores y algunos velocistas. Con un elevado porcentaje de *Lycra*, se logra un equilibrio perfecto entre el soporte de la masa muscular y la compresión del músculo, al tiempo que permite la necesaria precisión de movimientos.

Por otra parte, la aparición de una amplia oferta de membranas impermeables elásticas está transformando el diseño de las prendas de montaña y de invierno.

Otra de las claves en el rendimiento deportivo es el control de la humedad: la capacidad de las prendas para eliminar la humedad de la piel y dispersarla a través del tejido hacia su superficie exterior. La condensación del vapor de agua liberado por el cuerpo molesta al deportista, pudiendo disminuir su rendimiento físico ya que el agua enfría los músculos.

Con la continua investigación de consumo e identificación de tendencias, se consigue que atletas, gimnastas y deportistas en general expresan su actitud personal y el estilo que buscan, desde la última moda orientada a las prendas deportivas informales con detalles urbanos o deportivos, hasta altos

conceptos funcionales y de rendimiento ligados a los deportes extremos con innovaciones de alta tecnología.

En pocas palabras, la aplicación de la tecnología en el deporte avanza con rapidez, y día tras día surgen más novedades que revolucionan la forma de practicar las distintas disciplinas y de medir el rendimiento de los jugadores, además de estudiar sus errores. Ahora las pistas, canchas y piscinas se han llenado de computadoras, cámaras digitales y máquinas que leen hasta los pensamientos.

5.2. Tendencias para la mejora del rendimiento

Los nuevos desarrollos de tejidos para prendas que mejoren el rendimiento de los deportistas se basan en:

- Aparición de nuevas fibras con modificaciones de su sección transversal (huecas, acanaladas, etc.) o de su estructura química (por aplicación de la nanotecnología) combinando propiedades diversas en un mismo material.
- Hilos a base de las fibras anteriores o mezcla con fibras más convencionales, para conseguir efectos de transporte de humedad por capilaridad y fácil secado.
- Estructuras de tejido de calada o de punto miméticas, a dos caras, dobles telas, etc., para lograr efectos de mejora del deslizamiento o adherencia, protección contra el frío, transporte de la humedad, etc.
- Aplicación de láminas transpirables e impermeables en prendas para deportes de alpinismo, montaña, esquí, etc.
- Nace una nueva disciplina de conocimiento e investigación denominada Textiles inteligentes y funcionales que, aplicada al deporte, va a suponer en los próximos años un salto cualitativo y muy significativo en lo referente a mejora del rendimiento.

PUNTO CLAVE

Los textiles inteligentes se pueden definir como textiles que pueden detectar y reaccionar frente a determinadas situaciones, como condiciones medioambientales o frente a estímulos mecánicos, térmicos, químicos, fuentes eléctricas o magnéticas.

En estos momentos, nuestra vida cotidiana, ya se encuentra regulada significativamente por dispositivos inteligentes y muchos de estos dispositivos están integrados en prendas textiles, como por ejemplo prendas deportivas que conservan el calor en ambientes fríos o frescos en ambientes caldeados.

En cuanto a los textiles funcionales, son aquellos que no sólo desempeñan las tareas propias de los artículos textiles convencionales, sino que además, ejercen otros cometidos, otras “funciones”, no inherentes a su naturaleza textil. Ejemplo de esto son los tejidos bioactivos o con materiales *PCM* (*materiales de cambio de fase*).

La importancia de tales desarrollos, inicialmente pensados para los deportistas de elite, es la progresiva generalización a todo tipo de usuarios, no sólo deportistas, lo que supone un gran abanico de mercado que alcanza hasta la indumentaria de tiempo libre.

5.3. Nuevos desarrollos y tecnologías

Ropa deportiva ionizada. Aumenta el rendimiento y disminuye el tiempo de recuperación.

Canterbury of New Zealand ha revolucionado el mercado de ropa técnica deportiva con el lanzamiento de *IonX™*, una gama de prendas de alto rendimiento diseñadas para aumentar la competitividad de los deportistas. Esta ropa deportiva especializada utiliza el tejido de última generación *Ionised Energy Fabrics™*, que ioniza al cuerpo mediante un campo electromagnético de carga negativa. Este proceso facilita el suministro de oxígeno a los músculos desde la sangre, lo cual a su vez aumenta el rendimiento medio en un 2,7% y acelera la recuperación muscular.

En contacto con la piel, los tejidos *Ionised Energy Fabrics™* ofrecen dos ventajas fundamentales: mayor rendimiento durante la actividad y un período de recuperación más corto.

PUNTO CLAVE

El aumento del rendimiento se produce gracias al mayor flujo de sangre oxigenada por el cuerpo, lo cual genera más energía en los músculos. Esto ayuda a incrementar

la potencia media del deportista y a la vez mejorar la velocidad y la fuerza.

La mayor tasa de transferencia de oxígeno desde la sangre hasta los músculos también beneficia al sistema de energía anaeróbica del cuerpo, al eliminar residuos como el ácido láctico de forma más eficaz. La rápida recuperación permite reanudar antes los períodos de entrenamiento o competición.

Nike® Sphere react. Administra tu confort térmico, manteniéndote frío si tú tienes calor, y caliente si tú tienes demasiado frío. También te mantiene seco.

“Skins”. Prendas compresivas que están diseñadas para mejorar el rendimiento en cualquier prueba atlética. Estas “Skins” se ajustan perfectamente al cuerpo, y con su tecnología de gradiente de compresión, comprimen los músculos en determinadas áreas y reducen el incremento del ácido láctico, disminuyendo la fatiga, mejorando el rendimiento, manteniendo el frescor y el secado, y reduciendo el tiempo de recuperación. Todas estas afirmaciones están respaldadas por investigaciones científicas.

Eliminar el sudor no sólo es bueno para no irritar la piel, sino que el mismo proceso en sí de eliminación de la humedad produce un efecto refrescante, de enfriamiento por evaporación, evitando al deportista un sobrecalentamiento.

Una prenda idónea para deportista de alto rendimiento está compuesta por dos capas de género de punto íntimamente unidas, la interior en *Coolmax* y la exterior en *Tencel*.

- *Coolmax* dispersa la humedad a causa de su acción capilar única, y mantiene el tejido estable, para una máxima ventilación, asegurando que el aire circule.
- Por su parte, cuando *Tencel* entra en contacto con vapor o agua líquida, su estructura nanofibrilar se adapta abriendo innumerables huecos, zonas amorfas y capilares entre los nanofibrilos cristalinos, por los que es absorbida el agua. La entalpía (magnitud termodinámica de un cuerpo, igual a la suma de su energía interna más el producto de su volumen por la presión exterior) del *Tencel* actúa como un “*thermalbuffer*” (amortiguador de temperatura) natural, excelente para el equilibrio térmico del deportista.

En la *natación de competición*, el equipamiento es casi tan esencial como una buena preparación. Una buena visión subacuática es especialmente importante, por lo que se necesitan unas gafas herméticas y resistentes a los arañazos. Aunque las gafas están disponibles en una gran variedad de materiales, las mejores son aquellas que combinan unas lentes de alta calidad con un sellado de silicona que evita la entrada de agua, son hipoalergénicas y mantienen los ojos protegidos de cloro y la contaminación del agua, siendo más fáciles de limpiar.

Los gorros de natación para reducir el rozamiento con el agua están disponibles en compuestos de látex y silicona. Los de silicona se han convertido en los más populares durante los últimos años debido a su mayor durabilidad, superficie hipoalergénica y comodidad en comparación con los gorros de látex. Para los triatletas, los gorros de natación de silicona son más fáciles de poner evitando las arrugas para conseguir una mejor hidrodinámica. Los tapones para los oídos y los clips nasales de silicona son un remedio barato y eficaz para evitar que el agua entre en el oído o la nariz durante la estancia en el agua, permitiendo además a los triatletas hacer una rápida transición de un evento a otro.

5.3.1. Tecnología ciclista e hidratación

Los compuestos y materiales avanzados permiten reducir el peso del marco de la bicicleta mientras que aumentan la resistencia y la intensidad de los impactos. Nuevos diseños de cascos, trajes de competición y los radios de las ruedas reducen el rozamiento con el aire, aumentando la velocidad, y permiten a los deportistas mantener la eficacia.

Para aprovechar al máximo estas ventajas, una hidratación adecuada es fundamental. La más mínima deshidratación puede disminuir significativamente el rendimiento de un triatleta. Las nuevas hidromochilas permiten a los ciclistas beber el agua que transportan en sus espaldas. Una innovadora válvula de silicona de una sola pieza permite a los ciclistas beber con un simple movimiento de mandíbula de forma que puedan mantener su velocidad sin tener que realizar los tradicionales malabarismos con la botella de agua ([figura 5](#)).

5.3.2. Carrera a pie y zapatillas

La adecuada elección del calzado es fundamental para los corredores, pero pocos podrán ser conscientes del papel que desempeña la silicona como pieza más importante de una zapatilla para su correcto funcionamiento.

De gran duración, nula toxicidad y posibilidades de lavado, la silicona utilizada en las zapatillas ayuda a reducir el impacto en la zona tibial y en los músculos de las pantorrillas cuando se corre sobre superficies duras como las carreteras. En estas situaciones, la silicona demuestra su resistencia frente a otros productos gracias a su capacidad de duración y flexibilidad para absorber la dureza del impacto.



Figura 5. Mochila

Todos estos ejemplos ilustran lo importante que son los nuevos materiales aplicados al rendimiento deportivo en todas las disciplinas.

Algunos ejemplos de futuros conceptos y desarrollos de *INVISTA*TM, uno de los mayores productores de fibras en el mundo, para la mejora del rendimiento son:

- Mezclas de *Lycra*® con *Tactel*®, *Coolmax*®, *Supplex*® y *Cordura*®,

para una mayor comodidad en el movimiento, adaptabilidad perfecta y una duradera retención de la forma en esquí, moda de *fitness*, exterior y para prendas de deportes de aventura.

- *Black Lycra*®, la última innovación que hace posible que diseñadores y fabricantes desarrollen y ofrezcan tanto un color permanente en prendas oscuras como novedades de construcción de tejido, siempre con gran adaptabilidad y confort.
- *Easy Set Lycra*® aporta ligero y suave tacto algodónoso de invierno y elasticidad con confort.
- Prendas *Lycra*® *Power*TM para prendas de baño deportivo, fútbol o atletismo que proporcionan una adaptada segunda piel y una gentil compresión del músculo. Con ello se consigue aumentar el rendimiento gracias al descenso de la oscilación de los músculos, mejorando la precisión y la eficacia del movimiento e incrementando así la percepción del cuerpo.
- *Supplex*® con su estética algodónosa y el suave tacto sienta bien a la piel. Proporciona un aspecto natural combinado con las ventajas de alta tecnología de las fibras artificiales, según la demanda del consumidor de prendas de gimnasia y yoga, camisetas, pantalones y chaquetas.
- Resistentes tejidos de *Cordura*® con el confort añadido de *Lycra*®. Mezclas de *Cordura*® y algodón que proporcionan excepcional durabilidad y resistencia a la abrasión con un plus de ligereza. Mezclas de *Cordura*® *Natural* con *Lycra*® combinan fuerza y movilidad con un aspecto mate y algodónoso en tejidos para prendas deportivas y de exterior.
- *Tactel*® crea efectos brillantes, iridiscentes y multicolor en prendas de ejercicio y ocio, con un alto acercamiento a la moda y a la costura en el deporte.
- La familia *Coolmax*® de fibras, con propiedades de administración de la humedad para específicas e individuales demandas, garantizan al consumidor la sensación de permanecer tranquilo, fresco y seco en cualquier situación:
 - *Coolmax*® *Extreme* para prendas de competición y actividades extremas, como el triatlón, footing o ciclismo.
 - *Coolmax*® *Active* para deportes de ocio como las caminatas, incluso por

la nieve, esquí, deportes de exterior, prendas de gimnasia o golf.

- *Coolmax® Everyday* para un elevado confort en prendas deportivas informales.

BIBLIOGRAFÍA

AITEX. Instituto Tecnológico Textil (2004). *Tejidos para optimizar el rendimiento de los deportistas*.

Cebollada, A. (2001) *Análisis de ropa técnica*.

Fan, J., Tsang, H.W.K. (2008). Effect of clothing thermal properties on the thermal comfort sensation during active sports. *Textile Research Journal* 78(2), 111-118

Revista Día Siete (2007) nº 360, 60-67. *El deporte se viste de color*.

Sánchez, J.R. (2004) *El confort en la vestimenta: Aspectos generales*. Congreso APLIMATEC 2004

Shishoo, R. (2005) *Textiles in sport*. Woodhead Publishing Limited, CRC Press and The Textile Institute.

Yang, K., Li Jiao, M., Chen, Y., Li, J., Zhang, W. (2008) Analysis and prediction of the dynamic heat-moisture comfort property of fabric. *Fibres & Textiles in Eastern Europe* 16-3 (68) 51-55

Yeşilpınar, S., Keçeci, O. (2003) *Fibres using in sportswear and the features of clothing comfort*. Dokuz Eylül University, İzmir, Turquía

PARA SABER MÁS

www.aitex.es

www.advansa.com

www.outlast.com

www.docupress-web.com/techno_expres

www.dowcorning.com

www.dupont.com

www.invista.com

www.teijin.co.jp/english

EL CALZADO DEPORTIVO

Dr. Morey, G.¹ y Dra. Mademli, L.²

16

1. INESCOP. Laboratorio de análisis funcional del calzado
2. Department of Physical Education and Sport Science at Serres Aristotle (University of Thessaloniki)

RESUMEN

El calzado deportivo es el complemento que en mayor medida nos relaciona con nuestro medio. Es la interfaz entre pie y suelo, y condiciona nuestra interacción con el mismo. El calzado puede pues, en principio, jugar un papel importante tanto en el rendimiento deportivo como en la prevención de lesiones. Los fabricantes de calzado deportivo, muchas veces a través de los deportistas que tienen en su panel de probadores, han ido incrementando su conocimiento respecto a cómo debe ser o qué debe hacer una zapatilla específica para cada caso.

Este capítulo trata primero los conceptos de funcionalidad y especificidad del calzado. Luego expone y discute las distintas características funcionales del calzado deportivo. Los distintos conceptos y las soluciones aportadas por la industria son explicados y analizados críticamente.

1. INTRODUCCIÓN

Hay dos preguntas clave que nos van a permitir la elección o diseño de una zapatilla adecuada: 1) para qué es la zapatilla y 2) para quién es la zapatilla.

La función (el “para qué”) va a determinar una serie de características que la zapatilla debería cumplir. Es evidente que la zapatilla para senderismo va a diferenciarse de la zapatilla para correr una maratón o de la zapatilla de tenis en pista sintética, y ésta incluso de la zapatilla de tenis para tierra batida. El

usuario (el “para quién”) también juega un papel importante. Dejando de lado la talla, que evidentemente debe ser la adecuada para cada usuario, la forma del pie es determinante. La zapatilla deberá ajustarse a esa forma, o lo que es lo mismo, debe tener un buen calce. También el peso del usuario es un factor a tener en cuenta, al igual que lo es su forma particular de caminar, correr o realizar su gesto deportivo concreto. El “para qué” y el “para quién” a menudo se mezclan; así pues, no serán iguales las necesidades de un futbolista profesional que las de un amateur (ver apartado 3.7).

PUNTO CLAVE

El potencial del calzado es limitado y el *marketing* de las grandes empresas, en su dura competencia por el mercado, crea mitos y pseudoconocimiento que no siempre se corresponden con la realidad y cuya confirmación científica, en la mayoría de los casos, aún está pendiente. No existe “la mejor zapatilla”, ni tan siquiera existe “la mejor zapatilla para correr”, porque no existe una zapatilla universal que cumpla todas las funciones y se adapte a todos los usuarios.

1.1. ¿Qué debe hacer el calzado deportivo? Función y especificidad

De entrada parece evidente que el calzado deportivo debe intentar mejorar el rendimiento y disminuir el riesgo de lesión. Este binomio rendimiento / riesgo de lesión es a menudo contradictorio. En esos casos, la solución pasa por encontrar un compromiso aceptable. Todo esto, dicho así, parece bastante sencillo, sin embargo no proporciona solución alguna; simplemente nos encamina hacia ella. Para el diseño funcional de un buen calzado deportivo, deberemos preguntarnos:

- ¿Qué queremos hacer con él?
- ¿Cómo puede el calzado favorecer el rendimiento en esa actividad?
- ¿Cómo puede el calzado disminuir el riesgo de lesión en esa actividad?

Llegados a este punto, debería haber quedado claro que cada función (combinación de actividad deportiva a realizar, entorno donde se realiza y características del usuario) requiere una solución específica que será válida

para ese caso y no necesariamente para otros aunque puedan ser parecidos.

Actualmente el calzado personalizado es aún un arte más que una ciencia y en buena medida se basa todavía en el ensayo y error. A pesar de que una de las principales tendencias en el desarrollo tecnológico del sector del calzado es la personalización en serie, a día de hoy aún no existe. Hay problemas tanto técnicos (la técnica actual no es viable económicamente), como de conocimiento (aún nos falta conocimiento al respecto de qué información objetiva acerca de la actividad y el usuario se transforman en qué requisitos del zapato). Sin embargo, los avances en esta dirección son continuos y quizás en la próxima década la población general pueda ya beneficiarse de los resultados.

La especificidad hace referencia tanto al uso que se quiere dar a la zapatilla como a la condición del usuario. Para aquellos lectores familiarizados con el entrenamiento, sirva recordar el “síndrome general de adaptación”, descrito por primera vez por Selye y por ello también conocido como “Ley de Selye”. Básicamente esta ley expresa que un estímulo insuficiente provoca la atrofia del órgano, un estímulo suficiente lo mantiene, un estímulo adecuado, algo superior al anterior, provoca adaptación, mientras que un estímulo excesivo provoca lesión. Esto es válido también para el calzado deportivo. Un calzado demasiado protector, utilizado de forma cotidiana, puede provocar la atrofia de las estructuras protegidas, debilitándolas. Realizar una actividad intensa con un calzado poco protector puede exceder los límites del sistema musculoesquelético y provocar una lesión. Un mismo calzado, para una misma actividad, puede resultar demasiado protector para un sujeto y adecuado o insuficiente para otro, en función del grado de adaptación o entrenamiento, no sólo del sujeto en sí, sino particularmente de sus pies.

PUNTO CLAVE

Un calzado demasiado protector, utilizado de forma cotidiana, puede provocar la atrofia de las estructuras protegidas, debilitándolas. Realizar una actividad intensa con un calzado poco protector puede exceder los límites del sistema musculoesquelético y provocar una lesión.

2. CONCEPTOS Y CRITERIOS

Para facilitar la lectura, en este punto se aclara el vocabulario específico del calzado deportivo que se utilizará a lo largo de este capítulo. Este pequeño glosario no pretende ser exhaustivo y se centra principalmente en los componentes con mayor repercusión biomecánica.

Por una parte se distinguen a *grosso modo* corte y suela (más correcto sería piso que suela, pero fuera del ámbito de la industria del calzado apenas se utiliza este término). De manera simplificada, aquello que queda por debajo del pie forma parte de la suela, mientras que lo que queda por encima formaría parte del corte. De todos modos, en las zapatillas deportivas actuales existen partes específicas que no encajan del todo en esta definición. Tanto en el corte como en la suela pueden distinguirse varias partes diferenciadas (figura 1).

Contrafuerte. Elemento semicircular que abraza la parte trasera y lateral del talón. Es de material semirrígido y su función es la de sujetar el talón. En algunos casos, además del contrafuerte de talón existe también un contrafuerte externo, de menor altura y en general más rígido que confiere estabilidad adicional a la unión del talón con la suela. Cuando la cazoleta formada por el contrafuerte se adapta bien al talón, evita que el acolchado graso natural del mismo, al ser comprimido, se expanda hacia los laterales, incrementando así su función amortiguadora.

Corte. Conjunto de materiales que conforman la parte superior del zapato. Habitualmente se distinguen corte y forro, haciendo el primero referencia a la cara externa y el segundo a la cara interna del zapato.

Empeine. Ver Corte.

Entresuela. Parte de la suela que se halla entre la plantilla y el patín. Generalmente es de un material espumado y su función es la de aislar el pie de la influencia mecánica del suelo, y proporcionar acolchado y amortiguación. Además es uno de los elementos de la suela que más determinan el comportamiento de la misma. Puede contener elementos de distintas densidades o estar conformada con geometrías especiales para favorecer la flexibilidad en zonas determinadas.

Lengüeta. Parte del zapato que cubre el dorso del pie. Dado que los huesos del dorso están directamente debajo de la piel, un mal ajuste en esta zona, es fácil que resulte en un punto de presión y/o roce. La misión de la lengüeta es asegurar un buen ajuste del zapato a la parte dorsal del pie.

Patín. Parte de la suela que está en contacto con el suelo. Su misión principal es la de garantizar una fricción (tracción, agarre y resistencia a la rotación) adecuada. Para asegurar la durabilidad de la suela, el patín debe ser de material resistente a la abrasión.

Plantilla. Es la parte del zapato que está en contacto directo con la planta del pie. Es en buena medida responsable de la distribución de presiones plantares y de la percepción de confort.

Puntera. Zona delantera del corte que acoge los dedos del pie. En algunas zapatillas, como las de fútbol o las de montaña, la puntera es reforzada. En las zapatillas deportivas este refuerzo es más bien para proteger la zapatilla que el pie. El refuerzo también puede contribuir a una mejor estabilidad. Cuando no sea necesario un refuerzo en esta zona, la puntera debería ser flexible y algo holgada, pues la zona de los dedos es muy móvil y propensa a roces.

Suela. Es la parte del zapato sobre la que descansa el pie. La suela básicamente se compone de plantilla, entresuela y patín. En ocasiones también se utiliza el término suela para referirse sólo a su parte más inferior, el patín.



Figura 1. Partes de una zapatilla deportiva básica.

2.1. Calce

El calce expresa la bondad del ajuste del zapato a nuestro pie. El primer criterio para el calce es la talla, que en general hace referencia sólo a la longitud de la zapatilla.

PUNTO CLAVE

En general, existe un sólo ancho por talla para cada modelo de zapatilla; sin embargo, la morfología de los pies de una misma longitud puede ser muy distinta. Tanto es así que muchos deportistas no escogen su calzado en función de la marca o de la tecnología que presentan las zapatillas, sino en función de la forma de las hormas que utiliza esa marca. Así pues, deportistas con pies estrechos suelen decantarse más por unas marcas, y otros de pies más anchos, por otras.

La horma perfecta no tendrá la misma forma del pie, pero es evidente que su diseño depende principalmente de la morfología del mismo. El pie es una estructura altamente dinámica y deformable. La horma deberá ajustarse no sólo al pie, sino también tendrá en cuenta el tipo de materiales a utilizar, sobre todo su flexibilidad o rigidez e incluso la función del calzado. En algunas zonas la horma deberá ser más holgada, como por ejemplo en la puntera, en otras algo más estrecha para dar sujeción, como en la zona de empeine y en otras deberá ajustar bien, como en el caso del talón, que no debe comprimirse, pero tiene que estar bien fijado a la zapatilla.

La misión del calce es pues fijar bien la zapatilla al pie; tanto en carga como en descarga deberá asegurar la solidaridad entre pie y plantilla/suela. El sistema de fijación de la zapatilla al pie juega también un papel importante. Los sistemas de acordado son los que mayores posibilidades de ajuste permiten. De este modo se logra un ajuste más personalizado. El calce debe evitar además puntos de presión y zonas de roce.

Aunque la misión del calce antes descrita es, en general, válida para casi cualquier zapatilla, en algunos casos la función puede ser más importante que el calce. Así pues es sabido que las zapatillas de escalada (pies de gato) suelen ser algo más pequeñas que el pie y lo comprimen bastante. Eso es así porque al escalar se requiere un pie más bien rígido, pues los pequeños músculos intrínsecos del pie son completamente insuficientes para soportar nuestro peso apoyado sólo en unos milímetros de la puntera, o en uno de los laterales. Por otra parte, la zapatilla no puede ser rígida porque eso nos privaría de la sensación de la roca, que es esencial. Así pues, la solución que se ha impuesto ha sido estrechar la zapatilla. Con ello logramos que el pie se comporte como una estructura casi rígida a la vez que permite sentir el apoyo o agarre de la zapatilla en la roca. Sirva este ejemplo para subrayar la extrema

importancia de la especificidad y la imposibilidad de crear una zapatilla “universal”.

2.2. Flexibilidad

La flexibilidad puede hacer referencia tanto al corte (parte superior de la zapatilla) como a la suela. En el caso del corte, un material flexible en principio aumenta el rango de calzabilidad del modelo, ya que reduce las posibles zonas de presión o roce. Hoy en día, muchas zapatillas deportivas se construyen con cortes muy flexibles, reforzados en zonas determinadas. Un corte demasiado flexible puede comprometer la solidaridad entre pie y suela, que es una de las funciones principales del calzado deportivo. Por ello, las zapatillas para deportes en los que son frecuentes los cambios de dirección y/o velocidad bruscos (fútbol, balonmano, tenis, etc.) tienen cortes menos flexibles que garanticen esta solidaridad pie/suela.

En cuanto a la biomecánica, la suela es seguramente el elemento de la zapatilla que más va a influir en la interacción entre usuario y suelo. Más adelante en este capítulo también se hablará de la suela y de las características que pueden estar relacionados con la flexibilidad de la misma. En este punto se hace referencia a la flexibilidad como resistencia de la suela a ser doblada.

PUNTO CLAVE

El pie es una estructura compleja que en las fases iniciales del paso, cuando acepta la carga, muestra una flexibilidad considerable, permitiendo así una mejor adaptación al suelo. Instantes más tarde, durante la impulsión, el pie se hace más rígido, ofreciendo un brazo de palanca mayor y de este modo un recorrido de impulsión mayor.

Al igual que el pie, flexible durante las fases iniciales del paso, una suela flexible por lo general permitirá una mejor adaptación al suelo y una mayor seguridad en la pisada. Sin embargo, la suela flexible también deja al pie hacer todo el trabajo. Durante la impulsión aparecen fuerzas de magnitud considerable que tienden a abrir (aplanar) el arco plantar. El tibial posterior, una parte de la musculatura intrínseca del pie y la fascia plantar son los

principales oponentes a este aplanado del pie. En un pie laxo, débil o cuando la carga prevista sea muy elevada, sea por intensidad o por duración, es recomendable que la suela sea algo menos flexible, para aliviar al pie. Por otra parte, para entrenar el pie y mantenerlo saludable, es recomendable que la suela sea lo más flexible posible, siempre que con ello no sobrecarguemos el pie. El esprín es un claro ejemplo en el cual las fuerzas que tienden a abrir el pie superan la capacidad de nuestros pies. Si bien ello no significa necesariamente que nos lesione el pie, sí implica una merma importante en el rendimiento. La energía invertida en deformar el pie no podrá utilizarse para impulsar nuestro centro de gravedad en dirección a la meta. Por ello, las suelas de las zapatillas de clavos (*spikes*) son rígidas. De este modo la suela quita trabajo al pie, al mismo tiempo que aumenta el brazo de palanca de la fuerza de reacción con respecto al tobillo y ofrece a la musculatura flexora plantar y extensora de la pierna una relación de transmisión mayor (más avance por unidad de acortamiento). Ello requiere una fuerza mayor, pero también permite alcanzar una mayor velocidad de traslación, que es el objetivo del esprín ([figura 2](#)).

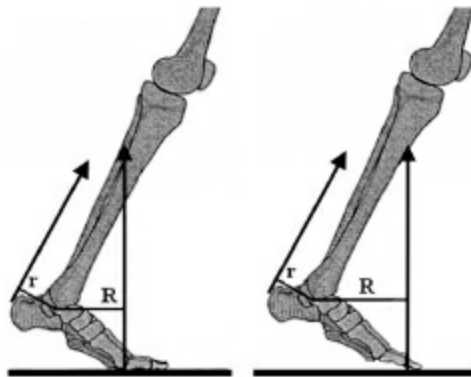


Figura 2. Una suela rígida incrementa la relación de transmisión (R/r) gracias a que aumenta el brazo de palanca de la fuerza de reacción del suelo con respecto al tobillo.

2.3. Tracción/resbalamiento: fricción

La magnitud física que determina la tracción o el resbalamiento es el coeficiente de fricción. Este coeficiente corresponde al cociente entre la fuerza paralela a la superficie y en sentido contrario el resbalamiento y la fuerza normal (perpendicular a la superficie), cuando hay resbalamiento. Existen dos magnitudes de fricción: la fricción estática, que corresponde al máximo del cociente entre fuerza normal y fuerza tangencial que se produce

en el instante de iniciarse el resbalamiento, y la fricción dinámica, que corresponde al mismo cociente durante el resbalamiento a velocidad constante (figura 3). La tracción de una zapatilla depende tanto de la suela como del suelo. También depende de la geometría de ambos, y dado que ésta no es regular, también de la dirección del resbalamiento. Es importante no sólo que el valor del coeficiente de fricción sea adecuado, sino también que sea lo más constante posible. Nuestro sistema nervioso se adapta al comportamiento de la zapatilla; un cambio repentino en la fricción (por ejemplo al pisar una línea de demarcación del campo) sorprenderá a nuestro sistema nervioso, que no podrá reaccionar de la forma adecuada.

PUNTO CLAVE

La tracción es una de las características en las que la dualidad rendimiento / riesgo de lesión se hace más patente. La mayoría de los deportes requieren una tracción alta para así asegurar una buena aceleración y en su caso también cambios de dirección y de ritmo rápidos. Sin embargo una tracción muy elevada también supone una elevada carga para nuestros músculos, tendones, ligamentos y huesos.

Al final es preferible patinar un poco a torcerse el tobillo. Sin embargo es importante que ese patinado sea controlado, de lo contrario estamos incrementando el riesgo de lesión por otra vía. Un buen ejemplo de patinado o deslizamiento controlado es el tenis sobre tierra batida. La zapatilla de tenis para tierra batida debe proporcionar una buena tracción en carrera y un deslizamiento controlado hacia delante y en diagonal. Ello se logra con un perfil de suela de cantos vivos por la parte trasera y romos por la parte delantera. Además, la suela de las zapatillas para tierra batida es menos flexible que aquella destinada a otras superficies. De esta forma se consigue un deslizamiento más controlado, pues una suela flexible provocaría prominencias de la suela que podrían alterar el deslizamiento.

Otro binomio en el que debe encontrarse un compromiso aceptable es la deseable alta fricción longitudinal combinada con una baja fricción rotacional. Para acelerar, frenar o cambiar de dirección rápidamente, es necesaria una tracción elevada; sin embargo, en muchos deportes el pivotar sobre los pies es un movimiento habitual. En este movimiento la resistencia a la rotación deberá ser mucho más baja que la tracción. Quizás el mecanismo

más clásico de la lesión de los ligamentos cruzados de la rodilla es el del pie que se queda fijado al suelo, debido a una excesiva resistencia a la rotación entre zapatilla y suelo, mientras el fémur rota en el plano transversal sobre la tibia. El ejemplo más evidente lo tenemos en las botas de fútbol. Tal como cabe esperar, la tracción y la resistencia a la rotación son en general directamente proporcionales (figura 4). Valga como ejemplo simple el hecho de que cuanto más largos sean los tacos de las botas y más se claven en el suelo, mejor tracción proporcionarán, pero al mismo tiempo también será mayor la resistencia a la tracción. Los esfuerzos del diseñador / biomecánico dedicado a este problema se centran en lograr una tracción lineal elevada y al mismo tiempo conseguir que la resistencia a la rotación no sea excesiva.



Figura 3. Representación de una curva típica para la determinación de los coeficientes de fricción estático y dinámico. Para el ensayo se aplica una fuerza normal (vertical) constante, a la vez que la superficie o el zapato se deslizan a velocidad constante. Hasta el instante de iniciarse el resbalamiento, la fuerza tangencial va aumentando progresivamente y a partir de ahí cae y pasa a ser más o menos constante durante el resbalamiento. El coeficiente de rozamiento o fricción es el cociente entre la fuerza tangencial y la fuerza normal. Para el coeficiente de rozamiento estático se toma la fuerza tangencial máxima alcanzada. Para el coeficiente de rozamiento dinámico se toma la fuerza tangencial dinámica (durante el resbalamiento).

2.4. Amortiguación

La amortiguación del calzado (*cushioning*) tiene por objetivo principal la reducción de las fuerzas de impacto (pico de fuerza generada en la colisión del talón con el suelo en la toma de contacto al correr).

PUNTO CLAVE

Se ha postulado que las fuerzas de impacto podrían estar relacionadas con lesiones como osteoartritis, fracturas de estrés o irritaciones del tendón de Aquiles. Sin embargo, la evidencia experimental que relaciona la magnitud del impacto con la incidencia de lesiones es nula.

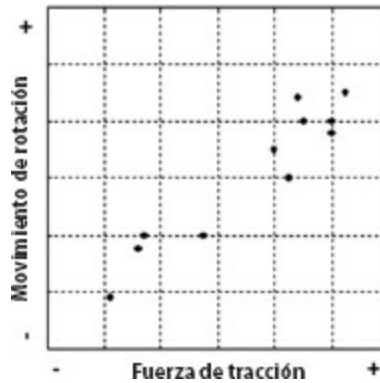


Figura 4. Representación de la relación entre tracción y resistencia a la rotación. Los puntos representan distintos modelos de zapatilla (p. ej., botas de fútbol). A igual valor de tracción, escogeremos siempre las que tengan menor momento de rotación. A menor nivel de juego, más podremos renunciar a una tracción elevada a favor de un menor momento de rotación, que protegerá nuestras rodillas.

Estudios epidemiológicos tampoco han logrado relacionar la magnitud o frecuencia de los impactos con la incidencia de osteoartritis o fracturas de estrés. Si bien ello no significa que tal relación no exista, al menos deja patente que no es muy fuerte. Sin embargo sí que se ha comprobado que existe cierta preferencia por un acolchado mayor en términos de confort. Dado que se trata de una percepción subjetiva, tal como cabe esperar, existen también sujetos que prefieren zapatos menos amortiguados. En cualquier caso, aquello percibido como más confortable por lo general es también mejor para nuestro sistema musculoesquelético. El problema podría radicar en que el confort es algo cultural, más que funcional. De hecho, la tendencia actual vuelve a apartarse del acolchado excesivo y se acerca de nuevo a suelas algo más duras, sobre todo en el ámbito del rendimiento deportivo, y vuelve la moda del calzado mínimo y del *barefoot* (caminar o correr descalzos). Uno de los motivos puede ser que en general una mayor amortiguación se asocia también a una mayor inestabilidad.

Existen multitud de sistemas para incrementar la amortiguación. Las entresuelas, en la actualidad generalmente de EVA (etilen vinil acetato), ya de por sí tienen un efecto amortiguador considerable. Aun así, es usual que las zapatillas, sobre todo las destinadas a la carrera, tengan además cámaras

de aire, acolchados de gel u otros dispositivos para incrementar la amortiguación en determinadas zonas. Estos sistemas suelen hallarse en el talón, pero también en la zona de las cabezas metatarsianas.

Hasta aquí se ha dejado patente la falta de evidencia científica que confirme la necesidad de una mayor amortiguación. Independientemente de ello, también hay que tener en cuenta que una mayor amortiguación generalmente está ligada a un menor control de movimiento, pues los sistemas de amortiguación son por definición deformables y por tanto poco estables. Además al amortiguar un impacto u otras fuerzas, se disipa energía. Por tanto, los sistemas de amortiguación tenderán a incrementar el coste energético de la deambulación. En cualquier caso tampoco existen evidencias científicas al respecto y no es probable que ese incremento del coste energético debido a la amortiguación tenga una influencia significativa en el rendimiento.

Otro punto a tener en cuenta al hablar de amortiguación es que el potencial amortiguador de una suela no sólo depende de la suela, sino también de la masa del usuario y de su técnica. Un atleta de 90 kg requerirá una suela más rígida que una atleta de 50 kg. Es probable que una suela blanda que resulte confortable en cuanto a amortiguación a una persona ligera (50 kg) sea insuficiente para amortiguar los impactos que genera otra persona de 90 kg. En este último caso puede ocurrir que el material sea excesivamente blando y se agote, es decir, se comprime tanto que llega a chocar con el suelo, produciendo impactos elevados. Por otro lado, una zapatilla que amortigüe bien al atleta de 90 kg resultará demasiado dura al atleta de 50 kg. Hoy por hoy son pocos los fabricantes que tienen en cuenta el peso del atleta a la hora de fabricar sus zapatos. Por lo general, todas las tallas de un mismo modelo tienen suelas de la misma densidad y capacidad amortiguadora.

2.5. Control de movimiento

Corresponde al control de movimiento lo que comercialmente se vende con el nombre inglés de *motion control*. Este concepto se centra básicamente en reducir una pronación excesiva que de hecho puede observarse en muchos deportistas. Aquí, además de la reducción de la pronación, discutiremos algunos otros mecanismos de control de movimiento mediados a través de la zapatilla deportiva.

2.6. Sistemas de torsión

El sistema TORSION® patentado por Adidas® es probablemente la primera tecnología de control de movimiento que tuvo un impacto importante en el diseño del calzado deportivo posterior. Independientemente de si los sistemas que finalmente llegaron al mercado cumplían o no correctamente su función, la idea en la que se basa el sistema TORSION es la de desacoplar antepié y retropié en el eje longitudinal (figura 5). Este concepto surge a partir de datos experimentales que demostraron que cuando se permite al pie explotar su flexibilidad natural a lo largo de su eje longitudinal (torsión), el antepié puede adaptarse al terreno “sin arrastrar” al retropié en su movimiento, reduciendo de este modo la amplitud y velocidad angular de pronosupinación del retropié. La reducción del movimiento de la pronosupinación durante la carrera podría prevenir irritaciones o lesiones por estrés repetitivo y reducir el riesgo de lesión aguda por traumatismo de inversión. En caso de un terreno irregular o una irregularidad puntual, como puede ser pisar el pie de un contrario, el hecho de que el antepié se pueda adaptar al suelo sin arrastrar al retropié en su movimiento puede evitar que el retropié alcance posiciones en las que ya no sea posible estabilizarlo produciéndose un esguince. Una baja resistencia a la torsión es especialmente importante en aquellos deportes en los que el pie realiza apoyos rápidos en orientaciones muy distintas, generalmente sobre el antepié, como ocurre en los cambios de dirección rápidos, fintas, etc. Típicamente encontramos estos movimientos en deportes de sala. El juego de pies, y por tanto la independencia entre antepié y retropié, es muy importante en el tenis de mesa, el badminton, el voleibol, el balonmano, etc.



Figura 5. Esquema de una suela vista desde abajo. Retropié y antepié están desacoplados para reducir la resistencia a la torsión. En el talón y en la zona de las cabezas metatarsianas hay hendiduras (líneas de flexión) que incrementan la flexibilidad en esas zonas.

El principal problema técnico a la hora de diseñar calzado que permita la

torsión, sobre todo cuando es para actividades muy dinámicas, es que, a la vez que debe permitir la torsión del pie, requiere cierta resistencia a la flexión longitudinal en la zona del puente, tanto para favorecer la impulsión como para descargar la musculatura intrínseca del pie que se ve desbordada ante acciones explosivas, como puede ser un cambio de dirección tras la recepción de un salto o un esprín máximo.

2.7. Zonas de flexión en el talón

Hoy en día, la mayoría de las suelas de zapatillas para correr tienen en la zona postero-lateral del talón una o varias líneas de flexión o incluso una estructura del patín o suela independiente (figura 5). En ocasiones, la parte de la entresuela situada por encima de esta sección postero-lateral de la suela es además más blanda que el resto. La mayor deformabilidad de la parte postero-lateral del talón permite reducir el brazo de palanca de la fuerza de reacción del suelo con respecto al tobillo en el instante del impacto de talón con el suelo, tanto en el plano sagital como en el frontal, reduciendo los consiguientes momentos externos y contribuyendo así a la estabilización del tobillo (figura 6).

PUNTO CLAVE

La musculatura flexora de nuestros dedos es insuficiente para contrarrestar el momento extensor (dorsiflexor) de las fuerzas de reacción del suelo que se producen en el esprín. Por consiguiente ceden y al hacerlo absorben energía que no podremos invertir en impulsarnos. La zapatilla rígida ofrece un brazo de palanca mayor y transmite toda la fuerza a los flexores plantares mayores, sin sobrecargar la musculatura intrínseca del pie.

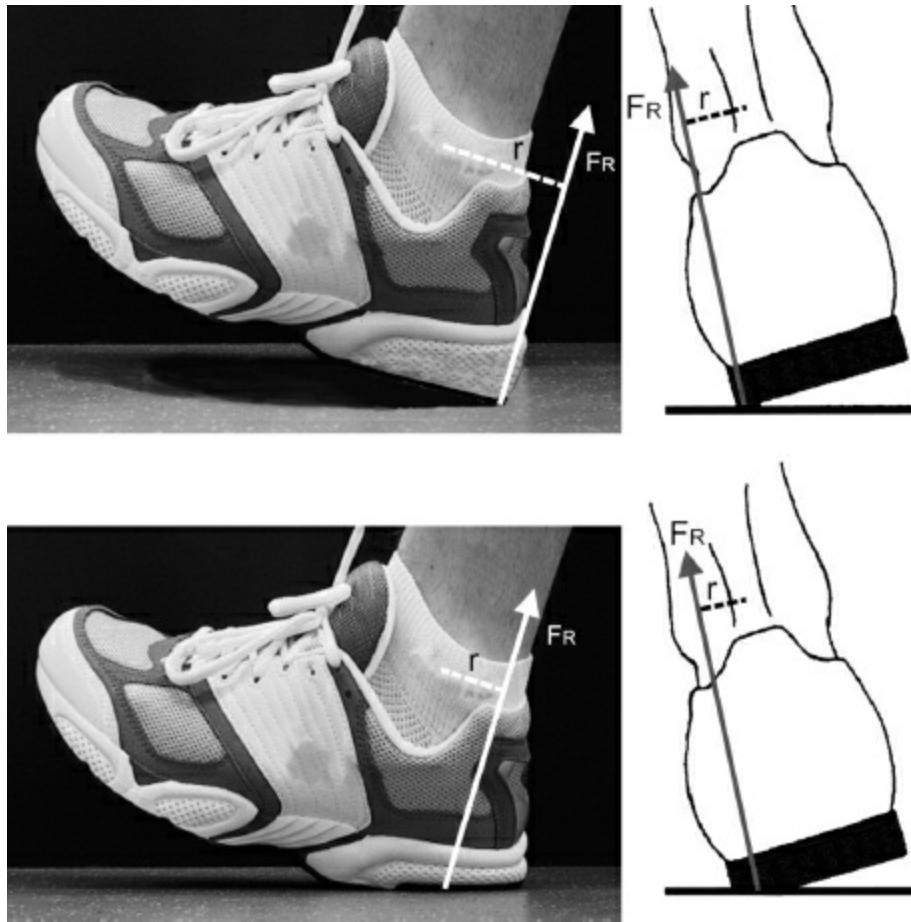


Figura 6. La deformabilidad de la parte postero-lateral del talón permite reducir el brazo de palanca de la fuerza de reacción del suelo con respecto al tobillo tanto en el plano sagital como en el frontal, reduciendo los consiguientes momentos externos y contribuyendo así a la estabilización del tobillo.

2.8. Zonas de flexión en la zona de las cabezas metatarsianas

Los dedos de los pies se articulan con el metatarso de forma que su eje de rotación pasa aproximadamente por el centro de las cabezas metatarsianas. En muchos casos será importante que el zapato flexione también en esa zona, para permitir movernos con mayor naturalidad (figura 5). Sin embargo, en algunos casos, como en las zapatillas de clavos para el esgrín, esa zona es rígida y con razón.

También los zapatos para marchas largas y posiblemente con carga adicional en la mochila tienden a ser más rígidos para evitar la sobrecarga de la musculatura intrínseca del pie y por ende también del sistema

musculoesquelético en su conjunto, pues cuando la musculatura falla, serán las estructuras pasivas las que reciban toda la carga.

También es importante que al flexionar el resto del zapato no se deforme, formando pliegues que podrían causar puntos de presión o rozaduras.

2.9. Suelas de doble densidad y cuñas

La pronación excesiva o hiperpronación es relativamente común (figura 7). Este término hace referencia a un valgo de pie excesivo en la fase de apoyo central. Recordemos que el pie entra en contacto con el suelo en ligera supinación, seguido de una rápida pronación, que se mantiene hasta el inicio de la fase de generación del impulso. En los hiperpronadores esa pronación es excesiva y se mantiene durante más tiempo. Además de un contrafuerte rígido que ayude a mantener el talón solidario con la suela, muchos fabricantes han desarrollado suelas de doble densidad para corredores hiperpronadores. En estas suelas, la entresuela en su zona medial, a menudo desde el talón hasta justo antes de la cabeza del primer metatarsiano, es más rígida (se comprime menos). De este modo la fuerza de reacción en la zona medial se incrementa en relación con la de la zona lateral, corrigiéndose, al menos parcialmente, el exceso de valgo. Otros fabricantes incluso han construido sus suelas con cuñas que sitúan el pie en un ligero varo. El efecto logrado es similar.

Es importante tener en cuenta que esta tecnología está ideada para hiperpronadores. Posiblemente a un corredor normal no le afecte en exceso; sin embargo, en un corredor con tendencia a supinar o con una inestabilidad lateral del tobillo, una suela así podría incrementar el riesgo de lesión.

Como en muchos otros ejemplos, tampoco en este caso existe evidencia científica que confirme la necesidad de reducir la pronación en los hiperpronadores.

PUNTO CLAVE

Probablemente sea lo más sensato no interferir con el patrón de marcha o carrera si no hay síntomas dolorosos o inflamatorios, a pesar de que se observe claramente una pronación considerada excesiva.

2.10. Calzado deportivo, rendimiento y lesiones

¿Puede el calzado deportivo mejorar el rendimiento? Sin duda esta pregunta deber responderse con un sí. Sin embargo es muy probable que la influencia del calzado deportivo sobre el rendimiento sea considerablemente menor de lo que mucha gente cree. Por una parte, es impensable que alguien llegue a participar en un campeonato del mundo en una prueba de velocidad o en una disciplina de salto sin llevar zapatillas de clavos. Por la otra, no hace demasiados años que Zola Budd batió los récords del mundo de 5.000 m (1984) y de 3.000 m en pista cubierta (1986) corriendo descalza. De no haber sido por un desafortunado choque en la final de los 3.000 m en la Olimpiada de Los Ángeles en 1984, posiblemente habría logrado también una medalla olímpica, de nuevo corriendo descalza.



Figura 7. A la izquierda observamos el apoyo de un pronador en carrera. El retropié está valguizado, la parte medial de la suela está muy comprimida y la zapatilla deformada. A la derecha se ve una zapatilla con un sistema antipronación: la suela de densidad dual. La parte medial (oscura) de la entresuela tiene una densidad mayor y es más resistente a la compresión. Obsérvense también los refuerzos en la zona que acoge al talón para que éste quede bien fijado.

Un entrenamiento adecuado es mucho más importante que unos zapatos con la última tecnología. Esto no sólo hace referencia al entrenamiento específico de cada disciplina, sino también a la salud de los pies.

PUNTO CLAVE

Es importante mantener los pies en forma, pues es la mejor manera de protegerlos. Por tanto es válida la máxima de no proteger los pies en situaciones de baja sollicitación (de este modo los estimulamos y reforzamos) y protegerlos con el calzado adecuado cuando sea necesario.

Es recomendable caminar o correr descalzo o con calzado muy flexible, siempre que no sobrecarguemos los pies. También se pueden hacer ejercicios específicos para los pies.

A lo largo del capítulo se han visto distintas características del calzado deportivo, características que en ocasiones pueden ser opuestas en función de la necesidad de cada deporte. Por ello es importante disponer del calzado adecuado para cada actividad. Un error muy común del deportista de tiempo libre es tener “unas” zapatillas de deporte, que suelen ser zapatillas para correr. Se trata de zapatillas cómodas, pues son flexibles, ligeras y sobre todo amortiguan. Pues bien, utilizar estas zapatillas para la popular “pachanga” de baloncesto, voleibol o lo que sea, puede resultar peligroso. Las zapatillas para correr no están construidas para pivotar, y es posible que al intentarlo el pie se quede clavado en el suelo y como consecuencia nos lesionemos el ligamento cruzado anterior de la rodilla. Tampoco están diseñadas para los movimientos laterales. Los cantos laterales suelen ser más o menos vivos y además la suela es en general de mayor grosor para poder amortiguar mejor; eso propicia que la zapatilla se pueda bloquear en un apoyo lateral a la vez que la altura de la suela agrava el riesgo, pues aumenta el brazo de palanca, incrementando el riesgo de traumatismo por inversión, con el consiguiente esguince o rotura de los ligamentos laterales del pie.

Incluso dentro de un mismo deporte, la elección del calzado adecuado es importante. Antes al hablar de la tracción se ha expuesto el compromiso entre tracción y resistencia a la rotación. En este caso la condición o el nivel del usuario puede jugar un rol decisivo en la elección de la zapatilla adecuada.

PUNTO CLAVE

Un futbolista de fin de semana no requiere la misma tracción que el profesional, entre

otras cosas, porque no tiene la potencia muscular suficiente como para generar las mismas aceleraciones. Del mismo modo, es probable que su musculatura, sus ligamentos y sus tendones tampoco tengan la misma calidad y sean más vulnerables. Por tanto será coherente escoger unas zapatillas que le ofrezcan una tracción menor, pero a cambio también una menor resistencia a la rotación, protegiendo así sus rodillas.

Por desgracia, a día de hoy, el comprador no tiene la posibilidad de conocer estos parámetros en el momento de la compra y tendrá que hacer valer la experiencia y la intuición. En la [figura 4](#) queda reflejada la problemática discutida.

BIBLIOGRAFÍA

- Cook, S.D., Brinker, M.R., Mahlon, P. (1990) Running shoes: their relation to running injuries. *Sports Medicine* 10(1): 1-8.
- Nigg, B.M., Segesser, B. (1992) Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24(5): 595-602.
- Nigg, B.M. (1997) Impact forces in running. *Current Opinion in Orthopedics* 8(6): 43-47
- Nigg, B.M. (2010) *Biomechanics of sports shoes*. Ed. University of Calgary. ISBN 0986742104.
- van Mechelen, W. (1992) Running injuries: a review of the epidemiological literature. *Sports Medicine* 14(5): 320-335.

PARA SABER MÁS

En los otros dos capítulos de este libro que hemos redactado, hemos recomendado el uso de Internet. En este caso Internet sigue siendo una fuente valiosa; sin embargo, hay dos factores que contaminan esa fuente y por ello pedimos precaución al utilizarla. El primer factor es que el *marketing* determina mucho más que el conocimiento las nuevas tendencias y las tecnologías del calzado deportivo. El segundo factor es genérico en Internet y es que todo el mundo opina, y muchos de los que lo hacen se basan en los mitos creados por la industria o bien en suposiciones sin fundamento. Dado que la zapatilla deportiva es un artículo de masas, nos podemos encontrar con

muchas de estas opiniones.

PARTE IV

**INVESTIGACIÓN EN
BIOMECÁNICA**

METODOLOGÍA DE INVESTIGACIÓN

17

Dr. Guzmán, J.F.

Departamento de Educación Física y Deportiva.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte
(Universitat de València)

RESUMEN

En este tema presentamos las principales nociones acerca de la metodología de investigación aplicada a la biomecánica. Comenzamos indicando las características del conocimiento científico, diferenciándolo de otros tipos de conocimiento humano. Definimos el método científico como un procedimiento marco a seguir para obtener este tipo de conocimiento. Exponemos la sucesión de fases que constituyen este procedimiento y conceptualizamos las metodologías o métodos de investigación como expresiones concretas de éste. Analizamos las aplicaciones de las metodologías experimental, selectiva y observacional al contexto de la biomecánica. La primera se caracteriza por la aplicación de un tratamiento experimental, que permite estudiar las relaciones causales entre las variables de estudio. La segunda estudia los fenómenos sin intervención manipulativa de las variables, lo que permite contrastar las relaciones entre éstas sin establecer relaciones causales. La tercera realiza un análisis descriptivo de la conducta en situación natural. La observación constituye además una herramienta de medida que puede ser utilizada en los tres tipos de metodología de investigación.

Dentro de la metodología experimental, en primer lugar analizamos los medios de control experimental y después las amenazas a la validez experimental. Terminamos la exposición analizando diferentes diseños de investigación. Distinguimos entre los diseños intersujetos, los intrasujetos, los mixtos, los de caso único y los cuasi-experimentales.

En la metodología selectiva analizamos los diseños Ex - Post - Facto retrospectivos y prospectivos. En cuanto a la metodología observacional, indicamos los tipos de diseño en función del objetivo de análisis, del tiempo y del análisis de datos.

1. EL CONOCIMIENTO CIENTÍFICO: EL MÉTODO CIENTÍFICO

1.1. El conocimiento científico

Desde el origen del hombre, éste ha intentado conocer lo que ocurre en la naturaleza. Para ello ha utilizado diferentes estrategias que han generado fundamentalmente tres tipos de conocimiento: el común, el filosófico y el científico.

El conocimiento común o conocimiento del “hombre de la calle” está constituido por las informaciones sobre contenidos diversos que todas las personas tenemos por el hecho de pertenecer a una sociedad o cultura. Consta de nociones que se obtienen a partir de observaciones directas y limitadas de ciertos fenómenos, sin comprobación empírica rigurosa y de forma no sistemática, es decir, sin ningún método o procedimiento ordenado para recogerlas, organizarlas y contrastarlas.

El conocimiento filosófico surge de la capacidad del ser humano para reflexionar acerca de la realidad y de las reflexiones previas, o capacidad recursiva. Esta reflexión se centra sobre parcelas de conocimiento aportadas por otras disciplinas, como la política, la religión, la estética o el lenguaje. Asimismo, también puede dirigirse hacia el conocimiento científico, así como hacia los métodos y procedimientos que se utilizan para adquirirlo, dando lugar a la filosofía de la ciencia.

Por último, el conocimiento científico se basa en el supuesto de que la naturaleza es una realidad ordenada, gobernada por leyes universales que expresan regularidades de los fenómenos observables y establecen relaciones necesarias entre los antecedentes y consecuentes de éstos. Al conjunto sistemático de procesos seguido para obtener este conocimiento se le denomina método científico.

PUNTO CLAVE

El conocimiento científico consta de leyes universales que expresan las regularidades de los fenómenos observables y establecen relaciones causales entre éstos.

1.2. El método científico y los procedimientos de investigación

El método científico o hipotético-deductivo se caracteriza por la realización secuencial de los siguientes procesos:

- a) Formulación del problema u objeto de estudio.
- b) Propuesta de hipótesis y contrastación.
- c) Recogida y análisis de datos.
- d) Discusión de los resultados.
- e) Elaboración de un informe de investigación.

1.2.1. Formulación del problema u objeto de estudio

Formular el objeto de estudio requiere adquirir conciencia de la falta de información respecto a algún aspecto en concreto de la realidad. A ésta se puede llegar a partir del estudio de teorías ya establecidas, de la lectura de bibliografía especializada, con la consiguiente detección de aspectos no suficientemente explicados, o de la experiencia di-recta con algunos hechos a través de la observación.

Los fenómenos a estudiar deben cumplir el requisito de ser observables o de tener la potencialidad de serlo. Aquí cobra un importante papel la tecnología puesto que nos aporta instrumentos que nos ofrecen esta oportunidad de medida.

Un planteamiento adecuado del problema requiere realizar una *búsqueda bibliográfica*. De esta forma podemos averiguar si el problema ha sido estudiado y qué aportaciones ha producido la investigación llevada a cabo hasta la fecha. En la actualidad, las bases de datos existentes en Internet constituyen una herramienta idónea para realizarla.

1.2.2. Propuesta de hipótesis y su contrastación

La *hipótesis científica* es una conjetura acerca de la realidad que puede ser contrastable y que se adopta de forma tentativa para explicar ciertos hechos y guiarnos en la investigación de otros (Kirk, 1995). Debe ser operativa, es decir, debe definir con exactitud cada una de las variables

implicadas y especificar el tipo de relaciones que existen entre ellas. Asimismo, el investigador debe tratar de formular hipótesis simples y con la mayor capacidad de generalización o alcance explicativo posible.

Contrastar la hipótesis significa recoger datos a partir de la realidad observable y analizar si se ajusta a ellos. Si este apoyo se produce, entonces la hipótesis se acepta asumiendo un determinado margen de error. En la estrategia de falsación (Popper, 1967), el investigador busca situaciones o hechos con el objetivo de que la hipótesis no se ajuste a ellos, demostrando que no es adecuada. En el caso de no encontrarlos, el investigador puede decir que en los casos observados la hipótesis no es falsa.

Para realizar la contrastación de la hipótesis, el investigador llevará a cabo el procedimiento que mejor se ajuste a ésta, que puede ser, en función de la naturaleza de ésta, un experimento, una observación, una encuesta, un cuasi-experimento, etc.

La contrastación de la hipótesis científica requiere el manejo de dos hipótesis estadísticas: la H_0 o *hipótesis nula* y la H_1 o *hipótesis alternativa*. Éstas deben ser excluyentes (cuando se verifica una la otra no lo hace) y exhaustivas (deben poder incluir todos los posibles resultados). La H_0 mantiene que la hipótesis científica no se verifica y la H_1 que sí lo hace. Si rechazamos la H_0 (y por lo tanto aceptamos H_1) debemos asegurarnos de que el error que podamos cometer al hacerlo (*error tipo I*) sea pequeño. Por otro lado, si no rechazamos H_0 (y por lo tanto no aceptamos H_1), también debemos asegurarnos de que el error que cometamos al hacerlo sea pequeño (*error tipo II*), para ello debemos conseguir que la potencia estadística sea lo suficientemente grande, lo cual se consigue aumentando la muestra o el número de medidas realizadas.

PUNTO CLAVE

La contrastación de las hipótesis es el proceso en torno al cual se desarrolla el método científico o hipotético-deductivo.

1.2.3. Recogida y análisis de datos

Los instrumentos y los procedimientos empleados para la recogida de

datos pueden ser muy variados. Dependerán de las variables a estudiar y de la metodología utilizada (experimental, correlacional u observacional). En función de éstas, el tipo de escala en la que se presentan los datos y los análisis estadísticos que se puedan efectuar también variarán.

El análisis de los datos requiere tener en cuenta el tipo de estimación que queremos realizar. Esta puede ser descriptiva, cuando se analizan únicamente los datos de la muestra utilizada, correlacional, si se estudian las relaciones entre las variables, o inferencial si se analizan las diferencias entre las puntuaciones obtenidas por distintos grupos.

Cuando nuestro objetivo se basa en la descripción de los valores obtenidos por la muestra en las variables de interés, podemos resumir los datos mediante índices de tendencia central (p. ej., media aritmética, mediana o moda), índices de variabilidad (p. ej., varianza, desviación típica y amplitud de la distribución), así como con índices de asimetría y apuntamiento. En este tipo de análisis, la utilización de gráficas ayuda mucho a “visualizar” los datos.

Si nuestro objetivo se basa en analizar la relación entre variables o en la predicción de éstas, nos basaremos en la correlación entre ellas, utilizando el coeficiente de correlación de Pearson (r), o realizaremos análisis de regresión.

Finalmente, cuando pretendemos estudiar las diferencias entre las puntuaciones obtenidas por distintos grupos, podemos resumir los datos de cada grupo (mediante los índices de tendencia central y variabilidad indicados anteriormente) y utilizar contrastes estadísticos como la prueba t o el análisis de varianza.

1.2.4. Discusión de los resultados

La interpretación de los datos es la vinculación de los resultados de los análisis de datos con las hipótesis de investigación, las teorías existentes y los estudios previos realizados sobre el tema. Se realiza a dos niveles: la primera interpretación se centra en analizar la magnitud del efecto obtenido y en resaltar las tendencias o regularidades observadas; la segunda interpretación se basa en la comparación de los resultados con los obtenidos por otros investigadores en trabajos semejantes. Esta tarea debe terminar con unas conclusiones claras del trabajo realizado, de sus aportaciones y de las posibles futuras líneas de investigación.

1.2.5. Elaboración de un informe de investigación

Por último, el investigador debe dar a conocer al resto de la comunidad científica y a la sociedad en general todo el trabajo realizado. Es la parte verdaderamente pública de la investigación. Para ello debe ser capaz de exponer un informe escrito que permita comprender todo el proceso seguido y si es pertinente la replicación del estudio por otros investigadores.

Existen diversas formas de dar a conocer los resultados. Las principales son las comunicaciones en congresos, los artículos, y los libros o capítulos de libros.

1.3. Los métodos de investigación

Entendemos por métodos las expresiones concretas del procedimiento general que constituye el método científico. Hacen referencia a “todo” el proceso de investigación, por lo que condicionan el desarrollo de cada una de sus etapas.

Podemos distinguir tres grandes métodos científicos: el experimental, el selectivo y el observacional. Mientras que el método experimental se caracteriza por un grado máximo de intervención del investigador y de control interno de las variables, el método observacional lo hace por tener un máximo grado de naturalidad y un mínimo control interno de las variables. El método selectivo se encuentra entre ambos.

En cuanto a la observación, conviene distinguir entre la observación como técnica de medición y la observación como método de investigación. La observación como técnica se usa en estudios con metodología tanto selectiva como experimental.

PUNTO CLAVE

Los métodos de investigación son expresiones concretas del método científico.

2. EL MÉTODO EXPERIMENTAL Y LOS DISEÑOS EXPERIMENTALES

2.1. Las características del método experimental

La característica fundamental del método experimental es que pretende estudiar las relaciones causales entre las variables de estudio. Para ello realiza una manipulación directa de las *variables independientes (VVII)* y mide lo que ocurre en las *variables dependientes (VVDD)* mientras intenta controlar las variables potencialmente contaminadoras de los resultados, las *variables extrañas (VVEE)*.

Para poder considerar una investigación como verdaderamente experimental tiene que presentar como mínimo dos condiciones experimentales, la condición 1, de aplicación del tratamiento, y la condición 2, de no aplicación del tratamiento. Cada condición experimental puede aplicarse a un grupo de sujetos (*estudio intersujetos*) o bien todos los sujetos pueden pasar por las diferentes condiciones (*estudio intrasujetos*).

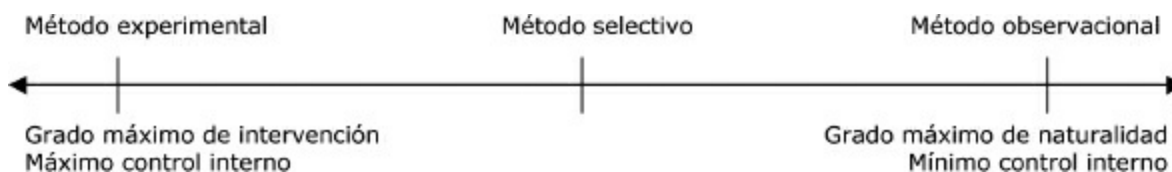


Figura 1. Principales características de los métodos de investigación.

La asignación de los sujetos a cada condición experimental puede hacerse de dos formas, aleatoriamente (*estudio experimental*) o no aleatoriamente (*estudio cuasi-experimental*). La distribución al azar o aleatoria permite conseguir grupos equivalentes cuando las muestras son suficientemente grandes, puesto que los valores de las diferentes variables tienden a distribuirse por igual en los dos subgrupos. Sin embargo, otras veces no es posible realizar esta distribución al azar puesto que se aplica sobre grupos sociales ya existentes. En ese caso es posible que los grupos no sean exactamente equivalentes en las variables de interés.

Podemos diferenciar entre los *experimentos de laboratorio* y *de campo*. En los primeros, la situación es artificial y el participante sabe que está siendo analizado. En los segundos, la medida se realiza en el ambiente natural del sujeto, pudiendo éste saber o no que está siendo estudiado. En este contexto, el control de las variables extrañas es más difícil.

El método experimental tiene como principales ventajas que permite la replicación del estudio, puesto que el procedimiento está claramente determinado y controlado, y también permite establecer relaciones causales

entre la variable independiente y la variable dependiente, así como eliminar o controlar las variables extrañas.

PUNTO CLAVE

El método experimental es el único que permite establecer relaciones causales entre las variables

2.2. El control experimental

En un experimento sobre la *variable dependiente (VD)*, además del tratamiento también pueden influir otros factores relacionados con el ambiente o incluso con los propios sujetos. Estos factores provocarán una determinada variabilidad en los datos obtenidos por la VD.

Si denominamos varianza total a la variabilidad de los datos de la VD, ésta estará formada por tres tipos de varianza:

- La varianza sistemática primaria. Es la variación debida a la manipulación de la *variable independiente (VI)*.
- La varianza sistemática secundaria. Es la variación causada por la influencia de variables extrañas (*VVEE*) del ambiente, del propio sujeto o del procedimiento experimental.
- La varianza error. Es la variación debida a las fluctuaciones imprevisibles del azar.

Definimos el control experimental como la capacidad del experimentador para producir fenómenos bajo condiciones totalmente reguladas. Esta capacidad dependerá del manejo por parte del investigador de los procedimientos o técnicas que le permitan MAXimizar la varianza sistemática primaria, MINinizar la varianza error y CONtrolar la varianza sistemática secundaria (por ello se regula por el principio MAX-MIN-CON).

PUNTO CLAVE

2.2.1. Maximización de la varianza sistemática primaria

A través de los procesos que maximizan la varianza sistemática primaria se consigue que el efecto de la VI sobre la VD sea lo más puro y fuerte posible. Para ello es necesario que los valores que adopte la VI sean adecuados para producir cambios en la VD. En función del tipo de relación que se dé entre la VI y la VD, puede interesar utilizar valores intermedios o extremos de la VI. Si la relación prevista entre estas variables es lineal, conviene elegir valores extremos, puesto que las diferencias en la VD serán mayores a mayores diferencias en la VI; sin embargo, cuando se prevé una relación curvilínea entre estas variables, habrá que considerar valores intermedios.

2.2.2. Minimización de la varianza error

La varianza error está determinada por los errores de medida, que pueden proceder de los métodos o de los instrumentos utilizados, de las diferencias individuales de los sujetos asignados a cada grupo y de las características del procedimiento experimental.

Por lo tanto, es necesario utilizar instrumentos adecuados que midan aquello que pretenden medir (validez), discriminen entre los diferentes niveles obtenidos en la variable medida (sensibilidad) y obtengan puntuaciones con poca variabilidad cuando el mismo sujeto es medido en distintas ocasiones (fiabilidad).

Además, la muestra tiene que ser lo suficientemente grande para que al sumar los posibles errores aleatorios en las medidas éstos se cancelen entre sí. Asimismo, las instrucciones aportadas por los experimentadores en el procedimiento experimental deben ser claras e iguales para todos los sujetos, el experimentador debe ser el mismo en todos los grupos y si es posible no debe conocer las hipótesis del estudio.

2.2.3. Control de la varianza sistemática secundaria

Las diferentes VVEE a controlar pueden tener diferentes orígenes.

Algunas pueden proceder del sujeto, como el sexo, la edad y el nivel de habilidad o aptitud. Otras pueden ser debidas a características del ambiente, como el ruido luz, temperatura o humedad. Por último, el procedimiento experimental puede incorporar variables extrañas en los instrumentos, las instrucciones, los estímulos, el material o el experimentador.

Las principales técnicas utilizadas para controlar esta varianza son:

- *La eliminación.* Consiste en suprimir las VVEE del experimento. Es bastante útil para el control de las variables que proceden del ambiente (por ejemplo, utilizar la insonorización para evitar el efecto del ruido).
- *La constancia.* Cuando una determinada variable no se puede eliminar, se puede utilizar un mismo valor en todos los grupos (por ejemplo, mantener una temperatura constante de 16 °C). Es útil para el control de las variables que proceden de los sujetos (por ejemplo, seleccionar sujetos del mismo sexo o edad).
- *El balanceo o equilibración.* Cuando la variable no se puede eliminar ni mantener constante, puede mantenerse constante la proporción de cada valor en los diferentes grupos experimentales. Las técnicas que se pueden seguir son la aleatorización, el bloqueo y el apareamiento.

La aleatorización es uno de los procedimientos más importantes. Utiliza la asignación al azar de los sujetos a las diferentes condiciones experimentales. Si la muestra es suficientemente grande, garantiza la equivalencia de los grupos experimentales.

Cuando la muestra es pequeña, el bloqueo y el apareamiento son técnicas muy útiles. El bloqueo forma grupos de sujetos (o bloques) con puntuaciones similares en una VE. Después se asigna el mismo número de sujetos de cada bloque a cada grupo experimental. Cuando la VE es tan dispersa que los sujetos no pueden ser agrupados en bloques, se emparejan, asignando cada uno a una situación experimental (si existen tres grupos experimentales, los sujetos se agrupan en tríos, y así sucesivamente).

El contrabalanceo o equiponderación. Cuando el estudio tiene un diseño intrasujeto, cada participante debe pasar por todas las condiciones experimentales. En ese caso puede darse el efecto de orden o error progresivo, por el cual el orden en que se suceden los tratamientos altera los resultados debido a procesos como el aprendizaje o la fatiga.

El contrabalanceo consiste en ordenar los tratamientos de forma que el

error progresivo se distribuya equitativamente entre todas las condiciones experimentales. Para ello podemos aplicar un contrabalanceo intrasujeto o intragrupo.

El contrabalanceo intrasujeto hace que cada sujeto reciba las condiciones experimentales en un determinado orden en primer lugar y en el orden inverso en segundo lugar. Por ejemplo, si existen dos condiciones experimentales, se aplicarán en la secuencia: ABBA.

El contrabalanceo intragrupo consiste en administrar distintas secuencias de condiciones experimentales a diferentes grupos de sujetos. De esta forma se controla el efecto de error progresivo a nivel de grupo y no a nivel individual. Por ejemplo, si existen dos condiciones experimentales, el subgrupo 1 recibirá la secuencia AB y el subgrupo 2 la secuencia BA.

El simple y doble ciego. Busca controlar los efectos de “características de la demanda” y “sesgo del experimentador”. El efecto de “características de la demanda” se caracteriza porque los sujetos experimentales se comportan como creen que se espera de ellos, mientras que el efecto del “sesgo del experimentador” consiste en que éste influye sobre el comportamiento del participante, aunque conscientemente trate de evitarlo.

En la técnica de simple ciego, los sujetos experimentales desconocen la situación experimental en la que se encuentran o el tratamiento experimental que se les aplica, por lo que se eliminan los efectos de “características de la demanda”.

En la técnica de doble ciego, ni el sujeto ni el experimentador conocen en qué situación experimental se encuentran, por lo que se eliminan tanto los efectos de las “características de la demanda” como del “sesgo del experimentador”.

La sistematización de la VI. Esta técnica consiste en convertir una variable extraña en VI, incorporándose al análisis estadístico y por lo tanto al análisis de varianza, controlándose su efectos sobre las VVDD, tanto directos como en interacción con el resto de VVII. Por ejemplo, la variable sexo puede afectar las VVDD y por ello puede introducirse como VI.

2.3. La validez experimental

Puede definirse como el grado de confianza respecto a la veracidad de los resultados obtenidos en una investigación concreta, o como la veracidad de los resultados de la investigación para obtener conclusiones convincentes y

verosímiles (Fontes *et al.*, 2001).

Básicamente podemos distinguir entre validez interna, validez externa, validez de conclusión estadística o inferencial y validez de constructo. La validez interna se refiere a la confianza con que, dada una covariación entre dos variables, puede inferirse que esa relación es de naturaleza causa-efecto, así como que la dirección de la causalidad es la prevista. La validez externa se refiere a la confianza con la que se puede generalizar las relaciones causales encontradas en el estudio a otros tipos de personas y contextos. La validez inferencial es el grado de confianza con que podemos inferir o concluir que existe covariación entre variables, basándose en pruebas de significación estadística. Por último, la validez de constructo se refiere a la confianza en que el constructo teórico utilizado para explicar la realidad o el fenómeno es adecuado.

Tabla 1. Técnicas de control experimental.

Técnicas de...		
MAX. Varianza sist. primaria	MIN. Varianza error	CON. Varianza sist. secundaria
Adopción de valores adecuados por la VI	Instrumentos válidos, sensibles y fiables	Eliminación Constancia Balanceo Contrabalanceo Simple y doble ciego Sistematización de la VI

PUNTO CLAVE

La validez consta de: validez interna, validez externa, validez de conclusión estadística o inferencial y validez de constructo. Cada una de ellas tiene unas amenazas.

2.3.1. Amenazas a la validez interna

Las principales amenazas a la validez interna difieren en función de su origen, pudiendo ser inter-no o externo al organismo, y el proceso que siguen,

que puede ser biofísico o psicosocial.

- *La historia.* Tiene lugar cuando se produce un suceso diferente a la VI dentro o fuera de la situación experimental que puede llegar a ser una explicación de los resultados. Es una importante amenaza a la validez interna cuando el estudio tiene un diseño intrasujeto (ver apartado siguiente) o cuando el intervalo de tiempo entre el pretest y el postest es grande.
- *La maduración.* Ocurre cuando se producen cambios en las condiciones internas del organismo como consecuencias del transcurrir del tiempo y el desarrollo biológico de los participantes. Esta amenaza es especialmente relevante en los diseños intrasujeto y se controla con el establecimiento de grupos control en los que no se aplica ningún tratamiento.
- *La administración de pruebas.* Se da cuando la realización de la prueba en la medida pretest influye en la realización de la medida postest, porque se dan procesos como la familiarización, el aprendizaje o la fatiga. Esta amenaza se controla con el establecimiento de grupos control, que realizan las medidas pretest y postest, pero a los que no se aplica ningún tratamiento.
- *La mortalidad experimental.* Es la pérdida de participantes en la investigación. Cuando ésta afecta a un grupo experimental, los grupos pueden dejar de ser equivalentes y no es posible distinguir si los resultados se deben a los efectos del tratamiento o a las diferencias surgidas en los grupos. Esta amenaza es especialmente relevante en las investigaciones a largo plazo.
- *La selección.* Esta amenaza se da cuando la asignación de los sujetos a los grupos experimentales no se realiza aleatoriamente o no se pueden utilizar otras técnicas de igualación de grupos. Por ello, los grupos pueden no ser equivalentes. Esta amenaza se encuentra presente en los diseños cuasi-experimentales.
- *La regresión estadística.* Se da cuando la selección de los sujetos para participar en un estudio se produce por la obtención de puntuaciones extremas en alguna variable. La evidencia estadística indica que estas puntuaciones tienden a aproximarse hacia la media de la población en una nueva medición, por lo tanto este efecto puede alterar el efecto del

tratamiento aplicado al grupo experimental.

2.3.2. Amenazas a la validez externa

Un estudio tiene más validez externa en la medida en que los resultados obtenidos en la muestra del estudio son aplicables a otras muestras o a la población en general (validez poblacional), a otras situaciones o contextos (validez ecológica) y a otros momentos (validez histórica). Por ello, las principales amenazas a la validez externa son:

- *Amenaza a la validez poblacional.* Se produce cuando las poblaciones experimentales a las que los investigadores pueden acceder no son representativas de la población de referencia que se desea estudiar.
- *Amenaza a la validez ecológica.* La encontramos cuando las condiciones ambientales del grupo experimental son diferentes a las de la población a la que se quieren generalizar los resultados, ya que ésta puede causar que se comporten de diferente manera.
- *Amenaza a la validez histórica.* Se da cuando algún acontecimiento relevante ocurre justo en el momento de la aplicación del tratamiento. Podría ocurrir que la aplicación del tratamiento sin este acontecimiento no produjera los mismos resultados.

2.3.3. Amenazas a la validez inferencial

Las principales amenazas a esta validez son:

- *La violación de los supuestos del modelo estadístico.* Cuando las técnicas estadísticas utilizadas para el análisis de los datos no están ajustadas a las características de éstos. Por ejemplo, para poder utilizar técnicas paramétricas, es necesario que las varianzas poblacionales sean iguales y que las puntuaciones obtenidas en las variables a estudiar se ajusten a la distribución normal.
- *La falta de potencia de la prueba estadística.* Se da cuando la capacidad de la prueba estadística para captar la relación entre variables es baja, debido fundamentalmente a una muestra insuficiente o excesivamente heterogénea.

2.3.4. Amenazas a la validez de constructo

Pueden identificarse diversas amenazas a esta validez, como:

- *Explicación poco precisa del constructo.* La definición de éste no recoge sus principales características.
- *Consideración de una única VI como causa de la VD.* Se atribuyen a una VI efectos que pueden deberse a otras.
- *Utilización de un único método de estudio.* El tipo de relación entre las VV no queda suficientemente aclarada.
- *Interacción entre tratamientos múltiples.* La administración de tratamientos de forma consecutiva impide la posibilidad de generalizar los resultados a situaciones en las que se administra un único tratamiento.
- *Características de la demanda.* Los participantes adivinan las hipótesis a partir de claves contextuales y se comportan como creen que el experimentador espera.
- *Artefactos del experimentador.* El experimentador registra, analiza o interpreta los datos de forma inadecuada.

Tabla 2. Amenazas a la validez experimental.

Amenazas a...			
Validez interna	Validez externa	Validez inferencial	Validez de constructo
Historia Maduración Administración de pruebas Mortalidad experimental Elección Interacción entre la selección y la maduración Regresión estadística Amenaza a la validez poblacional Amenaza a la validez ecológica	Amenaza a la validez histórica	Violación de los supuestos del modelo estadístico Falta de potencia de la prueba estadística	Explicación poco precisa del constructo Consideración de una única VI como causa de la VD Utilización de un único método de estudio Interacción entre tratamientos múltiples Características de la demanda Artefactos del experimentador

2.4. Los diseños experimentales

Los diseños experimentales pueden clasificarse en función de diferentes criterios como:

1. El número de variables independientes. En *diseños unifactoriales* (cuando sólo existe una VI) y *diseños factoriales* (cuando se dan al menos dos VVII).
2. El número de variables dependientes. En *diseños univariados* (cuando sólo existe una VD) y *diseños multivariados* (cuando se dan dos o más VVDD).
3. La forma de asignar los sujetos a los grupos. En *diseños de grupos aleatorios* (cuando la asignación se ha hecho totalmente al azar), *diseños de bloques* (cuando se ha utilizado alguna técnica de bloqueo, en la que los sujetos han sido agrupados en grupos homogéneos y posteriormente asignados aleatoriamente a las distintas condiciones experimentales) y *diseños cuasi-experimentales* (cuando la asignación no se ha hecho al azar).
4. La forma de aplicar los tratamientos experimentales. En *diseños intersujetos* (cuando cada tratamiento se ha aplicado a un grupo distinto), *diseños intrasujetos* (cuando los participantes han pasado por los diferentes tratamientos) y *diseños mixtos* (cuando al menos una variable independiente se ha aplicado intersujetos y al menos otra intrasujetos).

En este apartado vamos a estudiar los diseños más representativos; para ello vamos a dividirlos en: diseños experimentales intersujetos, diseños experimentales intrasujeto, diseños experimentales mixtos, diseños experimentales de caso único y diseños cuasi-experimentales.

2.4.1. Diseños experimentales intersujetos

Se caracterizan porque los sujetos de la muestra son asignados a diferentes grupos experimentales.

Cuando se trata de un *diseño unifactorial* se estudia una única VI y se forman tantos grupos como valores adquiere la VI (condiciones experimentales). Cuando se trata de un *diseño factorial* se estudian varias VVII y se forman tanto grupos como combinaciones entre variables. Por ejemplo, si se trata de un diseño 2x2, de dos variables con dos valores cada

una, se forman 4 grupos experimentales.

PUNTO CLAVE

En los estudios experimentales intersujetos, los sujetos son asignados a diferentes grupos experimentales mediante el azar o técnicas de bloqueo. *Ejemplo de investigación con diseño intersujetos.*

Un grupo de investigadores desea analizar cómo influye un entrenamiento de fuerza específico sobre la ejecución de una proyección en judo. Una muestra de judocas del mismo nivel es dividida aleatoriamente en dos grupos. En un primer momento se graba la ejecución de la proyección en ambos grupos. Seguidamente el grupo experimental, además de su entrenamiento habitual realiza el entrenamiento de fuerza específico durante el tiempo indicado, mientras que el grupo control sólo realiza su entrenamiento habitual. Finalmente vuelve a grabarse la ejecución de la proyección en ambos grupos.

Cuando la muestra es lo suficientemente grande, se utiliza la aleatorización para formar los grupos, mientras que si no es suficientemente grande, es muy heterogénea o creemos que puede existir una VE que puede influir sobre la VD, se utilizan técnicas de bloqueo (ver *el balanceo* en el apartado 2.2.3. *Control de la varianza sistemática secundaria*).

En todos los diseños es necesario realizar medidas postratamiento. Pueden darse diseños con medida pretratamiento o no. Se puede prescindir de las medidas pretratamiento cuando los grupos asignados aleatoriamente a cada condición experimental son lo suficientemente grandes para garantizar que sean equivalentes.

En los diseños intersujetos, el procedimiento a seguir es el siguiente: 1. Asignar los sujetos a los grupos o condiciones experimentales (al azar o mediante técnicas de bloqueo). 2. Asignar un valor de la/s VVII a cada grupo experimental. 3. Realizar la medida pretratamiento. 4. Aplicar los diferentes niveles de tratamiento experimental. 5. Realizar la medida postratamiento. 6. Analizar los datos con la técnica estadística más adecuada.

2.4.2. Diseños experimentales intrasujetos

Se caracterizan porque los sujetos pasan por todos los valores de las VVII o condiciones experimentales. Tienen como principales ventajas la posibilidad de realizarlos con menor muestra y la reducción de costes. Sin

embargo, los principales inconvenientes son los efectos de orden, por los cuales la sucesión con la que los sujetos pasan por las condiciones experimentales afecta las observaciones obtenidas, contaminando el efecto de la VI (cuando existe aprendizaje o fatiga).

PUNTO CLAVE

En los diseños intrasujetos, los sujetos pasan por las diferentes condiciones experimentales, por lo que hay que controlar los efectos de orden. *Ejemplo de investigación con diseño intrasujetos.* Un grupo de investigadores desea analizar cómo influyen dos tipos de tartán, que es el pavimento de las pistas de atletismo: A, pavimento tradicional, y B, pavimento nuevo, sobre la cinética de la carrera. Los sujetos son asignados aleatoriamente a dos grupos experimentales 1 y 2. Mientras que se graba la carrera de los participantes del grupo 1 según la secuencia AB, los participantes del grupo 2 realizan la secuencia BA (se realiza un contrabalanceo).

La principal técnica para controlar los efectos de orden es el contrabalanceo (ver *el contrabalanceo* en el apartado 2.2.3. *Control de la varianza sistemática secundaria*).

En los diseños intrasujetos el procedimiento a seguir es el siguiente: 1. Asignar los sujetos a los grupos o condiciones experimentales (al azar o mediante técnicas de bloqueo). 2. Asignar una secuencia de valores del tratamiento experimental a cada sujeto o grupo. 3. Realizar la medida pretratamiento. 4. Aplicar las diferentes secuencias a los sujetos o grupos experimentales. 5. Realizar la/s medida/s postratamiento/s. 6. Analizar los datos con la técnica estadística más adecuada.

2.4.3. Diseños mixtos

En ellos se aplica al menos una VI intersujetos y otra variable intrasujetos. El diseño más usual consiste en la aplicación de una VI intersujetos y una VI intrasujetos. Dado que existe una VI intersujetos, es necesario formar tantos grupos experimentales como valores adquiera esta variable. Por otro lado, todos los sujetos pasan por las diferentes condiciones de la VI intrasujetos.

2.4.4. Diseños de caso único

La principal característica de estos diseños consiste en el registro a lo largo del tiempo de las conductas de un caso único (N=1) o un grupo pequeño, antes, durante y en algunos casos, tras la retirada del tratamiento, en situaciones muy controladas. Por ello, podemos encontrar diseños en los que exista retirada del tratamiento y otros en los que no.

El diseño básico es el diseño de retirada o de reversión, en el que un tratamiento es introducido y posteriormente retirado. El procedimiento a seguir en estos diseños es el siguiente: 1. Toma repetida de medidas de la VD para establecer su “línea base”, hasta conseguir su estabilidad. 2. Introducción del tratamiento experimental (VI). 3. Toma repetida de medidas de la VD durante el tratamiento. 4. Retirada del tratamiento experimental. 5. Toma repetida de medidas de la VD después del tratamiento.

Otros diseños se caracterizan por aplicar más de un tratamiento experimental, combinándolos de diferentes formas.

Previamente a aplicar el tratamiento experimental conviene conocer la línea base. Ésta puede ser *estable o estacionaria*, cuando existen pautas de variación mínimas atribuibles al azar, tener una *tendencia ascendente o descendente*, cuando tiende a aumentar o disminuir con el tiempo, o ser *cíclica*, cuando se suceden períodos con tendencia ascendente con períodos con tendencia descendente. Cualquiera que sea el caso, si presenta grandes altibajos, conviene aumentar el número de observaciones hasta alcanzar una cierta estabilidad.

PUNTO CLAVE

En los diseños de caso único es importante conocer la línea base en las variables a estudiar, antes de comenzar el tratamiento experimental.

Ejemplo de investigación con diseño mixto. Un grupo de investigadores desea conocer como afectan dos variables, el peso (peso X / Y) y el tamaño del balón (tamaño A / B) sobre la mecánica y la precisión del lanzamiento a una mano en baloncesto femenino. Para ello dividen aleatoriamente una muestra de jugadoras en dos grupos. El grupo 1 realiza dos series de lanzamientos (la primera serie con peso X y tamaño A, y la segunda con peso X y tamaño B). El grupo 2 también realiza dos series de lanzamientos (la primera con peso Y y tamaño A, y la segunda con peso Y y tamaño B). La variable peso se ha estudiado como una VI intersujetos, mientras que la variable tamaño se ha estudiado como una VI intrasujetos.

2.4.5. Diseños cuasiexperimentales

La principal característica de estos diseños es la falta de aleatorización en la asignación de los sujetos a los grupos experimentales, lo cual supone un menor control de las VVEE que en la investigación experimental.

Los diseños cuasi-experimentales requieren la realización de una medida pretratamiento para analizar la equivalencia inicial de los grupos. El diseño cuasi-experimental más básico es el *diseño pretratamiento-postratamiento con grupo de control no equivalente*, similar al diseño experimental intersujetos de dos grupos.

Cuando se desean controlar las amenazas a la validez interna de selección y maduración, podemos utilizar un diseño de grupo de control no equivalente con medidas pretratamiento en más de un momento temporal. Consiste en que tanto en el grupo experimental como en el grupo control se realizan dos medidas pretratamiento, separadas por un intervalo de tiempo. Estas medidas permiten analizar si el grupo control cambia o madura a diferente ritmo que el experimental.

PUNTO CLAVE

En los estudios cuasi-experimentales trabajamos con grupos naturales, no aleatorizados.

Ejemplo de investigación con diseño cuasi-experimental. Un grupo de investigadores desea estudiar el efecto de un programa de entrenamiento sobre la técnica de nado. Eligen dos grupos de nadadores de la misma especialidad, entrenados por el mismo entrenador pero con horarios distintos. A ambos grupos se les graba y realiza un análisis de la técnica de nado mediante cinematografía. A un grupo, además del entrenamiento normal que comparte con el otro grupo, se le aporta un entrenamiento técnico de varias sesiones basado en el aporte de *feedback* de ejecución *in situ* utilizando cinematografía. Después de aplicado el tratamiento, se vuelven a grabar ambos grupos y se analiza si el tratamiento ha producido algún tipo de mejora en la técnica de nado del grupo experimental.

3. EL MÉTODO SELECTIVO Y LOS DISEÑOS SELECTIVOS

3.1. Las características del método selectivo

Este método se caracteriza porque estudia los fenómenos sin intervención manipulativa de las variables. Para ello utiliza la selección de sujetos en función de que éstos posean entre sus características un determinado valor o modalidad (sexo, edad, nivel de rendimiento,...). El análisis de los datos permite contrastar relaciones entre variables, pero no establecer relaciones causales.

3.2. Los diseños selectivos

En biomecánica los principales diseños empleados son los diseños Ex – Post – Facto. En estos diseños los objetivos del estudio se centran en realizar una aproximación a la explicación de un fenómeno en términos de relaciones funcionales, por lo que no se necesitan muestras excesivamente amplias.

Podemos diferenciar entre *diseños retrospectivos* y *prospectivos*. En los *diseños retrospectivos* todas las variables se miden en el mismo momento temporal, ya que las variables predictoras o VVII y la/s variables predichas o VVDD ya han ocurrido en el momento de realizar el estudio. En los *diseños prospectivos* las VVII se toman en primer lugar puesto que en el momento de comenzar el estudio ya han ocurrido, y las VVDD se miden trascurrido un tiempo, ya que en el momento de iniciarse el estudio todavía no se habían dado.

PUNTO CLAVE

En los diseños selectivos los sujetos son seleccionados en función de un determinado valor en una variable de interés.

Ejemplo de investigación con diseño Ex - Post - Facto. Un grupo de investigadores desea identificar las características del movimiento que caracterizan a los lanzadores de disco de elite de los de categoría nacional. Seleccionan una muestra de deportistas de cada nivel. Realizan diferentes mediciones cinéticas y cinemáticas de éstos en la prueba atlética y analizan qué variables son las que mejor discriminan para predecir la pertenencia de los deportistas a cada grupo.

El *diseño retrospectivo de comparación de grupos* consiste en comparar un grupo de sujetos seleccionados por poseer una determinada característica o valor de la VD (los casos) con otro grupo de sujetos que no la poseen (los controles). Estos grupos se comparan respecto a una serie de posibles VVII

que se consideran relevantes para la aparición de dicha característica. Ambos grupos deben ser equivalentes en todos los factores a excepción de la posesión o no de esta característica.

Un *diseño prospectivo simple* es aquel en el que los sujetos se seleccionan por poseer determinados valores de una VI. Tras un tiempo se mide la VD y se analiza la capacidad predictiva de la VI sobre la VD. Por otro lado, un *diseño prospectivo complejo* es similar al anterior con la diferencia de que en lugar de considerarse una única VI se consideran varias.

4. LA METODOLOGÍA OBSERVACIONAL Y LOS DISEÑOS OBSERVACIONALES

4.1. Las características del método observacional

La observación como método de investigación se ocupa del estudio de la conducta de la persona en un ámbito natural y guardando la espontaneidad del mismo. Aplicada al contexto deportivo significa el estudio del comportamiento de los deportistas en competición y en entrenamiento (Hernández *et al.*, 2000).

Por otro lado, las técnicas de observación pueden emplearse en estudios selectivos y experimentales para obtener las medidas de las diferentes variables contempladas en estos estudios.

4.2. Los diseños observacionales

El diseño de una investigación observacional requiere tomar decisiones acerca de: cómo, qué, cuándo, cuánto y a quién observar.

4.2.1. ¿Cómo observar?

Resolver esta cuestión requiere determinar el grado de participación del observador. Anguera (1990) diferencia entre:

- La observación externa o no participante, cuando el observador es ajeno a la situación de estudio. Es esta modalidad la utilizada en los estudios biomecánicos.

- La observación participante, cuando el observador se encuentra integrado en la dinámica del fenómeno estudiado, lo cual implica el riesgo de cierta subjetividad.
- El participante como observador o la observación por allegados, cuando un miembro natural del grupo hace de observador, pudiendo acceder a datos inaccesibles a un observador externo, pero con riesgo de subjetividad.
- La autoobservación, cuando el propio sujeto registra su conducta. Se dan serias dudas respecto a la validez y fiabilidad de los datos, sin embargo puede ser útil para estudiar conductas encubiertas con gran implicación emocional o para el diagnóstico y la intervención.

Asimismo, es necesario determinar si la observación se va a realizar directamente a partir de la situación real o si se va a realizar una grabación, con el objetivo de poder replicar la observación tantas veces como sea necesario. Esta última es la que habitualmente se utiliza.

4.2.2. ¿Qué observar?

Para determinar el objeto de la observación es necesario adaptar o crear un sistema de categorías que determine las conductas relevantes para el problema de estudio que deberán ser relevantes para la observación.

El criterio elegido para definir estas categorías puede ser microanalítico o macroanalítico. En los *diseños microanalíticos* se realiza un estudio molecular de la conducta, lo cual requiere un desmenuzamiento del comportamiento en sus partes más esenciales (acciones motoras, posturas, ...). Éste es el enfoque seguido en los estudios biomecánicos.

Por otro lado, los *diseños macroanalíticos* estudian la conducta de forma molar, es decir, globalmente e integrándola con otros aspectos como el comportamiento de los demás deportistas. Éste es el enfoque utilizado en los estudios tácticos de análisis de rendimiento. Los problemas de categorización son mayores a medida que aumenta la molaridad del estudio.

4.2.3. ¿A quién, cuándo y cuánto observar?

En función de la respuesta dada a quién observar, Anguera (1990) distingue entre el criterio idiográfico (centrado en la observación puntual o

única) y el criterio nomotético (centrado en la pluralidad). Asimismo, en función de la respuesta a cuánto observar, distingue entre el criterio puntual (centrado en un momento o instante, análisis de una imagen) y el criterio de seguimiento (cuando se realiza la observación en distintos intervalos de tiempo o en un intervalo prolongado). En función de la combinación de criterios podemos distinguir tres tipos de diseños susceptibles de ser utilizados para generar conocimiento científico: los diseños diacrónicos, los diseños sincrónicos y los diseños mixtos.

PUNTO CLAVE

Los diseños observacionales estudian las variables de interés en una situación natural.

Ejemplo de investigación con diseño microanalítico. Un grupo de investigadores desea conocer la técnica del esquí de fondo. Para ello realizan grabaciones de esquiadores y analizan las diferentes variables cinéticas del movimiento.

Ejemplo de investigación con diseño macroanalítico. Un grupo de investigadores desea analizar el estilo de juego de un equipo de balonmano. Para ello graban una serie de partidos y analizan los diferentes medios técnico-tácticos individuales y grupales utilizados: frecuencia, eficacia, localización, secuencias, etc.

Los *diseños diacrónicos* combinan el criterio idiográfico y el de seguimiento, por lo que analizan el comportamiento de una unidad mínima (un sujeto o pequeño grupo que funciona como una unidad), pudiendo registrar variables como la frecuencia o la duración. Cuando se analizan los gestos o movimientos de un deportista, la duración de la observación dependerá de éstos. Cuando se trata de un movimiento gestual, como un lanzamiento o un salto, la observación tendrá un comienzo y un fin muy determinados, mientras que cuando se trate de un movimiento cíclico, como la carrera, la observación podrá limitarse a uno o a varios de estos ciclos.

Los *diseños sincrónicos* combinan los criterios nomotético y puntual. Estudian varios grupos de sujetos o varios niveles de respuesta emitidos por un sujeto o grupo, en un momento dado.

Los *diseños mixtos* utilizan los criterios nomotético y de seguimiento. Pretenden realizar un seguimiento simultáneo de diferentes grupos o niveles de respuesta, que no tienen por qué ser excluyentes ni exhaustivos. Es necesario aplicar diferentes reglas de muestreo que determinen la selección

de unidades de observación y el tiempo dedicado a cada unidad. Asimismo es necesario determinar el tipo de registro a realizar. En la actualidad, y gracias a la tecnología informática, se pueden realizar registros continuos en los que se anotan todas las ocurrencias de las categorías conductuales, su duración y el orden en el que se dan, los cuales permiten analizar secuencias de comportamiento (registros activados por transiciones o RAT). Este tipo de análisis es el que se utiliza para estudiar el rendimiento táctico grupal y colectivo de un equipo deportivo.

4.3. La fiabilidad y la validez de la observación

Para que una técnica de observación sea adecuada es necesario que sea fiable, es decir, que aporte medidas precisas, en las cuales el error sea lo menor posible. Cuando los datos los aporta directamente un instrumento, como es el caso de los estudios en biomecánica, la fiabilidad depende de su sensibilidad; pero cuando se utiliza una técnica cualitativa, la fiabilidad depende de la capacidad del observador u observadores para realizar los mismos registros de las mismas observaciones (acuerdo intraobservador o interobservadores). En este caso pueden surgir dos fuentes de error: la deriva del observador y las expectativas de éste. La primera se refiere a que la propia experiencia del observador puede llevarle a ir desarrollando interpretaciones de las definiciones originales de las categorías que le haga desviarse de forma sistemática de ellas en el registro de los datos. Por otro lado, las expectativas del observador pueden llevarle a identificar categorías en conductas que no se ajustan correctamente a ellas.

Por otro lado, la técnica de observación debe también ser válida. La validez de un instrumento se refiere al grado en que las medidas obtenidas son buenos indicadores de la conducta de interés. Si las variables registradas no son relevantes para explicar esta conducta, el estudio carecerá de validez.

BIBLIOGRAFÍA

- Anguera, M.T. (1990) Metodología observacional. En: Arnau, J. Antequere, M.T., Gómez, J. *Metodología de la investigación en Ciencias del Comportamiento*. Murcia, Universidad de Murcia, págs. 123-126.
- Fontes, S., García, C., Garriga, A.J., Pérez-Llantada, M.C., Sarrià, E. (2001) *Diseños de investigación en psicología*. UNED, Madrid.

Hernández, A., González, S., Ortega, M.A., Ortega, J., Rondán, R.M. (2000) Aportaciones del análisis secuencial al baloncesto: una aproximación. *Lecturas: Educación Física y Deportes. Revista Digital*, 49.

Popper, K. (1967) *La lógica de la investigación*. Tecnos, Madrid.

PARA SABER MÁS

Heinemann, K. (2003) *Introducción a la metodología de la investigación empírica*. Paidotribo, Barcelona.

Gutiérrez-Dávila, M., Oña, A. (2005) *Metodología en las ciencias del deporte*. Síntesis, Madrid.

HERRAMIENTAS Y TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN EN BIOMECAÁNICA DEPORTIVA

Dr. Pérez, P. y Dr. Llana, S.
Dpto. Educación Física y Deportiva
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el
Deporte
(Universitat de València)

RESUMEN

Durante el desarrollo de una investigación se requiere una metodología específica, así como una serie de técnicas e instrumentos para llevarla a cabo. En este capítulo se describe el método científico empleado por las ciencias de la actividad física y el deporte, y concretamente por la biomecánica, aunque fundamentalmente se describe la instrumentación más importantes empleada en la investigación (alguna de ellas propia de la biomecánica), con el objetivo de presentar las diferentes herramientas y variables de análisis.

1. INTRODUCCIÓN

La biomecánica deportiva no se basa únicamente en el conocimiento de las bases y fundamentos teóricos de la mecánica en ámbitos concretos de la actividad física. En este sentido, Gutiérrez (1998) señala cuatro ámbitos de actuación de la biomecánica en los diferentes campos profesionales de la actividad física:

- *Ámbito de la educación y la reeducación física.* La actual vida

sedentaria y la sociedad mecanizada, así como la intensidad exigida en el deporte de alto rendimiento, tiene incidencia en el desarrollo físico normal de la persona, que supone desequilibrios corporales, y que mientras no sean patológicos corresponden al especialista en Educación Física.

- *Ámbito de la metodología del aprendizaje deportivo.* En este sentido, la biomecánica se aplica en los conocimientos iniciales del aprendizaje de un gesto deportivo, dado que requiere conocer el modelo o patrón más eficaz que se debe enseñar, o saber cuáles son los elementos de ese modelo más significativos que puedan contribuir a una mejora en un deportista concreto (aunque la organización y administración adecuada de la información compete al aprendizaje motor). Así, Kreighbaum y Barthels (1981) señalan la necesidad de desmitificar el sentido puramente matemático y físico de la biomecánica, según el cual el profesional de la actividad física no imparta nociones de física para la enseñanza de un gesto deportivo, pero sí aporte un conocimiento de los resultados apropiados a la finalidad que se desea conseguir (simplificando la información y haciéndola más concreta).
- *Ámbito del rendimiento deportivo.* La biomecánica hoy en día está presente en todos los deportes en los que el objetivo del deportista/s sea obtener su máximo rendimiento en variables como longitud, altura, precisión en el golpeo, táctica, tiempo, etc.... En este sentido, para perfeccionar la técnica en un entrenamiento deportivo, es necesario conocer un ciclo de movimientos eficaces (Hay, 1993), muchos de los cuales, se conocen y especifican gracias a la investigación biomecánica.
- *Ámbito de la gestión (material y equipamiento deportivo).* La participación de la biomecánica es patente hoy en día desde el punto de vista del rendimiento deportivo, así como para garantizar la seguridad, confort y duración de los materiales y equipamientos deportivos. En este sentido, tanto en la gestión de este material como en la utilización del mismo, son necesarios los conocimientos de la biomecánica deportiva para garantizar una buena utilización y uso.

PUNTO CLAVE

En los diferentes campos profesionales de la actividad física existen cuatro ámbitos

de actuación de la biomecánica en los que se requiere la utilización de herramientas y técnicas instrumentales y metodología científica: 1) ámbito de la educación y la reeducación física; 2) ámbito de la metodología del aprendizaje deportivo; 3) ámbito del rendimiento deportivo, y 4) ámbito de la gestión (material y equipamiento deportivo).

2. METODOLOGÍA CIENTÍFICA

El origen histórico de la investigación en biomecánica fue la observación netamente cualitativa de hechos; es más, hasta hace muy pocas décadas, ha carecido tanto de técnicas de observación adecuadas a la complejidad de su objeto de estudio, como de procedimientos con los que elaborar resultados a partir de la deficiente información que era capaz de obtener. El desarrollo de las tecnologías aplicadas y del método de la investigación facilitó que, con el paso de los años, la investigación en biomecánica pueda plantearse en términos cuantitativos, y adopte la utilización estricta del método científico. La biomecánica, con gran vocación de aplicabilidad, tuvo un desarrollo paralelo a la evolución de otras ciencias y tecnologías, atravesando tres etapas evolutivas:

- La etapa de los pioneros o precursores de la biomecánica (Leonardo, Galileo o Borelli) en la que se desarrollan las primeras aportaciones de manera aislada y casi anecdótica.
- La etapa de nutrirse de métodos de las otras ciencias y tecnologías, para explorar los problemas de su propio objeto de estudio.
- La etapa de los métodos propios, concebidos y adaptados a los propósitos concretos.

Estas fases han ido sucediéndose a lo largo de la historia de la biomecánica, aunque con cierta superposición, pudiéndose afirmar que en la actualidad la biomecánica se encuentra casi afianzada en la tercera etapa: la del establecimiento de sus propios procedimientos metodológicos científicos, siendo capaz, a través de esta metodología, de analizar las variables relevantes, descriptivas, causantes o producto del movimiento, que permitan construir modelos físicos y matemáticos, con el objetivo final (similar al de otras ciencias) de explicar o predecir el movimiento.

Determinados autores (Heinemann, 2003; Gutiérrez, 2005) muestran el conocimiento científico como un conjunto organizado de conocimientos adquiridos mediante la aplicación de la misma metodología, la cual permite abordar problemas u alcanzar objetivos mediante un procedimiento regular, explícito y repetible. Y aunque sea distinta la naturaleza de los problemas que se aborden, según Pereda (1987), con el método científico todos parten de los mismos presupuestos básicos (orden, determinismo y comprobabilidad), buscan problemas a sus respuestas de una forma restrictiva (empíricas, públicas y repetibles) y tratan de llegar a las mismas metas generales (conocimiento y predicción):

- *Orden.* Que en la medida de lo posible durante el desarrollo de un trabajo científico los hechos no ocurran de forma caótica, aleatoria o casual (aunque esta premisa en la actividad deportiva sea compleja en análisis de determinados deportes colectivos).
- *Determinismo.* Que exista una “*causa*” (factores o variables) para el “*efecto*” que se va a analizar. Es decir, el “*efecto*” de la propulsión del nadador en el agua, depende de diversas “*causas*”, entre las que destacan la horizontalidad del cuerpo, la trayectoria y recorrido de las extremidades, etc...
- *Comprobabilidad.* Que aquello que se desea analizar pueda ser observado y medido. En este sentido, hay una gran dependencia de la existencia o no de la técnica instrumental capaz de registrar lo que se desea analizar. Por ejemplo, tal y como se ha señalado en el capítulo de los precursores de la biomecánica, hasta el desarrollo de la cámaras de filmación Muybridge no pudo comprobar la fase aérea del caballo durante la carrera.
- *Empírico.* Aquello que se desea medir o analizar tiene que ser real y susceptible de ser medido. Y en el caso de mediciones intangibles o conceptos más abstractos (p. ej., efecto de la gravedad, aerodinámica, etc...), lo que se mide es el efecto de estas propiedades, basándose en un protocolo determinado.
- *Público.* Relacionado con la capacidad de que toda persona pueda ser capaz de observar el hecho u objeto de estudio.
- *Réplica.* El proceso y los resultados de una investigación científica deben estar al alcance de todos, para que cualquier persona pueda

reproducir y contrastar los resultados.

- *Conocimiento y predicción.* Dependiendo de la situación en la que se encuentre el conocimiento científico en cada área u objeto de estudio, si se encuentra en sus inicios, el objetivo del método científico será simplemente describir el hecho. En una siguiente fase, el objetivo debe ser analizar las posibles correlaciones entre variables, es decir, explicar porqué ocurren los hechos, y predecirlo.

PUNTO CLAVE

La metodología científica requiere de una serie de etapas o fases en su desarrollo que garanticen la correcta aplicación del método. Estas etapas se distribuyen en: 1) identificar y delimitar el problema; 2) contrastar el problema con el conocimiento (revisión de la literatura); 3) formular hipótesis; 4) verificar las hipótesis (contrastarla); 5) analizar la fiabilidad de las técnicas de registro empleadas; 6) analizar, discutir, concluir y comunicar los resultados, y 7) formular nuevos problemas (futuras líneas de investigación).

3. LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE

El Libro Blanco del Título de Grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (Programa de Convergencia Europea-ANECA) diferencia seis campos fundamentales de conocimiento en los que se llevan a cabo numerosas líneas de investigación. Como muestra la [tabla 1](#), las técnicas de investigación que se están desarrollando en las Ciencias de la Actividad Física y del Deporte son muy numerosas y variadas, observándose en el campo de conocimiento denominado “*Ciencias morfológicas, biomecánica y ergonomía aplicadas a la actividad física y el deporte*” las principales líneas de investigación a las cuales contribuye la biomecánica deportiva. Éstas son:

- a) Análisis biomecánico de la técnica deportiva. Supone el análisis físico-matemático de los movimientos deportivos para identificar y controlar las variables mecánicas que determinan su eficacia.
- b) Desarrollo metodológico y técnicas de instrumentación. El objetivo es mejorar la instrumentación y la metodología empleada en los estudios

biomecánicos.

- c) Modelado y simulación de la técnica deportiva. Se utiliza la informática para mejorar la técnica deportiva mediante la manipulación virtual de variables mecánicas y el análisis de sus posibles efectos sobre el rendimiento.
- d) Comportamiento biomecánico del sistema musculoesquelético. Con el objeto de evitar lesiones y mejorar el rendimiento, se realizan estudios sobre las respuestas mecánicas de los tejidos biológicos al movimiento y a la interacción con el medio.
- e) Biomecánica aplicada a los deportes para discapacitados. Se profundiza en el conocimiento de las peculiaridades de las poblaciones especiales, con el fin de incrementar su seguridad y rendimiento en los deportes adaptados.
- f) Diseño de complementos y equipamiento deportivo. Se desarrollan estudios para mejorar los materiales deportivos y, de este modo, el rendimiento y la seguridad de los deportistas.

4. HERRAMIENTAS Y TÉCNICAS INSTRUMENTALES

Entre las principales contribuciones de la biomecánica al área de las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, destaca el desarrollo de herramientas, técnicas instrumentales y metodologías de análisis propias. De hecho, Aguado *et al.* (1997) citan entre los objetivos de la biomecánica deportiva el “*ofrecer nuevos aparatos y desarrollar metodologías de registro*”. En la mayoría de los casos, estas herramientas empleadas para el estudio de la biomecánica del movimiento humano determinan el tipo de análisis que es posible realizar, estando supeditadas en ocasiones las variables biomecánicas de interés a la disponibilidad y/o acceso a la instrumentación necesaria.

Generalmente, las herramientas y/o tecnologías necesarias para un análisis biomecánico están desarrolladas; sin embargo, cabe mencionar una serie de particularidades a la hora de su utilización, entre las que destacan:

- El coste económico que supone el acceso a determinados instrumentos y metodologías.
- El tiempo necesario para el entrenamiento con el instrumental y puesta

en funcionamiento de herramientas muy sofisticadas.

- La dificultad de instrumentar al deportista con herramientas que puedan interferir negativamente en su ejecución.

La utilización de estos instrumentos permite contribuir de manera satisfactoria tanto al deporte de alto rendimiento, como a las diferentes actividades físicas que diariamente se realizan. Así, Brizuela y Llana (1987), desde la perspectiva del rendimiento, señalan que *“estas técnicas instrumentales permiten cuantificar la calidad técnica de los movimientos de los deportistas de elite, crear modelos técnicos o patrones de movimiento y establecer comparaciones con ellos mismos en distintos períodos de entrenamiento o con otros deportistas”*. Pero no sólo son útiles para el deporte de competición, sino que desde la perspectiva de la actividad física, también se emplean para analizar acciones en nuevas prácticas deportivas (*spinning, Nordic Walking, Pilates, aquaerobic, Taichi, etc.*), así como para el análisis de máquinas o aparatos deportivos (máquinas de musculación, máquinas para el *fitness*, etc.). Además del análisis en estas técnicas y acciones deportivas, la instrumentación en biomecánica deportiva también contribuye al rendimiento y la calidad de vida de los deportistas mediante la evaluación de pavimentos o superficies deportivas (Durá, 1999; Nigg, 1987; Pérez, 2008), y material deportivo (Brizuela, 1996; Llana, 1998), especialmente mediante el desarrollo de herramientas y técnicas instrumentales específicas para cada deporte.

Tabla 1. Líneas de investigación desarrolladas en los principales campos de conocimiento de las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Libro Blanco del Título de Grado, ANECA).

Campos de conocimiento	Líneas de Investigación
EDUCACIÓN FÍSICA Y ENSEÑANZA DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE	Mejora global de los planteamientos de enseñanza.
	El análisis de la enseñanza.
	Profesor experto - profesor principiante.
	Conducta del docente e implicación y esfuerzo del alumnado.
	Retroalimentación suplementaria, especialización y experiencia del docente.
	Presentación de las tareas de enseñanza.
	Control de la clase y mantenimiento de la disciplina.
	Enseñanza Deportiva.
	El pensamiento del docente.
	El pensamiento del alumno.
	La enseñanza reflexiva.
	Actitudes de los alumnos hacia la enseñanza, relativa a la actividad física y el deporte, las clases como acontecimiento social.
	La motivación en relación con la adherencia a la práctica de la actividad física y el deporte.
Contexto de la clase, entorno socio-cultural y transmisión de ideología.	
La influencia de la cultura en la enseñanza de la actividad física y el deporte.	
EL DEPORTE Y LAS PRÁCTICAS FÍSICO-DEPORTIVAS	Mejora del rendimiento del deportista.
	Mejora de la competitividad del deportista.
	Metodología Deportiva.
	Nuevas tecnologías aplicadas al deporte.
CIENCIAS SOCIALES Y COMPORTAMENTALES APLICADAS A LA PRÁCTICA DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE	Habilidades y competencias psicológicas de los deportistas y practicantes de ejercicios físicos.
	La evaluación psicológica y los programas de intervención psicológica en los diferentes niveles de pericia.
	Medición de los procesos psicológicos e investigación transcultural en el deporte y el ejercicio.
	Control Motor y Aprendizaje Motor.
	Procesos evolutivos psicológicos y motrices.
	Procesos psico-sociales y dinámica de grupos.
	El proceso de socialización y el desarrollo moral en el deporte.
	Análisis cultural y social del fenómeno deportivo.
	La práctica de la actividad física y el deporte dentro de los grandes grupos sociales.
	Deporte y el género.
Deporte y Sociedad.	

FISIOLÓGIA DEL EJERCICIO, ORIENTADA HACIA LA SALUD Y HACIA EL RENDIMIENTO DEPORTIVO	Regulación del metabolismo durante el ejercicio, desde el nivel sistémico hasta el nivel molecular.
	Factores determinantes de la fatiga.
	Identificación de los factores genéticos relacionados con el rendimiento deportivo.
	Explicación de los mecanismos por los que distintos programas de entrenamiento producen las mejoras en el rendimiento deportivo.
	Desarrollo de nuevos procedimientos para el estudio del flujo sanguíneo local y del consumo de O ₂ local muscular, aplicables al ser humano.
	Desarrollo de nuevos procedimientos "no invasivos" para la medición de variables fisiológicas en seres humanos durante el ejercicio.
	Interacciones entre nutrición, ejercicio y recuperación: desde el nivel molecular hasta el organismo entero.
Estudio de los mecanismos fisiológicos que median la adaptación del ser humano al ejercicio en ambientes extremos.	
CIENCIAS MORFOLÓGICAS, BIOMECÁNICA Y ERGONOMÍA APLICADAS A LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE	Análisis biomecánico de la técnica deportiva.
	Desarrollo metodológico y técnicas de instrumentación.
	Modelado y simulación de la técnica deportiva.
	Comportamiento biomecánico del sistema músculo-esquelético.
	Biomecánica aplicada a los deportes para discapacitados.
ORGANIZACIÓN Y GESTIÓN DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE	Diseño de complementos y equipamiento deportivo.
	Aspectos socio-económicos de la actividad física y del deporte.
	Gestión de la calidad.
	Técnicas, herramientas y métodos de gestión.
	Equipamiento e infraestructura deportiva.
Regulación normativa y legislación.	
Marketing.	

Hasta la instrumentación actual, podría señalarse que la principal "herramienta" con la que se ha contado en el área de las ciencias de la actividad física y el deporte, y concretamente en la biomecánica deportiva, es "la observación y experiencia de los profesionales" (que gracias a la apreciación de errores, han sido capaces de aportar soluciones a sus deportistas). Del mismo modo, podría considerarse el metro y posteriormente el cronómetro (en segundos, décimas, y en centésimas de segundo finalmente) como los primeros instrumentos empleados para analizar la evolución y el rendimiento deportivo, seguidos de otros como las cámaras de fotografía y/o vídeo. Sin embargo, en la medida que el deporte se ha ido profesionalizando, aumentando el nivel técnico y táctico de los deportistas y su competidores, así como los avances en diferentes áreas del deporte: fisiología, psicología, comportamiento motor, didáctica, nutrición, etc. estos instrumentos son poco útiles para analizar la evolución del rendimiento y aportar "feedback" a la ejecución de los deportistas. Por este motivo, diferentes técnicas instrumentales han sido desarrolladas para evaluar y aportar información relevante en la ejecución deportiva, así como contribuir a la disminución de la epidemiología en determinados deportes y actividades físicas, y por lo tanto, mejorar la calidad de vida de los deportistas.

La mayor parte de estas técnicas instrumentales están basadas en la

obtención de determinados parámetros o registros, que pueden obtenerse de forma directa o indirecta. La diferencia principal entre ambos tipos de registros y/o parámetros radica, en que los registros directos se obtienen de forma simultánea y sin procesos intermedios (p. ej., fotocélulas y cronómetro). En cambio, los registros indirectos son aquellos que permiten obtener la medida de ciertos parámetros mediante la realización de un proceso de cálculo previo en el que son necesarias otras medidas externas para obtener su valor (p. ej., técnicas de fotogrametría). Tanto en las técnicas instrumentales de registro directo como indirecto van a ser necesarias unas técnicas de tratamiento de datos, circunscritas al ámbito de todas las operaciones realizadas mediante la gestión informatizada: suavizado de señales, programación, estadística..., hasta la elaboración de los resultados.

Entre las principales técnicas instrumentales empleadas por la biomecánica, tanto directas como indirectas, destacan:

- Las técnicas destinadas al *análisis cinemático* del movimiento, las cuales describen el movimiento, sin tener en cuenta las causas que lo producen o afectan. Al respecto, las variables frecuentemente analizadas están relacionadas con el tipo de desplazamientos, velocidades y aceleraciones.
- Las técnicas destinadas al *análisis cinético* del movimiento, las cuales permiten obtener información sobre las causas (cargas mecánicas) que generan el movimiento, o las producidas durante el mismo. Son analizadas fuerzas, momentos o presiones que actúan en el cuerpo humano tras su interacción con el medio.

Se presenta a continuación una breve descripción de herramientas y técnicas instrumentales, empleadas en la biomecánica deportiva para analizar estas variables de tipo cinemático, cinético, o bien ambas conjuntamente.

4.1. Cronoscopios

Según las necesidades, existe una gran variedad de instrumentos capaces de medir el tiempo (parcial o final, en determinadas disciplinas deportivas, o entre diferentes acciones). En este sentido, la herramienta empleada para este tipo de mediciones es un cronoscopio (o cronómetro), que conectado a diferentes métodos de accionamiento (electrónicos o mecánicos), responde

ante diferentes eventos. El cronómetro se inicia en un instante de tiempo previamente seleccionado, frecuentemente cuando se inicia el movimiento, y se detiene en otro instante de tiempo deseado. En ocasiones, este cronómetro es fabricado por el propio investigador, entrenador u atleta, adaptándolo a los tiempos deportivos necesarios. Entre las herramientas empleadas para la medición de tiempos con un cronómetro destacan:

- *Las fotocélulas.*

Elemento que actúa como interruptor al paso de la corriente eléctrica, generando un haz de luz infrarroja y detectando si éste se mantiene o ha sido cortado. Existen dos tipos de fotocélulas, según su forma de funcionamiento. Un primer tipo de fotocélulas funcionan cerrando un contacto mecánicamente (relé) y su tiempo de accionamiento es del orden de 1 milisegundo. Las del segundo tipo funcionan electrónicamente mediante salida a colector abierto (o a transistor), y poseen un retardo en su accionamiento del orden de 1 nanosegundo. Si las necesidades de medida se satisfacen con un cronómetro de centésimas de segundo de apreciación, bastará con utilizar fotocélulas de accionamiento por cierre de contacto, las cuales son de más simple conexión, por ejemplo, a un cronómetro manual. Por el contrario, si se desea utilizar un cronómetro con milésimas de segundo de precisión, será conveniente utilizar las del tipo electrónico.

- *Las plataformas de contacto.*

Son elementos sencillos que funcionan al igual que las fotocélulas con un interruptor que acciona un cronómetro en el instante del contacto. En la mayoría de las ocasiones son empleadas para registrar tiempos de vuelo ([figura 1](#)), y por consiguiente la altura alcanzada en un salto vertical; sin embargo su uso es frecuente en el accionamiento en diferentes tipos de instrumental.

Otro tipo de instrumentos similares a las plataformas de contacto (que funcionan a través de transductores de presión, generalmente piezoeléctricos) son las superficies flexibles o plataformas de presión. Sin embargo, por las características de su funcionamiento y por tener una aplicación mayor (no únicamente la adquisición de tiempos), serán descritas en el apartado de las técnicas presurométricas.



Figura 1. Salto sobre plataforma de contacto.

■ *Micrófonos.*

Elementos que permiten, tras superar un determinado umbral de sonido, cerrar un circuito eléctrico que acciona/detiene un cronómetro ([figura 2](#)).

■ *Combinación de diferentes dispositivos.*

Como sucede en la mayor parte de la instrumentación en biomecánica, estos instrumentos no se emplean de manera aislada, e incluso la necesidad del entrenador o investigador hace que muchos de ellos se adapten para analizar una o determinadas variables. Se presentan a continuación dos ejemplos:

- Combinación de fotocélulas y micrófonos. Además de la aplicación en disciplinas atléticas (como, por ejemplo, los 100 m lisos en atletismo), la sucesión de diferentes fotocélulas interconectadas a un cronómetro en un plano frontal (señal de inicio) y un micrófono (señal de finalización) podría ser útil para analizar la velocidad en distintas disciplinas deportivas como por ejemplo, el lanzamiento de balonmano, el saque en tenis, el *swing* en golf, etc.

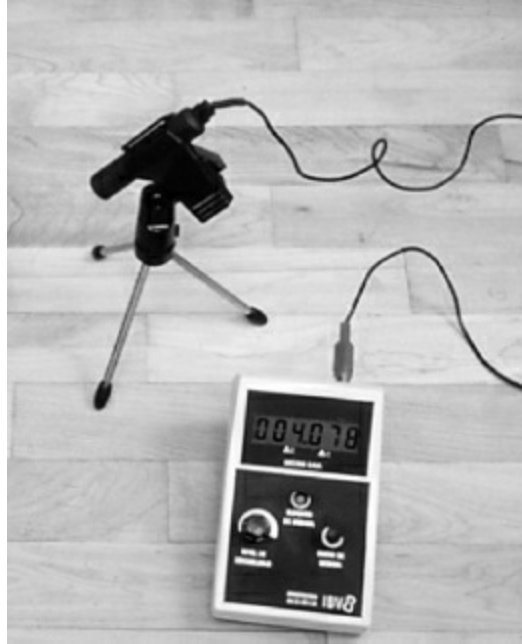


Figura 2. Micrófono.

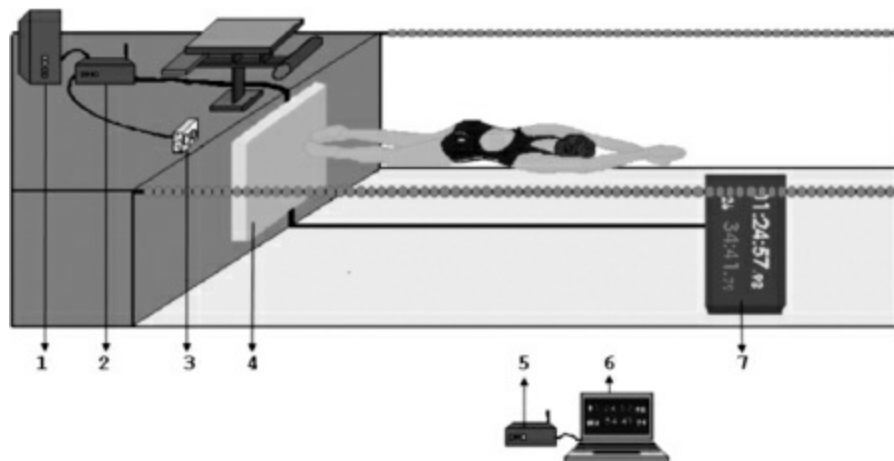


Figura 3. Cronómetro subacuático (Pérez et al., 2009).

- Aplicación de la plataforma en el medio acuático. Tal y como se ha comentado anteriormente, las plataformas están muy relacionadas con la puesta en funcionamiento o finalización de un cronómetro. Sin embargo, la información y la aplicación de éstas puede ser diversa. Muestra de ello es el cronómetro subacuático “Swimtimer”® (figura 3), que gracias a su combinación con una plataforma de contacto informa al nadador de sus tiempos parciales, totales, número de virajes, velocidad, y en su última versión, transmitir información del técnico tras el viraje

del nadador.

4.2. Cinematografía/fotogrametría

Dado que el ojo humano no es capaz de retener la totalidad de una acción, debido fundamentalmente al parpadeo, un gran número de investigadores dedicó gran parte de sus esfuerzos al desarrollo de herramientas capaces de ofrecer imágenes en movimiento permanentemente. En este sentido, antes que la secuenciación de imágenes existió la “imagen”, que gracias al francés Nicéphore Niepce (1765-1883) fue posible, tras inventar en 1827 la cámara fotográfica. A partir del desarrollo de la cámara fotográfica y con el paso del tiempo, la secuenciación de imágenes fue adquiriendo una mayor resolución espacial y temporal.

Tal y como se ha señalado en el capítulo referente a los precursores de la biomecánica, el francés Étienne Jules Marey (1830-1904) y el inglés Eadweard Muybridge (1830-1904) fueron los precursores en la utilización de las técnicas de cinematografía, mediante cámaras de fotografía para el análisis del movimiento. Es a partir del desarrollo de la cámaras fotográficas cuando la biomecánica deportiva aporta conocimientos, en distintas disciplinas deportivas, mediante el análisis de variables cinemáticas de interés como: la posición del centro de gravedad, posición y rangos de movimiento en determinadas articulaciones, velocidades, trayectorias, etc...

Pese a que inicialmente las cámaras de cine ([figura 4](#)) tuvieron una mayor resolución temporal (cine super 8 (4,2 x 5,7 mm): 250 imágenes/s, cine 16 mm (7,5 x 10,3 mm): 500 imágenes/s, cine 32 mm (18 x 24 mm): 500 imágenes/s), actualmente las cámaras domésticas (25-30 imágenes/s), las digitales 30-60 imágenes/s) y las de alta velocidad (algunas incluso 1.500 imágenes/s) han descartado el uso de las cámaras de cine en la biomecánica deportiva en empleo de técnicas de fotogrametría ([figura 5](#)).

El empleo de una o varias cámaras sincronizadas entre sí permite la digitalización de imágenes para la realización de un análisis plano (2D) o tridimensional (3D). En este sentido, cabe destacar en los últimos años la evolución de dos aspectos en el proceso de digitalización:

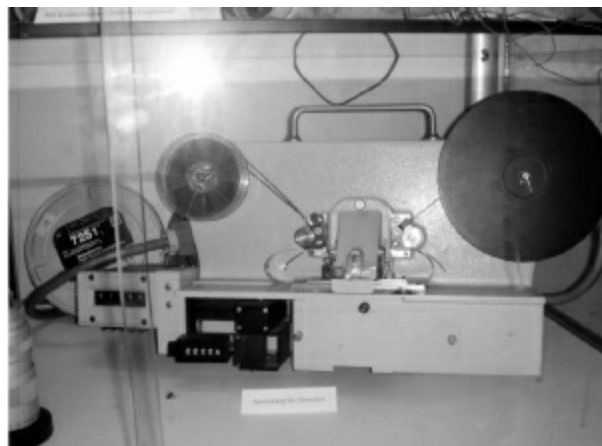
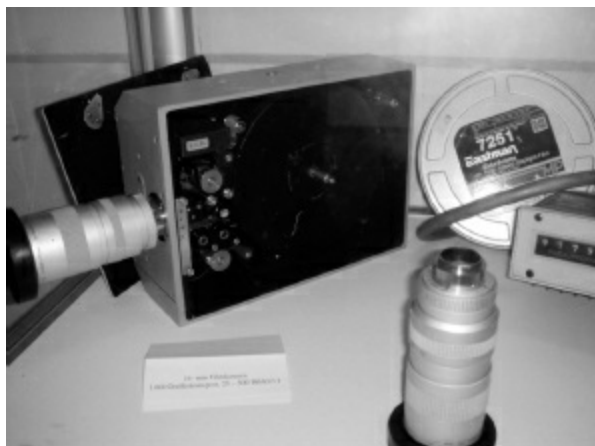


Figura 4. Cámara cinematográfica.

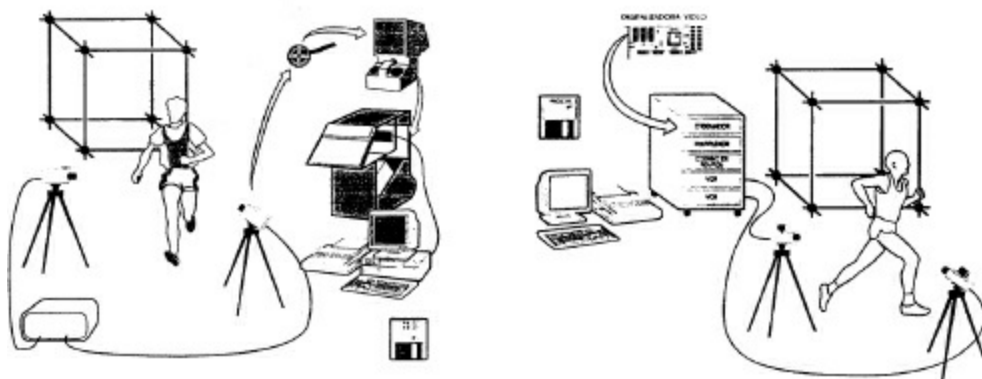


Figura 5. Síntesis del proceso de grabación y digitalización de escenas grabadas con cámaras de cine y vídeo (Vera y Hoyos, 1993).

- a) La rapidez en la obtención de las imágenes a digitalizar en las cámaras de vídeo (analógico y fundamentalmente digital).
- b) La digitalización automática.

Además de la utilización de las cámaras de vídeo para en análisis del movimiento, una cámara de vídeo también puede ser una valiosa y precisa herramienta para cronometrar gestos deportivos variados, siempre y cuando se delimiten las distancias que luego utilizarán, por ejemplo, para conocer velocidades de paso teniendo en cuenta los problemas del paralaje, o establecer los criterios para determinar los eventos de inicio y final de las fases a cronometrar de una acción deportiva determinada.

4.3. Electrogoniometría

Los electrogoniómetros ([figura 6](#)) son transductores de ángulos que, al colocarse en una articulación determinada, permiten conocer la evolución de la posición angular en el tiempo. Son empleados con frecuencia en análisis de laboratorio, y en función de su tipología: uniaxial, biaxial o triaxial, permiten obtener diferentes coordenadas de una articulación. En muchos electrogoniómetros, el elemento sensible al desplazamiento articular es un potenciómetro o resistor (mecanismo electrónico que modifica la resistencia de la corriente eléctrica) (Robertson y Caldwell, 2004). Una parte del potenciómetro se coloca sobre un segmento de la articulación, y la otra, sobre el segmento contiguo. De este modo, cualquier movimiento angular deforma el potenciómetro, y éste altera la intensidad de la corriente eléctrica.

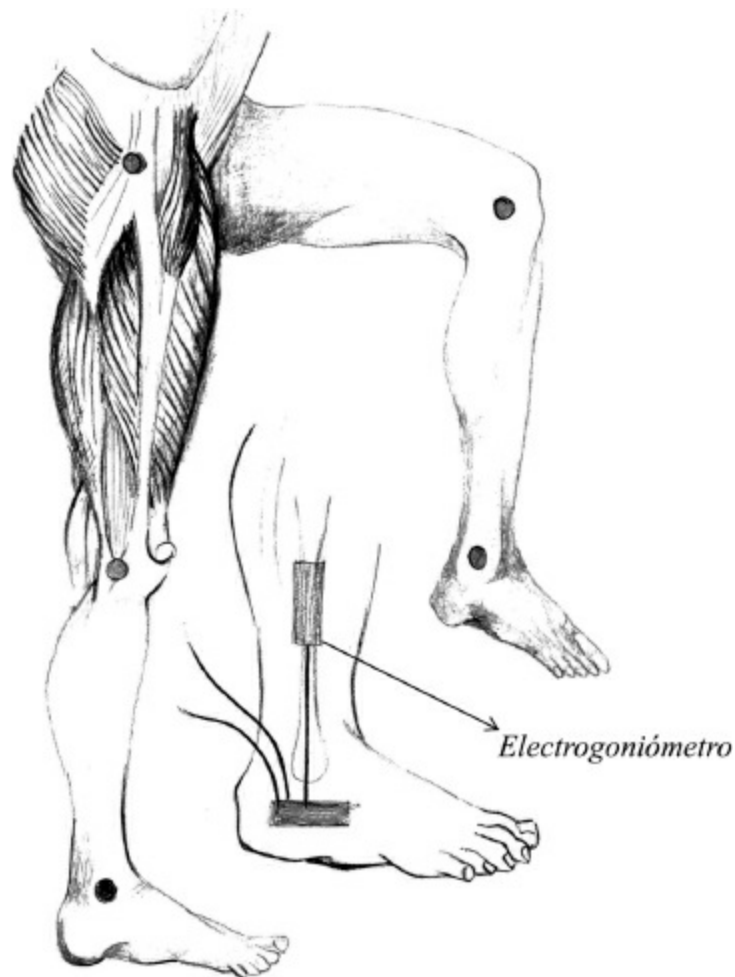


Figura 6. Utilización de electrogoniómetros en las extremidades inferiores.

Existen sistemas como el Isotrak y el Fastrak (Polhemus Inc., USA), que se basan en la creación de campos electromagnéticos. Estos dispositivos disponen de un transmisor electromagnético que se coloca en un lugar de referencia, y uno o varios receptores que se colocan sobre los segmentos a movilizar. Permiten el registro y análisis del movimiento angular en tres dimensiones.

La aplicación de la electrogoniometría al estudio de las técnicas deportivas presenta algunas ventajas, basadas fundamentalmente en la simplicidad de funcionamiento y la velocidad de tratamiento de las señales obtenidas. La evolución temporal de los ángulos medidos puede verse reflejada en la pantalla de un ordenador incluso en tiempo real. Sin embargo, presenta como principal desventaja la necesidad de instrumentar al deportista, hecho que limita la utilización de estas herramientas a deportistas que se presten a ello, y los convierte en instrumentos solamente utilizables durante entrenamientos o en condiciones de laboratorio. Sin embargo, su carácter práctico les hace ser muy eficientes a la hora de evaluar la ejecución técnica, así como brindar retroalimentación inmediata al científico y al deportista.

4.4. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica para el estudio de la función neuromuscular a través del registro, procesamiento y análisis de la actividad eléctrica que emanan las fibras musculares durante la activación muscular (señales mioeléctricas). Esta técnica permite estudiar la intensidad de la activación y la coordinación de los músculos durante la ejecución de diferentes movimientos o el mantenimiento de diversas posturas. Asimismo, facilita tanto el análisis de la fatiga muscular en ejercicios y deportes de resistencia, como el estudio de la respuesta refleja y voluntaria de los músculos durante el control de la estabilidad y el equilibrio corporal.

Para el registro de las señales EMG de superficie, se colocan electrodos en la superficie del músculo ([figura 7](#)). Previamente, se prepara la piel mediante protocolos establecidos a tal efecto. Con frecuencia, la electromiografía suele emplearse combinada con la utilización de electrogoniómetros.

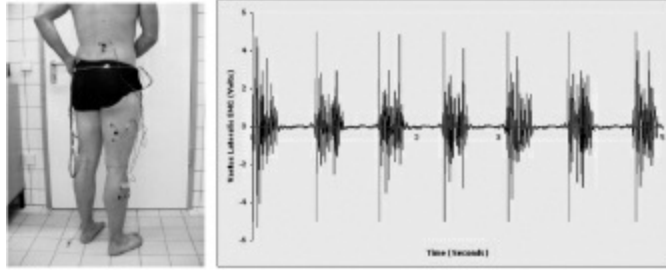


Figura 7. Aplicación de los electrodos de EMG, y registro electromiográfico del vasto externo.

4.5. Dinamografía

La dinamografía es una técnica que permite medir la fuerza realizada durante una acción determinada, es decir, permite obtener información sobre las cargas mecánicas que generan el movimiento, o las que se producen durante la realización de movimiento. Pese a que ha sido utilizada por la ingeniería durante décadas, no se utilizó para el análisis de la fuerza humana aplicada a acciones deportivas hasta principios del 1960. En sus orígenes, la dinamografía únicamente medía el máximo de fuerza estática, y para ello empleaba un muelle junto con un cable que recogía la tensión muscular (figura 8).

Sin embargo, en las últimas décadas, captadores de tensión como: sensores de fuerza, sensores de presión/eléctricos, han permitido desarrollar un gran número de herramientas capaces de registrar la fuerza, momentos y presiones que actúan sobre el cuerpo humano en su interacción con el medio, y en distintas acciones deportivas (figura 9): palas de Kayac, plantillas de fuerza, sensor de fuerza propulsiva tras un viraje en natación, pedales instrumentados, esquís instrumentados, etc.

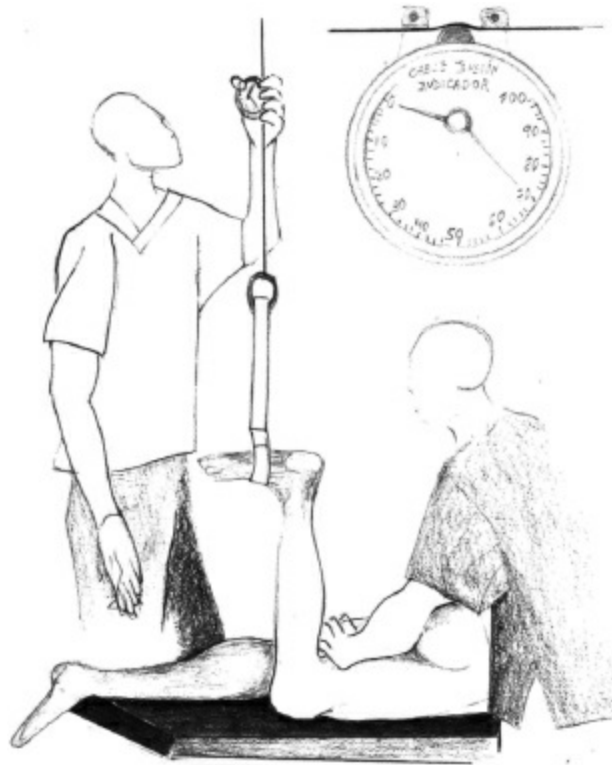


Figura 8. Instrumento de dinamografía con un cable tensiómetro.

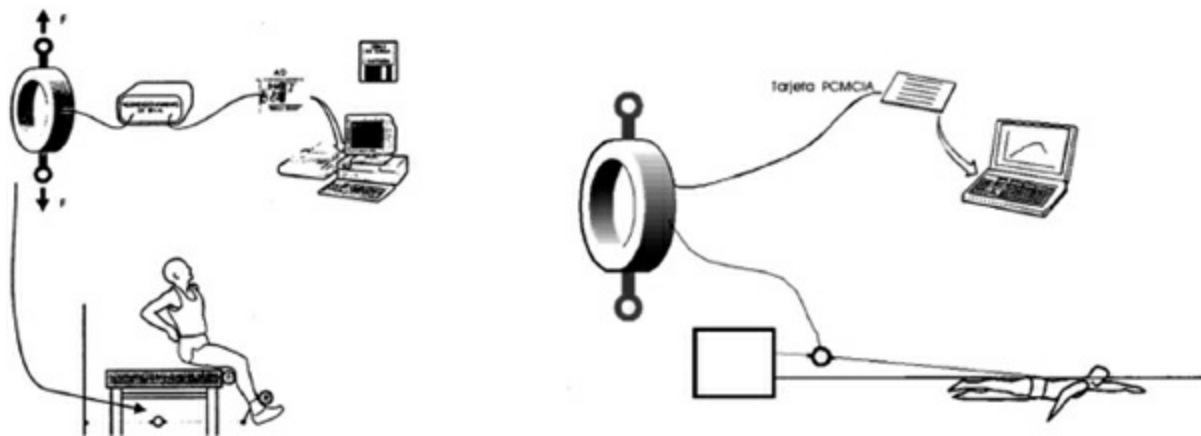


Figura 9. Diversas aplicaciones de los transductores de fuerza.

La eficiencia en la aplicación de fuerza que es capaz de generar el deportista, necesita el análisis de una serie de variables tales como la cantidad de fuerza óptima, tiempo aplicado, pendiente, dirección y sentido, etc. Algunas de estas variables son analizadas tanto en situaciones de laboratorio como en condiciones reales mediante diferentes herramientas, entre las que destacan diferentes tipos de transductores (células de carga), dinamómetros,

así como una de las herramientas más empleadas en la biomecánica deportiva: la plataforma de fuerza.

- *La plataforma de fuerza.*

Llegó a ser la herramienta de análisis más fascinante en el mundo deportivo durante los años setenta, siendo utilizada en el estudio de diferentes disciplinas. Permite el registro de las fuerzas de reacción del suelo en sus tres ejes, siendo en la mayoría de las ocasiones un instrumento no transportable (figura 10). Existen de diversos tamaños, diseños y formas, pudiendo ser de dos tipos: piezoeléctricas y extensométricas.

El análisis de la marcha (figura 11) y de la carrera han sido gestos frecuentemente analizados con este instrumental, ya que permite analizar la magnitud del impacto, así como determinar la eficacia técnica del deportista durante la fase de amortiguación y/o impulso.

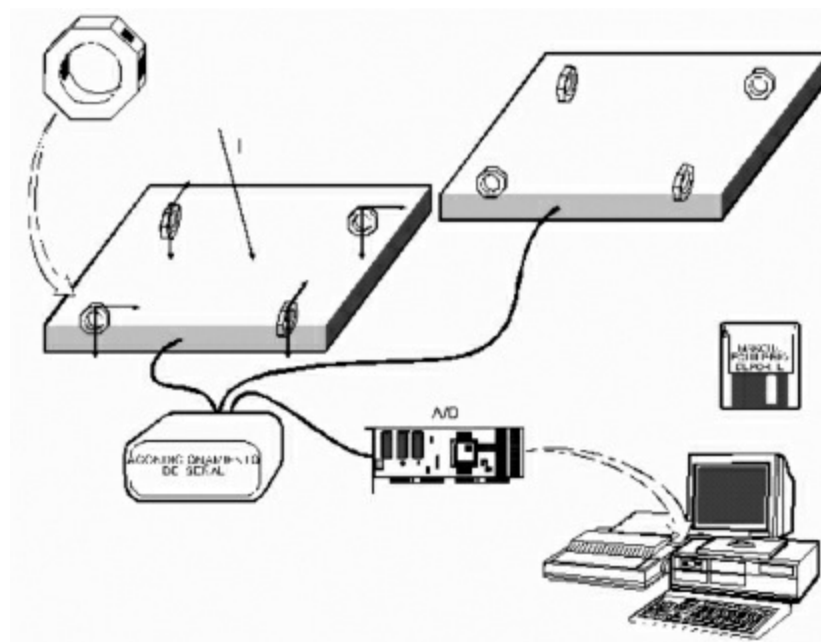


Figura 10. Esquema de funcionamiento de la plataforma dinamométrica (Vera y Hoyos, 1993).

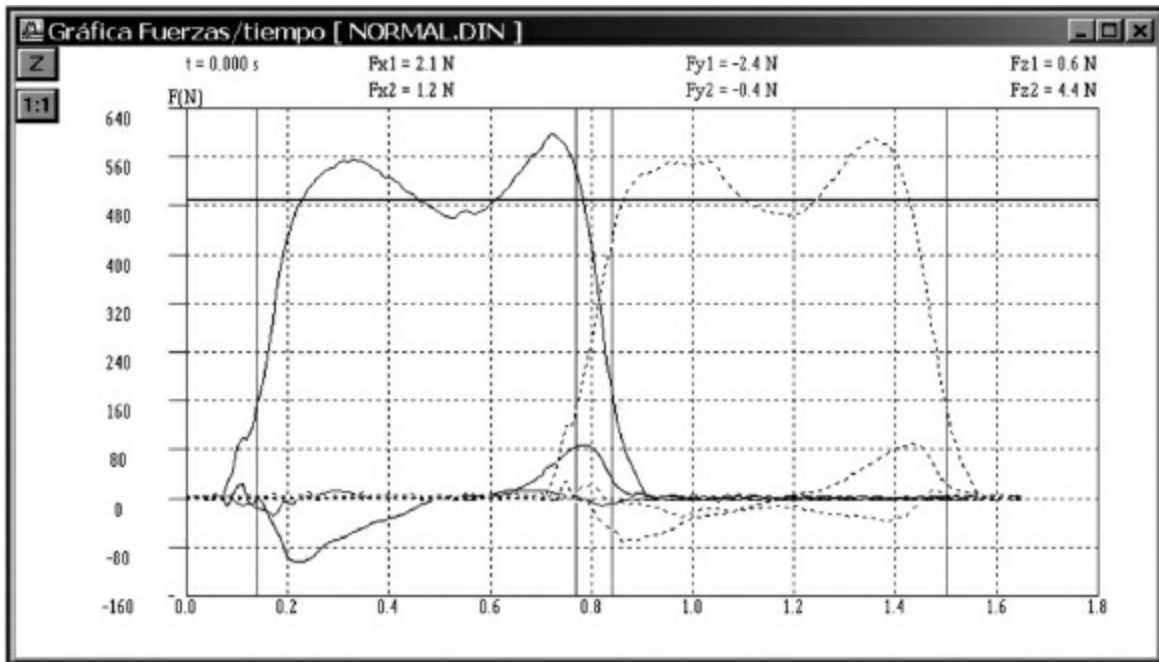


Figura 11. Patrón característico de las tres componentes de la fuerza de reacción sobre ambos pies en la marcha humana normal, registrado mediante dos plataformas dinamométricas.

4.6. Acelerometría

Los acelerómetros son instrumentos de baja masa (figura 12) que fijados a un elemento óseo sobre la superficie de la piel permiten registrar las aceleraciones en un segmento corporal durante la actividad deportiva. Frecuentemente se utilizan para analizar el impacto durante el contacto del pie con el suelo en diversas acciones deportivas: carrera, marcha, acciones que impliquen salto y recepción, o bien para en diseño de equipamientos y calzado deportivo. Junto con la utilización de una plataforma dinamométrica, permiten analizar el índice de transmisión del impacto en los diferentes segmentos corporales.



Figura12. Esquema de funcionamiento de un equipo de acelerometría inalámbrica con dos acelerómetros (tibia y cabeza).

4.7. Electrodinografía y presurometría

El estudio de las cargas mecánicas y su distribución en la planta del pie ha sido frecuentemente analizado en la biomecánica deportiva, no sólo desde la perspectiva del rendimiento deportivo, sino también para la prevención de lesiones (personalización de plantillas, identificación de criterios para un calzado deportivo específico). El primer sistema desarrollado para la medición de fuerzas verticales de reacción fue desarrollado por Jules Marey (1830-1904) mediante la utilización de sensores neumáticos insertados dentro de las zapatillas ([figura 13](#)).

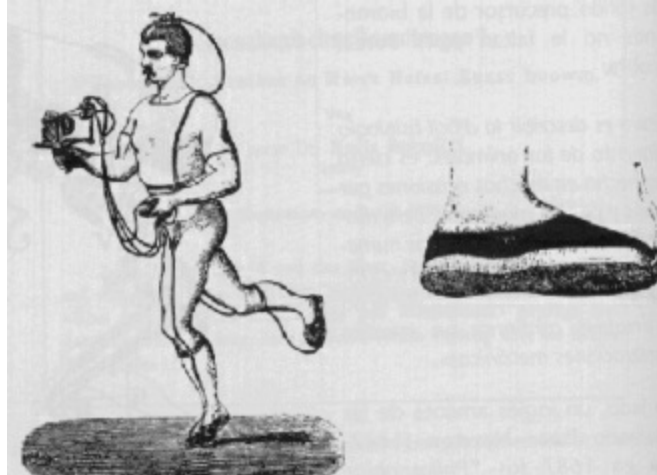


Figura 13. J. E. Marey. Sensor neumático (Campos, 2001).

Posteriormente, el uso de 6 sensores ubicados en el pie dio origen a las técnicas de electrodinografía (figura 14), más útil en el estudio de las cargas mecánicas.

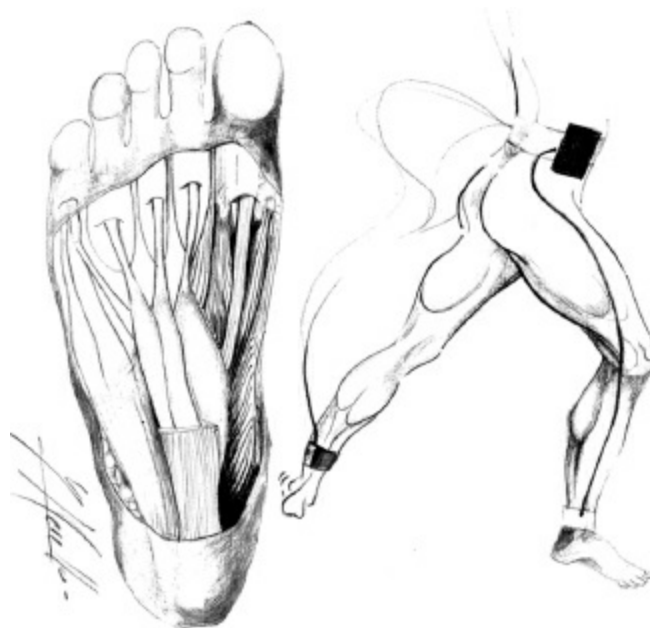


Figura 14. Técnicas de electrodinografía.

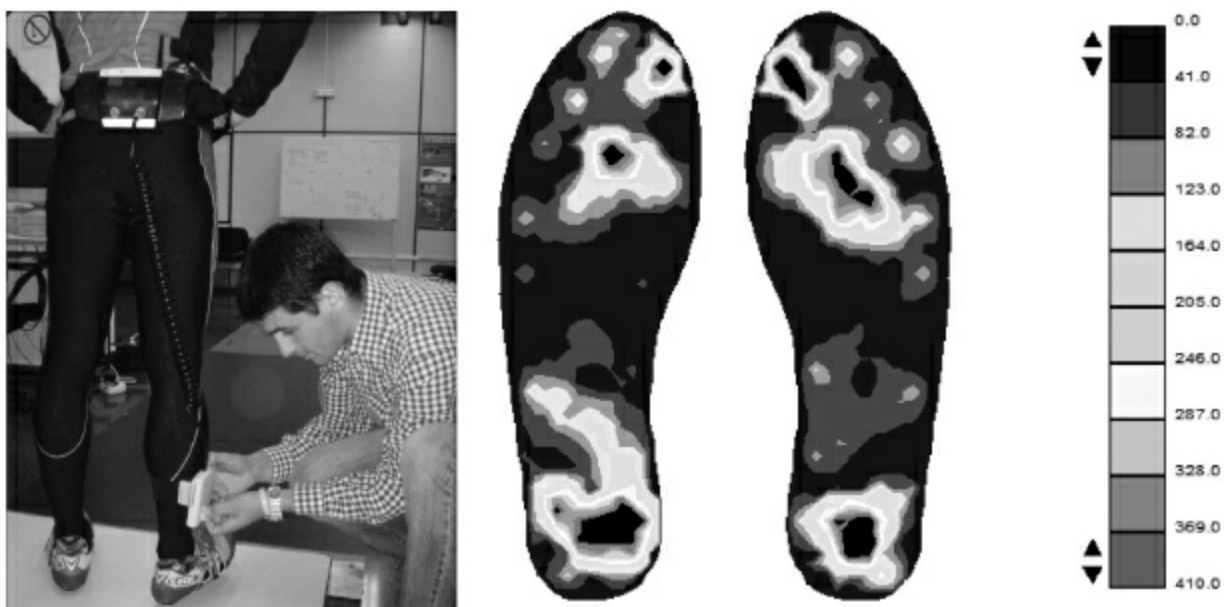


Figura 15. Instrumentación con plantillas para el registro de la presión plantar.

Finalmente, se han desarrollado herramientas que utilizan sistemas de medición de presiones (generalmente piezoeléctricas), que permiten el registro y análisis de la distribución de presiones en el apoyo dinámico del cuerpo humano. Destacan las superficies flexibles, las plataformas presiones y las plantillas y/o “guantes” instrumentados. Estos últimos permiten el registro y análisis dinámico de la distribución de presión durante la interacción pie-calzado (figura 15). Actualmente existen diversos sistemas de registro de las presiones plantares disponibles en el mercado como: Biofoot/IBV, Novel, Dinatto, F-Scan, Parotec-System.

Cabe mencionar también entre estas técnicas de presurometría las plataformas de presiones, superficies rígidas sobre las que se dispone una matriz de transductores de presión, que permiten el registro de las presiones en el apoyo del cuerpo humano, generalmente el pie, sobre una superficie plana durante la ejecución de un movimiento. Este instrumento permite determinar la evolución dinámica de las presiones de contacto durante el apoyo, y calcular su baricentro y la componente vertical de la fuerza aplicada. Debido a que su principal aplicación es el estudio del apoyo del pie en el suelo, se aplica fundamentalmente al estudio de la marcha humana y de aquellos movimientos deportivos en los que las características de este apoyo sean relevantes.

Muy similares a estas plataformas son las esterillas de presiones, las cuales, por su propiedad flexible al ser utilizadas, permiten analizar la

interacción de diferentes segmentos corporales con el suelo, sillín, asientos, etc...

4.8. Simulación: modelos matemáticos

El modelado matemático es una de las técnicas que más se utilizan hoy en día para el estudio e investigación en biomecánica, siendo una herramienta enormemente poderosa, pero a su vez limitada y de manejo complejo (Whittlesey y Hamill, 2004). Un modelo es una descripción desde el punto de vista de las matemáticas de un hecho o fenómeno del mundo real, desde la contracción muscular hasta el movimiento y la estabilidad articular. El objetivo del modelo matemático es entender el fenómeno en profundidad y, posiblemente, predecir su comportamiento en el futuro (Whittlesey y Hamill, 2004). Básicamente, el proceso para elaborar un modelo comienza con la definición del problema. Posteriormente, se identifican los parámetros y variables de interés, y se elabora un concepto inicial donde se describen gráficamente las variables. Finalmente, se formulan las ecuaciones matemáticas que describen el modelo. Dicho modelo se valida cuando los resultados matemáticos concuerdan con los datos que se obtienen de la realidad. Si los datos son diferentes, se reinicia el proceso.

Diversos investigadores han combinado modelos matemáticos con las características anatómicas de un cuerpo, con el fin de predecir la ejecución y/o desarrollo de nuevas técnicas en determinados deportes. Para ello, ha sido necesario en el desarrollo de estas técnicas la colaboración de expertos en matemáticas, anatomía, física, informática y técnicos deportivos, que gracias a la información obtenida por herramientas como la cinematografía, electromiografía, acelerometría, etc., han sido capaces de desarrollar modelos de ejecución. Introducidos los parámetros relevantes en el gesto a analizar y sus límites articulares (o posibles rangos), y mediante la utilización de algoritmos de movimiento, se puede conocer cómo varía una determinada acción en función del tiempo, velocidad, rango de movimiento, etc.

Estas técnicas de simulación no sólo son empleadas para el análisis de técnicas deportivas. En este sentido, en el diseño y desarrollo de material y equipamiento deportivo también se emplean técnicas de simulación, por ejemplo, para analizar la amortiguación de un calzado deportivo ante una carga repetitiva (durante la carrera), o bien para analizar el comportamiento y durabilidad de un pavimento deportivo. En este sentido, en el desarrollo de

material y equipamiento deportivo, el método de los elementos finitos (MEF) es un método numérico muy general para la resolución de ecuaciones diferenciales, muy utilizado en diversos problemas de ingeniería y física, así como fácilmente adaptable a problemas de difusión de calor, de mecánica de fluidos para calcular velocidades y presiones (fluidodinámica-CFD) (figura 16) o campos electromagnéticos.

Por su especial aplicación en el análisis biomecánico, cabe mencionar dentro de estas técnicas de simulación o modelos matemáticos, la dinámica inversa.

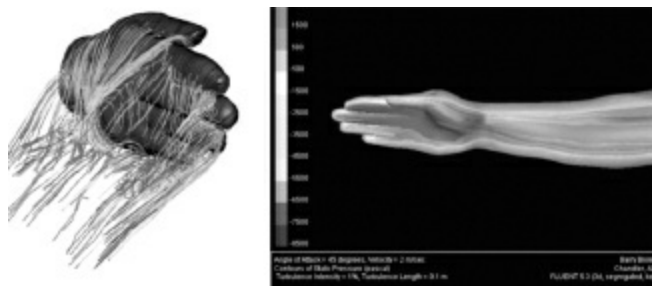


Figura 16. Simulación del fluido mediante CFD (Bixler y Riewald, 2002) (extraído de <http://www.fluent.com/>). (En Llana y Pérez, 2007.)

■ *La dinámica inversa.*

El análisis dinámico inverso se utiliza para calcular las fuerzas y momentos que intervienen en el movimiento de un sistema mecánico cuando el movimiento del sistema es conocido. Su objetivo es la obtención de información cuantitativa sobre la cinemática, la dinámica y el comportamiento mecánico del sistema musculoesquelético durante la ejecución de un determinado movimiento o actividad física.

Para realizar el análisis dinámico inverso (ADI) basta modelar el cuerpo humano como un sistema mecánico formado por sólidos rígidos unidos mediante pares cinemáticos, y caracterizar su cinemática mediante un sistema de captura de movimiento. Existen numerosas fuentes de error que afectan el resultado de este análisis, y esta discrepancia entre las magnitudes observables generadas por el sistema biológico real y las calculadas mediante el ADI del modelo biomecánico se ha denominado el problema fundamental de la dinámica inversa mioesquelética. Entre las fuentes de error más importante en el ADI, destaca: a) el ruido que introduce el sistema de captura de movimiento en las señales cinemáticas de desplazamiento adquiridas; b) el movimiento de la piel respecto al sistema esquelético, y c) el efecto del

movimiento de las masas de tejido blando (Alonso, 2005).

Finalmente y a modo de reflexión en este capítulo, referente a las herramientas y técnicas instrumentales, se puede observar la existencia de un gran número de instrumentos empleados por la biomecánica deportiva para el análisis del deportista y sus implementos. No obstante, la gran variedad en la instrumentación hace prácticamente imposible que todas las herramientas sean descritas, dado que algunas de ellas son específicas de cada disciplina deportiva, o se han desarrollado específicamente para analizar una determinada variable deportiva. Sin embargo, más que la disponibilidad de una herramienta para la realización de un estudio biomecánico, mayor es la importancia de la selección de la herramienta adecuada. Y en este sentido, que permita analizar las variables deseadas directamente, la facilidad de instrumentación en el deportista en caso necesario (o por el contrario, su instalación en el recinto deportivo) y sus posibilidades de sincronización con otros instrumentos son factores clave a la hora de seleccionar el instrumental.

PUNTO CLAVE

Cabe considerar una serie de particularidades en la instrumentación a emplear durante el planteamiento de un análisis biomecánico: a) el coste económico que supone el acceso a determinados instrumentos y metodologías; b) el tiempo necesario para la familiarización con el instrumental, y c) la dificultad de instrumentar al deportista y su interferencia con la ejecución técnica.

BIBLIOGRAFÍA

- Aguado, X., Izquierdo, M., González, J.L. (1997) *Biomecánica fuera y dentro del laboratorio*. León, Universidad de León.
- Alonso, F. J., Del Castillo, J. M., Pintado, P. (2005) Application of singular spectrum analysis to the smoothing of raw kinematic signals. *Journal of Biomechanics* 38: 1085-1092.
- Brizuela, G.A., Llana, S. (1987) Herramientas y técnicas para el análisis biomecánico. En: Camarero, S., Tella, V., Mundina, J. (Coord.). *El análisis de la práctica deportiva; una visión multidisciplinar*. Promolibro, Valencia.
- Campos, J. (2001) *Biomecánica y deporte*. FDM, Valencia.

- Durá, J.V., Hoyos, J.V., Lozano, L., Martínez, A. (1999) The effect of the shock absorbing sports surfaces in jumping. *Sports Engineering* 2:103-108.
- Gutiérrez, M. (1998) *Biomecánica deportiva: bases para el análisis*. Síntesis, Madrid.
- Gutiérrez, M., Oña, A. (2005) *Metodología de las ciencias del deporte*. Madrid, Ed. Síntesis.
- Hay, J.G. (1993) *The biomechanics of sports techniques*. New Jersey, Prentice Hall.
- Heinemann, K. (2003) *Introducción a la metodología de la investigación empírica en las ciencias del deporte*. Barcelona, Ed. Paidotribo.
- Izquierdo, M. (2008) *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Editorial Médica Panamericana.
- Kreigbaum, E., Barthels, K.M. (1981) *Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement*. Minneapolis, Minnesota, Burgess Publishing Co.
- Libro Blanco del Título de Grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Programa de Convergencia Europea de la ANECA. F. Del Villar (Coord.). (Título 1, págs. 23-54). http://www.aneca.es/activin/docs/libroblanco_deporte_def.pdf
- Llana, S., Pérez, P. (2007) *Natación y actividades acuáticas*. Marfil Editorial.
- Nigg, B.M., Yeadon, M. R. (1987) Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of Sports Science* 5: 117-145.
- Pereda, S. (1987) *Psicología experimental I. Metodología*. Madrid, Ed. Pirámide.
- Pérez, P., Llana, S., Brizuela, G., Encarnación, A. (2009) Effects of three feedback conditions on aerobic swim speeds. *Journal of Sports Science and Medicine* 8: 30-36. <http://www.jssm.org>.
- Pérez, P., Llana, S., Alcantara, E. (2008) Test mecánicos vs biomecánicos para simular impactos en gimnasia. *Archivos de Medicina del Deporte*, vol. XXV, nº 123: 435-441.
- Robertson, D.G.E., Caldwell, G.E. (2004) Planar kinematics. En: Robertson, D.G.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S.N. (Eds.). *Research methods in Biomechanics*. Champaign, Illinois, Human Kinetics, págs. 9-34.
- Vera, P., Hoyos, J.V. (1993) Técnicas instrumentales desarrolladas por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) para el análisis de las

actividades humanas. Ed. Instituto de Biomecánica de Valencia.

Whittlesey, S.N., Hamill, J. (2004) Computer simulation of human movement. En: Robertson, D.G.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S.N. (Eds.). *Research methods in Biomechanics*. Champaign, Illinois, Human Kinetics, págs. 211-225.

PARA SABER MÁS

Relacionado con algunos de los materiales descritos, las páginas web que se citan en la bibliografía permiten completar de forma más detallada el instrumental descrito:

<http://www.ibv.org/>

<http://www.sportmetrics.net/>

<http://www.novel.de/>

<http://www.kistler.com/>

Kerr, A. (2010) *Introductory biomechanics*. Ed. Churchill Livingstone.

PARTE V

APLICACIONES ESPECÍFICAS

LA MARCHA HUMANA Y LA CARRERA

19

Dra. Mademli, L.¹ y Dr. Morey, G²

1. Department of Physical Education and Sport Science at Serres Aristotle university of Thessaloniki)
2. INESCOP. Laboratorio de análisis funcional del calzado

RESUMEN

Podemos definir la marcha humana como el patrón de movimiento de nuestros segmentos durante la deambulación. El análisis de la marcha utiliza diversas técnicas para separar variables cinemáticas, dinámicas y otras. De este modo es posible describir algunos de los aspectos de la locomoción. El análisis de marcha es una herramienta que nos permite, entre otras cosas, comparar de forma objetiva aspectos específicos del patrón de carrera de un atleta antes y después de una intervención de entrenamiento, o del patrón de marcha de un paciente antes y después de una operación quirúrgica, o en comparación con el patrón "normal", para decidir la necesidad o no de intervenir.

El caminar se ha definido como una sucesión de caídas controladas. Al caminar, la proyección de nuestro centro de masas continuamente se sale de nuestra base de soporte, y si no adelantáramos la pierna libre, caeríamos.

PUNTO CLAVE

La marcha es un movimiento cíclico, y el ciclo de marcha es la unidad básica de medida en su análisis. Comúnmente el ciclo empieza en el instante del contacto del pie con el suelo, y finaliza en el instante inmediatamente anterior a que ese mismo pie vuelva a contactar con suelo para iniciar el paso siguiente.

Este capítulo se dedica al análisis biomecánico de la marcha. En él se presentan los parámetros más comunes que se utilizan, así como la instrumentación necesaria para su medición. En concreto, el capítulo se centra en la cinemática (en particular los ángulos articulares), la dinámica (centro de presiones, fuerzas de reacción del suelo, y los momentos y potencias articulares), así como en los patrones de inervación muscular. También se discute, como parámetro básico, la influencia de la velocidad en todos los demás parámetros.

1. INTRODUCCIÓN: HISTORIA, IMPORTANCIA Y CAMPO DE APLICACIÓN DEL ANÁLISIS DE MARCHA

Este capítulo está dedicado a la marcha, probablemente el más importante modo de locomoción humana. A los pocos meses de edad (aproximadamente 7), los bebés empiezan a gatear. Alrededor del primer año, los humanos iniciamos la marcha erguida sobre dos pies, y con el transcurso de los años cada uno de nosotros desarrolla su patrón de marcha particular. Aunque el interés por estudiar la marcha humana tiene sus raíces en un pasado muy lejano, los primeros experimentos objetivos sobre la marcha humana los realizaron los hermanos Weber en Alemania a mediados del siglo XIX (1836). Con ellos suscitaron un vivo interés por el estudio de la locomoción. Hacia finales del siglo XIX, Muybridge desarrolló en EEUU un método fotográfico para registrar secuencias temporales de fotografías: la cronofotografía. Al poco tiempo, la cronofotografía fue perfeccionada. Fueron Marey y su grupo en Francia y al poco tiempo también Braune y Fischer en Alemania, quienes por primera vez aplicaron la cronofotografía al análisis de la marcha humana. Marey fue uno de los primeros en utilizar la fotografía como “herramienta fotogramétrica”. Desde entonces hasta nuestros días, la tecnología en el campo de la captura de movimiento, tanto cinemática como dinámica, ha experimentado un desarrollo vertiginoso. A día de hoy tenemos a nuestra disposición sistemas mucho más rápidos y precisos, la mayoría de ellos basados en marcadores, que nos permiten obtener los parámetros típicos de un análisis de movimiento tridimensional, incluso en tiempo real.

El análisis de marcha se ha convertido en una de las herramientas básicas de la biomecánica deportiva y clínica. Mediante distintas técnicas de registro

podemos obtener datos objetivos que nos describen la cinemática, dinámica y otros aspectos de la marcha humana.

En el caso de la biomecánica deportiva podemos analizar los patrones de atletas (corredores o marchadores) de éxito, detectar qué parámetros son los que les distinguen del resto de atletas, identificar posibles problemas técnicos y tomar decisiones respecto al entrenamiento. También nos permite comparar los patrones antes y después de una intervención de entrenamiento o un cambio de zapatillas y comprobar así sus efectos. El fin último será siempre mejorar el rendimiento del atleta y a la vez mantener el riesgo de lesión razonablemente bajo.

La biomecánica clínica típicamente intenta definir patrones de marcha normal y patológica. Para ello también describen los cambios normales del patrón de marcha debidos a la edad. Más específicamente, el análisis clínico de la marcha humana se aplica a: a) el diagnóstico para distinguir mejor entre cuadros clínicos semejantes; b) la valoración del grado de afección o lesión; c) la selección terapéutica entre distintas opciones de tratamiento, y d) la evaluación de la efectividad del tratamiento o evolución del paciente.

Otra aplicación algo más novedosa del análisis de marcha es la identificación de personas. Tal como se ha mencionado antes, cada persona desarrolla un patrón de movimiento personal. El lector seguramente haya identificado a alguien alguna vez sólo por su forma de caminar. Esta vertiente del análisis de marcha, en la que se empezó a trabajar hará una década, se aplica en el campo forense y de la seguridad. De hecho, el patrón de marcha contiene mucha información acerca de la persona, rebasando la mera antropometría y los parámetros puramente mecánicos. Existen aplicaciones que permiten obtener rasgos del carácter, el estado anímico y/o la salud de una persona a partir de su forma de caminar.

De todo lo anterior podemos extraer que el análisis de la marcha tiene multitud de aplicaciones y que es seguramente una de las herramientas más importantes y utilizadas de la biomecánica.

En este capítulo se presentan los parámetros más comunes del análisis de marcha, así como la instrumentación necesaria para su obtención.

2. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

A continuación se presenta brevemente el instrumental de medida utilizado para el análisis de la marcha. Éste implica un análisis cinemático

(registro del movimiento del cuerpo en el espacio, [capítulo 4](#)) y un análisis dinámico (medición de las fuerzas implicadas en la generación de los movimientos observados, [capítulo 6](#)). Por consiguiente, el equipamiento requerido es el necesario para la captura de la cinemática y la dinámica expuestos en los capítulos pertinentes. Cuando éstos se utilizan de forma combinada, es necesario sincronizar ambos sistemas, de modo que la información cinemática y la dinámica tengan una base de tiempos común.

2.1. Captura cinemática

Existen varios sistemas y métodos de capturar la cinemática. Al principio, la fotografía era el método básico para la captura de movimiento. La utilización de iluminación estroboscópica se ha utilizado para fijar una secuencia de movimiento en una sola imagen fotográfica, permitiendo así analizar el movimiento registrado.

La tecnología fue avanzado y la película registrada en celuloide fue muy utilizada hasta que fue paulatinamente desplazada por la llegada del vídeo analógico. Éste era al principio de menor resolución tanto espacial como temporal y muy inferior en calidad a los buenos sistemas de celuloide. Sin embargo, su buen precio, su fácil manejo y sobre todo la disponibilidad inmediata de la imagen y la mayor facilidad de su análisis hicieron del vídeo el más popular de los sistemas. El vídeo analógico tenía que ser digitalizado para su análisis. Mientras tanto iban surgiendo sistemas de captura digitales más rápidos y de mayor resolución espacial, y con ellos también fueron incrementándose el número de cámaras utilizadas. Si antes para un análisis 3D era común utilizar sólo 2 cámaras y era extraño utilizar 4 ó más, los sistemas modernos raramente utilizan menos de 6, y en los laboratorios de biomecánica son comunes configuraciones de hasta 12 y más cámaras.

La mayor resolución temporal (ya con el celuloide se alcanzaban las 500 imágenes por segundo) permitió mejorar considerablemente el análisis de la carrera y del esprín. Además la facilidad del procesado de datos en los sistemas más modernos ha hecho que a día de hoy tengamos gran cantidad de datos que describen la cinemática tridimensional de la marcha a nuestra disposición.

Al principio era muy común el análisis en sólo dos dimensiones ya sea en el plano sagital o el frontal, o en los dos a la vez pero de manera separada. Dada su mayor sencillez sigue utilizándose cuando la pregunta a responder lo

permite y no se dispone de los recursos para un análisis tridimensional. El análisis 2D es aplicable al estudio de algunos gestos deportivos y también en la clínica, siempre que el movimiento principal a observar ocurra principalmente en un solo plano.

PUNTO CLAVE

Hoy en día casi todos los sistemas se basan en marcadores, ya sean pasivos (reflectantes) o activos (emisores de señal electromagnética o acústica pulsada). Independientemente del tipo de sistema, los sujetos de ensayo caminan por el pasillo de marcha o sobre la cinta continua, y el sistema devuelve las coordenadas tridimensionales de cada uno de los marcadores.

Los marcadores se distribuyen de forma que sirvan para definir un modelo (generalmente un sistema de múltiples sólidos rígidos articulados entre sí), que represente el cuerpo humano con sus segmentos, articulaciones y con su masa ([figura 1](#)).

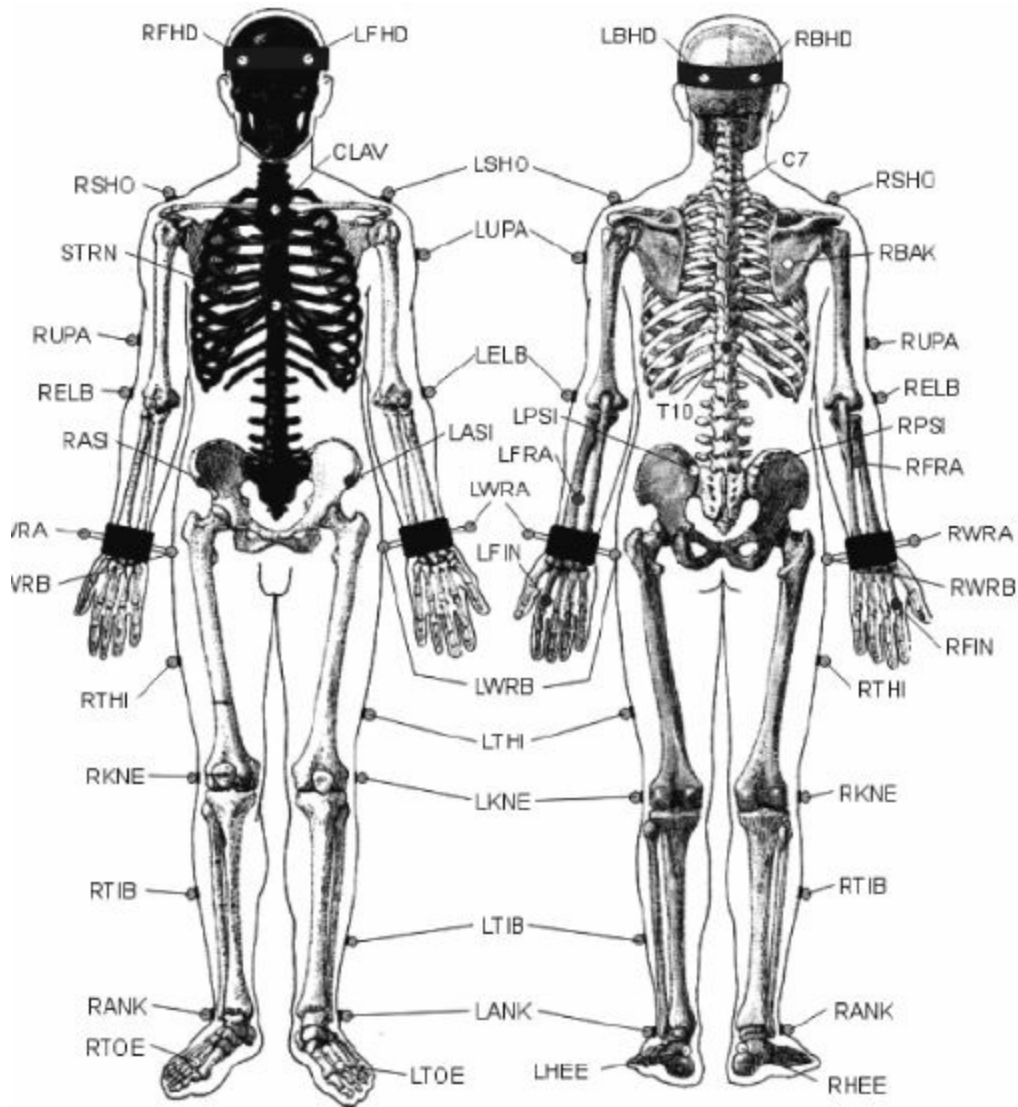


Figura 1. Localización de los marcadores utilizados para definir uno de los modelos más extendidos para el análisis de la marcha: El PlugInGait de VICON

Para el análisis de marcha se utilizan tanto configuraciones de marcadores que se centran únicamente en los miembros inferiores, como configuraciones de cuerpo completo. Los marcadores pueden colocarse en puntos anatómicos definidos (marcadores anatómicos), en cuyo caso el correcto posicionamiento de los mismos es crucial, pues se utilizan para definir ejes y orientaciones de los segmentos y/o centros articulares, o bien en puntos inespecíficos pertenecientes a cada segmento que sirven “sólo” para mover el modelo. Para un análisis tridimensional son necesarios al menos 3 puntos no alineados por segmento. En algunos casos, un punto puede ser compartido por dos segmentos. Cada punto deberá ser visto por al menos 2 cámaras cuyos ejes

idealmente formarán un ángulo de entre 60° y 120°.

PUNTO CLAVE

Cuando se utilizan marcadores anatómicos, es muy importante colocarlos siempre con el mismo criterio. Diferencias en la colocación de los marcadores pueden inducir errores en comparativas entre sujetos o entre sesiones.

Tabla 1. Localización de los marcadores utilizados para definir uno de los modelos más extendidos para el análisis de la marcha: El PlugInGait de VICON (ver también [figura 1](#)).

Código	Definición	Localización
Cabeza		
LFHD	Fronte izquierda (Left front head)	Aproximadamente sobre el temporal izquierdo.
RFHD	Fronte derecha (Right front head)	Aproximadamente sobre el temporal derecho.
LBHD	Cabeza posterior izda. (Left back head)	Parte trasera izda. de la cabeza, formando aprox. un plano horizontal con los marcadores frontales.
RBHD	Cabeza posterior dcha. (Right back head)	Parte trasera dcha. de la cabeza, formando aprox. un plano horizontal con los marcadores frontales.
Tronco		
C7	Séptima vértebra cervical	Apófisis espinosa de la 7ª vértebra cervical
T10	Décima vértebra dorsal	Apófisis espinosa de la 10ª vértebra dorsal
CLAV	Unión clavicular	Escotadura yugular o supraesternal
STRN	Esternón	Apófisis xifoides del esternón
REAX	Escápula derecha (Right back)	Mitad de la escápula derecha. No existe en el lado izdo. Es para mejorar el reconocimiento automático.
Brazos (La letra inicial L o R indica lado izquierdo (left) o derecho (right))		
LSHO	Hombro izquierdo (Left shoulder marker)	En la articulación acromio-clavicular
LUPA	Brazo izquierdo (Left upper arm marker)	En el brazo entre los marcadores del codo y del hombro. Debería ser asimétrico respecto a RUPA
LELB	Codo izquierdo (Left elbow)	En el epicóndilo lateral (aprox. eje del codo)
LFRA	Antebrazo izquierdo (Left forearm marker)	En el antebrazo, entre los marcadores de la muñeca y del codo. Debería ser asimétrico respecto a RFRA
LWRA	Muñeca izquierda A (Left wrist marker A)	Barra muñeca izquierda lado del pulgar
LWRB	Muñeca izquierda B (Left wrist marker B)	Barra muñeca izquierda lado del meñique
LFIN	Dedos izquierdos (Left fingers)	En el dorso de la mano inmediatamente proximal a la cabeza del 2º metacarpiano
Pelvis (La letra inicial L o R indica lado izquierdo (left) o derecho (right))		
LASI	IAS izquierda (Left ASIS)	Espina Ilíaca Antero Superior izquierda
LPSI	IPS izquierda (Left PSIS)	Espina Ilíaca Postero Superior izquierda
SACR	Sacro	Entre ambas IPS. Alternativa a LPSI y RPSI.
Pierna (La letra inicial L o R indica lado izquierdo (left) o derecho (right))		
LFNI	Rodilla izquierda (Left knee)	Epicóndilo lateral de la rodilla
LTRE	Muslo izquierdo (Left thigh)	En el tercio inferior del lateral del muslo, por debajo de la oscilación de la mano
LANK	Tobillo izquierdo (Left ankle)	En el malleolo lateral
LTIB	Tibia izquierda (Left tibial ward marker)	En el tercio inferior del lateral del peroné
Marcadores del pie		
LTOE	Dedos del pie izquierdo (Left toe)	Sobre la cabeza del segundo metatarsiano
LHEE	Talón izquierdo (Left heel)	Cara posterior del calcáneo a la misma altura que LTOE

Las diferencias en la colocación de los marcadores afectan el cálculo de parámetros cinemáticos, y éstos a su vez, los dinámicos. La definición precisa de criterios de posicionamiento y/o dejar que sea siempre el mismo experimentador quien coloque los marcadores puede reducir considerable-

mente los errores entre sesiones debidos a diferencias en la ubicación de los marcadores.

Otra posibilidad para registrar el movimiento articular es la utilización de electrogoniómetros. Existen electrogoniómetros de tres ejes que permiten medir rotaciones en los tres planos (sagital, frontal y transversal). La principal limitación de los electrogoniómetros es que en general interfieren más en la marcha que los marcadores; sin embargo, tienen la gran ventaja de la sencillez de uso, la inmediata disponibilidad de los datos y el precio muy inferior a cualquier otro sistema.

2.2. Captura dinámica

Para poder hacer cálculos de dinámica, casi todos los laboratorios de la marcha disponen de al menos una plataforma de fuerzas instalada a rasero con el suelo. Las plataformas de fuerza miden el vector de fuerzas en 3 dimensiones y devuelven su magnitud, dirección y punto de aplicación (ver [capítulo 6. Dinámica](#)). En la dinámica que nos concierne existen básicamente dos tipos de problema. La “dinámica directa” es aquella en la que se conocen las fuerzas desarrolladas por los músculos y que son transmitidas al sistema esquelético. En este caso el objetivo es averiguar el movimiento resultante. El otro tipo de problema, mucho más usual puesto que rara vez (excepto en simulaciones) conocemos la fuerza muscular de antemano, es el de la “dinámica inversa”.

PUNTO CLAVE

En la dinámica inversa el movimiento del sistema mecánico (cuerpo humano) es conocido, y se quieren conocer las fuerzas y momentos causantes de ese movimiento.

Para ello necesitamos conocer, además del movimiento de los segmentos, sus propiedades inerciales (distribución de masas) y las fuerzas externas que actúan sobre esos segmentos. Con las fuerzas externas obtenidas mediante la plataforma de fuerzas, la cinemática y con las propiedades inerciales de los segmentos, podemos resolver las ecuaciones newtonianas para calcular las fuerzas de contacto y los momentos articulares netos, y así estimar las fuerzas

musculares en cada instante del ciclo de la marcha.

La medición directa de fuerzas y momentos articulares, la tensión de grupos musculares y de la activación muscular presentan múltiples problemas metodológicos. Por ello, la dinámica inversa es el método más aplicado en el análisis dinámico de la marcha.

2.3 Captura de la actividad muscular. Electromiografía (EMG)

Aunque existen posibilidades de medir la tensión de un tendón o la presión interna de un músculo por técnicas invasivas (p. ej., atravesando el tendón con una fibra óptica o insertando un sensor de presión en el músculo), no podemos medir la acción muscular directamente. La EMG permite una medición indirecta de la actividad eléctrica del músculo. Esta señal eléctrica puede obtenerse mediante electrodos de superficie (EMG de superficie o SEMG) que se sitúan sobre la piel, por encima del vientre muscular examinado, o mediante electrodos muy finos que se insertan en el músculo con agujas (EMG intramuscular). En el primer caso sólo podemos acceder a músculos superficiales. La EMG intramuscular también nos puede dar acceso a músculos más profundos (aunque el acceso es también problemático y no siempre posible). Dado el carácter invasivo de esta técnica, su utilización es bastante restringida.

La SEMG capta la actividad eléctrica de un número considerable de fibras musculares en su conjunto, mientras que la EMG intramuscular registra sólo unas pocas fibras. La corriente proviene del potencial de membrana de -70 mV. Las señales que llegan a la superficie de la piel oscilan entre 50 V y 30 mV. Se trata pues de una señal muy débil y por tanto debe ser medida con el debido cuidado. El aumento de tensión muscular en general va acompañado de un aumento de la amplitud (voltaje) de la señal de EMG.

PUNTO CLAVE

La utilización de la EMG para estimar la fuerza generada sólo puede hacerse en condiciones muy determinadas y tras una calibración previa. Es un error común pensar que, entre dos señales, la de mayor amplitud indica más fuerza muscular.

Generalmente, el que una señal sea más fuerte que otra se debe a que hay menos grasa sobre el músculo, que la piel conduce mejor y/o que los electrodos han sido bien posicionados. Aunque sea difícil y en muchos casos imposible estimar la fuerza basándose en la señal de EMG, ésta sí nos da una buena idea del patrón de activación muscular, de sinergias entre músculos y de la contribución de los distintos músculos durante la marcha.

2.4. Podobarografía

La podobarografía estudia los patrones de distribución de las presiones que aparecen entre la planta del pie y la superficie que la soporta (generalmente el suelo o el zapato). Generalmente se habla de podobarografía como estudio de las presiones plantares. La tecnología utilizada es diversa y abarca desde sensores piezoeléctricos hasta la reflexión lumínica. Cualquiera de estos sistemas mide exclusivamente en dirección perpendicular a la superficie del sensor. El resultado final de todas las técnicas acaba siendo una secuencia temporal de imágenes o valores 2D que ofrece la evolución temporal de la distribución de presiones plantares o una imagen o matriz estática indicando presiones medias o máximas. A partir de ahí se pueden calcular varios parámetros. El parámetro más comúnmente estudiado son los picos de presión, pero también las presiones medias, las integrales de presión, la superficie total cargada, etc., son parámetros utilizados con frecuencia.

Típicamente existen dos tipos de sistemas: las plataformas de presiones, que suelen instalarse a ras de suelo a mitad del pasillo de marcha y se utilizan para medir presiones bajo el pie al caminar descalzo, y las plantillas instrumentadas, que permiten medir las presiones plantares dentro del zapato.

2.5. Captura ecográfica de imágenes musculares

Hace algo más de una década que la ecografía o ultrasonografía ha empezado a utilizarse para distinguir los cambios de longitud de los fascículos musculares de los cambios de longitud total del conjunto músculo-tendón, que puede estimarse a partir de la cinemática externa de los segmentos. Recientemente se hace incluso durante movimientos cotidianos como la marcha.

PUNTO CLAVE

La interacción entre el músculo y sus tendones durante la marcha es crítica tanto para la producción de fuerza, como para la economía de movimiento.

Así por ejemplo, el análisis ecográfico del gemelo medial ha permitido observar que tendones más elásticos permiten almacenar y devolver energía elástica cambiando la temporalización y el gradiente de trabajo muscular, permitiendo a las fibras musculares trabajar en condiciones casi isométricas (y por tanto más favorables) a pesar de cambios considerables en la longitud total del sistema músculo-tendón. En la sección 6.4. *Músculos, tendones y almacenamiento de energía durante la marcha* de este capítulo, se explica con algo más de detalle la relación entre tendones y fascículos musculares durante la marcha.

2.6. Resumen

Un laboratorio de análisis de marcha moderno típicamente dispone de varias cámaras situadas alrededor del pasillo de marcha o de la cinta continua. A mitad del pasillo de marcha y a ras de suelo hay empotradas una o dos plataformas de fuerza. Es bueno tener dos plataformas consecutivas para poder capturar dos apoyos consecutivos, lo cual economiza considerablemente la captura de datos. También es común encontrar al menos uno de los sistemas de podobarografía (plataformas o plantillas). Algunos laboratorios disponen además de un sistema de electromiografía (generalmente de superficie).

Las desviaciones de patrones cinemáticos, dinámicos, electromiográficos o podobarográficos normales, así como posibles asimetrías, se utilizan para el diagnóstico, la elección terapéutica y la evaluación del progreso del paciente.

3. EL CICLO DE LA MARCHA

El ciclo de la marcha comprende el lapso temporal entre dos eventos idénticos del movimiento de la marcha o la carrera y es la unidad básica de medición del análisis de la marcha. Cualquier evento puede servir como

inicio y final del ciclo, dado que estos se suceden de manera continuada, siempre en el mismo orden. Lo más habitual es utilizar el primer contacto del pie con el suelo. El inicio y el final del ciclo vendrán determinados por ese evento (contacto del pie hasta que ese mismo pie vuelva a contactar).

El ciclo de la marcha se divide en dos fases principales: fase de apoyo (mientras el pie está en contacto con el suelo) y fase de oscilación (cuando ese mismo pie está en el aire y se prepara para el apoyo siguiente). La [figura 2](#) muestra cómo la fase de apoyo puede subdividirse en fase de apoyo bipodal y fase de apoyo monopodal. La carrera se distingue del caminar precisamente por la inexistencia de la fase de apoyo bipodal, lo cual implica una fase aérea, sin apoyo alguno. La fase de oscilación se inicia en el instante en que el pie despega del suelo y finaliza justo antes de que vuelva a contactar con él. Al caminar, esta fase puede subdividirse en 3 partes: oscilación inicial en la que la pierna es acelerada hacia delante, oscilación central y oscilación terminal cuando la pierna es frenada previo al contacto con el suelo ([figura 2a](#)). En la carrera, estas tres fases reciben nombres algo distintos, fase de generación de la oscilación, reversión de la oscilación y absorción de la oscilación ([figura 2b](#)).

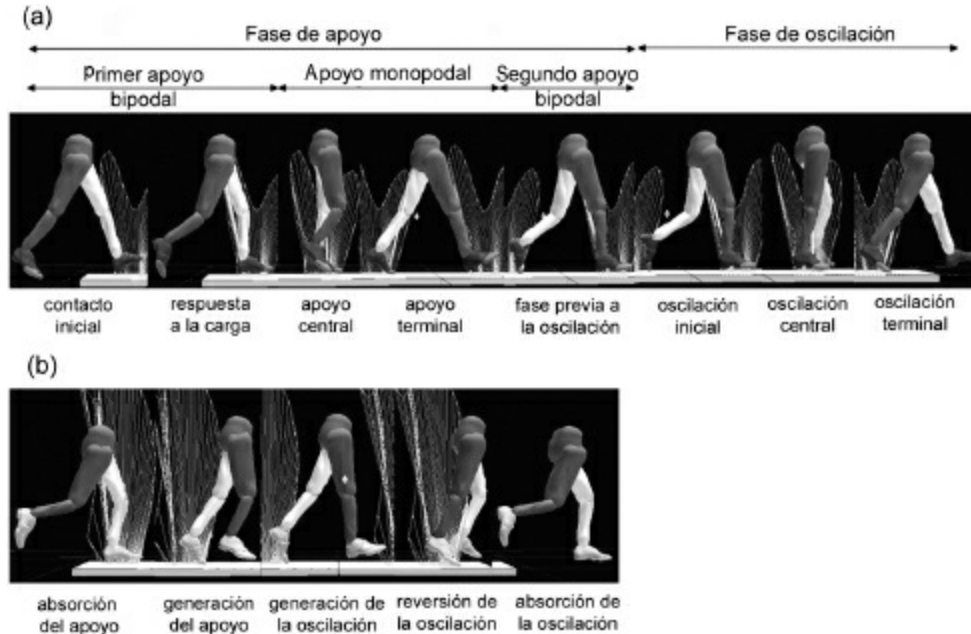


Figura 2

Dado que al caminar la fase de apoyo comprende más del 50% del ciclo, existen dos períodos de apoyo bipodal ([figura 3](#)): una al principio y otra al

final de la fase de apoyo. Por el contrario, en la carrera, el despegue del pie ocurre antes de transcurrido el 50% del ciclo (figura 3). Consecuentemente desaparecen los períodos de apoyo bipodal y aparecen dos períodos aéreos, sin apoyo alguno: uno al principio y otro al final de la fase de oscilación.

La temporalización del despegue del pie depende de la velocidad de la marcha. A mayor velocidad, la fase de apoyo se hace más breve.

Tal como ya se ha mencionado, en la carrera se alternan períodos de desaceleración y aceleración que son denominados de absorción y generación (figura 2b). Durante la fase de absorción el centro de masas del cuerpo cae de su altura máxima alcanzada en la fase aérea. El instante de contacto con el suelo divide la fase de absorción en dos: absorción de la oscilación y absorción del apoyo (última y primera parte de la figura 2b). La velocidad horizontal del centro de masas también disminuye. Después de la reversión del apoyo, cuando el centro de masas alcanza su posición más baja, éste vuelve a ser impulsado hacia arriba y hacia delante en la fase de generación del apoyo (segunda parte de la figura 2b). Aumentan la energía cinética y la potencial. El impulso acumulado lleva la pierna a despegar e iniciar una nueva oscilación (fase de generación de la oscilación, figura 2b). En la reversión de la fase de oscilación se inicia el siguiente período de absorción.

PUNTO CLAVE

A modo de ejemplo, en carrera a 4 m/s el despegue del pie se produce alrededor del 36% del ciclo, en velocistas de elite mundial el despegue puede producirse después de tan sólo el 22% del ciclo (Novacheck, 1998).

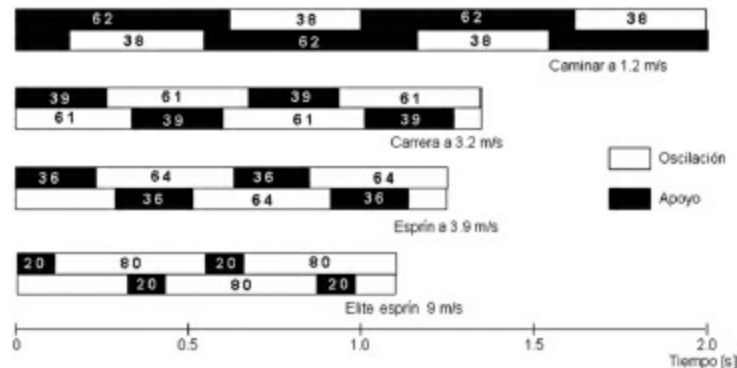


Figura 3

Si bien es usual que el ciclo de la marcha se inicie en el instante de contacto con el suelo y finalice cuando ese mismo pie vuelve a contactar con el suelo, no todos los autores siguen esta convención. Algunos prefieren iniciar el ciclo en el instante de despegue del pie del suelo. Así pues, DeVita (De-Vita, 1994) defiende que es mejor describir el ciclo empezando por la oscilación, pues tanto los momentos de fuerza como la actividad electromiográfica son mayores en la transición entre oscilación y apoyo que del apoyo a la oscilación. Por tanto, la preparación para el apoyo es más relevante que la preparación para el despegue.

4. PARÁMETROS DEL ANÁLISIS DE LA MARCHA

La naturaleza cíclica de la marcha humana nos permite extraer varios parámetros de interés. En general podemos dividir los parámetros del análisis de la marcha en dos categorías: a) parámetros cuyos valores cambian en función del tiempo y que pueden expresarse en función del porcentaje del ciclo, como son el desplazamiento, la fuerza de reacción del suelo, la actividad muscular, etc., y b) parámetros cuyos valores son independientes del tiempo, como la cadencia, la velocidad de desplazamiento, la longitud del paso, etc.

PUNTO CLAVE

La mayoría de los parámetros del análisis de la marcha varían con la velocidad de la marcha o de la carrera. Por ello, cuando se comparan sujetos o condiciones, la velocidad de ensayo deberá ser siempre la misma.

A continuación se presentan los parámetros más usuales:

- Velocidad de marcha o carrera. Distancia recorrida por unidad de tiempo. Normalmente se utiliza la velocidad horizontal del centro de masas en el plano sagital. Se suele indicar en m/s y puede obtenerse por derivación de la posición del centro de masas o a partir del producto de la longitud de paso y la cadencia (ver más adelante). La velocidad preferente individual suele coincidir con aquella a la que la energía metabólica necesaria por unidad de distancia recorrida es mínima.

- Longitud de paso. Desplazamiento anterior del pie desde el contacto inicial con el suelo de un pie hasta el contacto inicial del siguiente (figura 4). Para ello se mide la posición del mismo punto en ambos pies; usualmente se utiliza el punto medio entre la parte más posterior del calcáneo y el punto medio entre las cabezas del primer y quinto metatarsianos. Suele indicarse en metros o también en centímetros. En sujetos sanos, las longitudes del paso izquierdo y del derecho serán bastante similares, pero algunos pacientes pueden mostrar asimetrías. La variación de la longitud de paso es uno de los parámetros que utilizamos para controlar nuestra velocidad.

PUNTO CLAVE

Como valores orientativos, al caminar a velocidades normales de entre 1,2 y 2,2 m/s, la longitud de paso media es de aproximadamente 0,6 a 0,8 m. Durante el esprín a 9,5 m/s se alcanzan longitudes de paso de hasta 2,2 m.

- Longitud de ciclo. Distancia entre dos apoyos consecutivos del mismo pie. Comprende dos longitudes de paso consecutivas (figura 4). Dicho de otro modo, es la distancia recorrida por una persona durante un ciclo de marcha. Al igual que la longitud de paso, la longitud de ciclo se indica en metros o centímetros.
- Ancho de paso. Es la distancia mediolateral entre los apoyos de ambos pies (figura 4). Se mide como la distancia, perpendicular a la dirección de progresión, entre un punto de un pie (normalmente en el instante inicial de contacto) y el punto homólogo del otro pie en el contacto siguiente. Por tanto, este ancho dependerá del punto escogido. A menudo se utiliza el centro del talón. Algunos estudios han utilizado el centro de masas del pie, la articulación del tobillo o los límites externos del pie. En sujetos normales, el ancho de paso no supera los pocos centímetros y en casos patológicos puede mostrar valores de hasta 15 ó 20 cm.
- Ángulo (de plantado) del pie. Es el ángulo entre el eje longitudinal de pie y la dirección de progresión de la marcha (figura 4). Suele indicarse en grados. Es un indicador de la rotación externa o interna del miembro

inferior durante la fase de apoyo. Durante la carrera, los valores normales oscilan alrededor de los 7°.

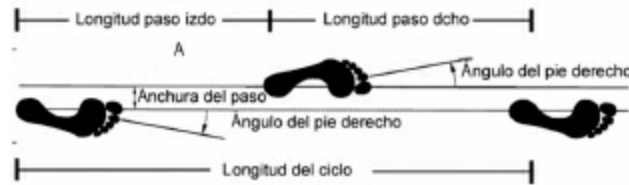


Figura 4

- Cadencia. Es el número total de pasos por unidad de tiempo, lo cual ya nos indica sus unidades: habitualmente pasos/minuto. Éste es junto con la longitud de paso el segundo parámetro que utilizamos para controlar nuestra velocidad.

PUNTO CLAVE

Caminando a una velocidad de entre 1 y 3 m/s, la cadencia oscila entre 100 y 155 pasos/minuto. En carrera (es decir cuando hay fase de vuelo) a velocidades de entre 1,5 y 8 m/s, la cadencia aumenta desde aproximadamente 33 a 214 pasos/minuto. En el esprín a 9,5 m/s se alcanzan cadencias de 250 pasos/minuto.

- Duración de paso. Corresponde al tiempo transcurrido entre el contacto inicial de un pie y el siguiente contacto inicial del pie contralateral. Usualmente se indica en segundos o milisegundos. Su comportamiento con respecto a la velocidad no es lineal. Desde el caminar muy lento (0,5 m/s) a una velocidad de paseo normal (1,2 m/s) la duración de paso disminuye de 0,4 a 0,05 s. Al aumentar la velocidad de 1,2 a 2,2 m/s, la duración de paso aumenta de 0,05 a 0,09 s.
- Duración de ciclo. Corresponde al tiempo transcurrido entre el contacto inicial de un pie y el siguiente contacto inicial de ese mismo pie. Usualmente se indica en segundos o milisegundos
- Tiempo de apoyo. Corresponde al tiempo transcurrido entre el apoyo inicial del pie y el despegue de ese mismo pie. Se indica en segundos o milisegundos.

PUNTO CLAVE

A una velocidad de paseo normal (1,2 m/s), el tiempo de apoyo es de aproximadamente 600 ms. Al trotar a 2,7 m/s, el tiempo de apoyo es de 270 ms, y durante el esprín a 9,5 m/s, ronda los 115 ms.

- Tiempo de vuelo. Sólo se da en la carrera, puesto que al caminar no aparece la fase de vuelo. Corresponde al tiempo transcurrido entre el despegue del pie y el contacto inicial del pie contralateral. Suele indicarse en segundos o milisegundos. Durante el esprín a 9,5 m/s el tiempo de vuelo es de aproximadamente 125 ms
- *Duty factor* (tiempo de contacto relativo). Es la relación entre tiempo de apoyo y duración del ciclo. Normalmente, el tiempo de contacto se calcula como la media de los tiempos de contacto de ambos pies. Este parámetro no tiene unidades y se expresa en porcentaje. Aumentar el *duty factor* incrementa la seguridad, pues se reduce el tiempo de oscilación, que es cuando tenemos la menor estabilidad. De acuerdo con esto, las personas mayores tienden a un *duty factor* mayor que la población adulta más joven. Al correr a 2,7 m/s, las personas mayores muestran un *duty factor* aproximado del 39%, mientras que adultos jóvenes corriendo a esa misma velocidad muestran un *duty factor* de aproximadamente el 35%. Durante el esprín en alta competición, el *duty factor* es aproximadamente del 24%.
- Desplazamiento relativo del centro de masas. Este parámetro se calcula como el cociente de la suma de los desplazamientos en la dirección de progresión del centro de masas durante el apoyo del pie derecho e izquierdo y ese mismo desplazamiento durante el ciclo de marcha completo. Por tanto, este parámetro no tiene unidades y se expresa en porcentaje. Al igual que el *duty factor*, un mayor desplazamiento relativo del centro de masas es un indicador de mayor seguridad, pues indica un mayor desplazamiento del centro de masas en apoyo. Personas mayores, al correr a 2,7 m/s muestran un desplazamiento relativo del centro de masas de casi el 80%, mientras que a la misma velocidad adultos jóvenes muestran sólo un 70%.
- Desplazamiento vertical del centro de masas. Describe la diferencia entre las alturas máxima y mínima del centro de masas. A mayor

diferencia, menos eficiente se considera la marcha pues se invierte energía en un desplazamiento vertical que no contribuye al objetivo de la marcha (desplazamiento horizontal en dirección de la progresión).

- Distancia mínima al suelo. Es la distancia vertical de la punta de los dedos (o del zapato) al suelo durante la fase de oscilación. Valores pequeños incrementan el riesgo de tropezar con alguna irregularidad del terreno o por variaciones de la propia cinemática; sin embargo, suponen también un menor gasto energético. Este valor en adultos sanos sobre terreno liso puede no superar los 2 mm.
- Ángulos articulares. En el análisis de la marcha, los ángulos más estudiados son los del tobillo, rodilla y cadera. Dicho así parece sencillo, sin embargo uno debe ser consciente de qué ángulos representan real-mente los datos que uno está viendo. Hay varias formas más o menos comunes de representar los ángulos articulares. A veces se representa el ángulo absoluto de cada segmento con respecto a la vertical, y otras el ángulo entre dos segmentos adyacentes. Otras veces los ángulos se representan como secuencias de rotaciones alrededor de ejes cartesianos que normalmente corresponden a los planos anatómicos conocidos. Otra forma de representar los ángulos son rotaciones helicoidales. En este caso se define un eje de rotación sobre el cual ocurre el giro, y junto al eje se indica en valor angular la magnitud del giro sobre ese eje.

PUNTO CLAVE

Conviene saber que en contraposición a la convención anatómica, en biomecánica los ángulos que se utilizan corresponden en la medida de lo posible al ángulo real. En anatomía, cuando la pierna está extendida, el ángulo es de 0° . En biomecánica ese ángulo será de 180° .

- Del mismo modo ocurre con el tobillo. Pierna vertical, pie plano en el suelo es en anatomía la posición neutra y por tanto se define como un ángulo de 0° . En biomecánica este ángulo será de 90° , acorde con el ángulo real entre la tibia y la planta del pie. Los patrones de movimiento contienen mucha información y son importantes. De ellos también se pueden extraer parámetros discretos, como valores mínimos y máximos

o valores angulares en un instante determinado, como por ejemplo en el instante del contacto inicial con el suelo. En la sección 5.1 se muestra un ejemplo de representación de la cinemática de los miembros inferiores durante la marcha.

- Velocidad angular articular. Las velocidades angulares articulares son otro parámetro de interés. Como es de suponer, en general, éstas aumentan con la velocidad de la marcha o la carrera. También aquí los patrones temporales de la velocidad angular son importantes. A menudo también se estudian las curvas velocidad angular/velocidad angular de dos articulaciones contiguas. De nuevo es típico extraer los valores máximos y a veces también mínimos o los valores discretos en instantes clave. Las velocidades angulares articulares se expresan en $^{\circ}/s$ o rad/s .
- Fuerza de reacción del suelo (vertical, anteroposterior y mediolateral). El pie y el suelo ejercen fuerzas idénticas en magnitud y de dirección opuesta el uno sobre el otro (3ª ley de Newton: acción y reacción). El vector de fuerza que actúa sobre el pie es tridimensional y puede descomponerse en sus tres componentes espaciales. En el [capítulo 6](#) (Dinámica) se explica en detalle cómo funcionan las plataformas de fuerzas, que son las que nos permiten medir las fuerzas de reacción del suelo. Las fuerzas de reacción del suelo también están influidas por la velocidad de la marcha o la carrera (en realidad las fuerzas de reacción del suelo son las determinantes del cambio de velocidad).

PUNTO CLAVE

El peso del sujeto va a influir en el registro de fuerzas. Por eso, en los análisis de la marcha es usual expresar las fuerzas en función de la masa del sujeto (N/kg).

Los parámetros más interesantes que se extraen de las curvas del registro de fuerzas son de nuevo los máximos y mínimos, el gradiente de la fuerza vertical en los primeros 50 ms (gradiente del impacto), así como las integrales temporales (impulsos). Normalmente todos ellos son expresados en relación con la masa del sujeto.

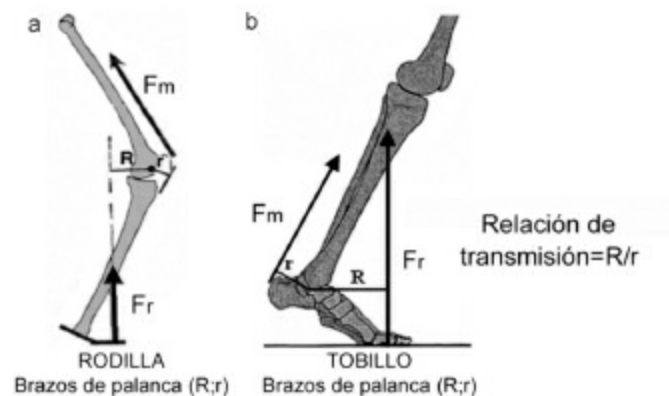
- **Momento articular.** Este parámetro corresponde al momento de fuerza neto alrededor de las distintas articulaciones durante la marcha. El momento corresponde al producto de la fuerza por el brazo de palanca (ver también [capítulo 6](#), Dinámica). Dado que el momento depende directamente de la fuerza, los factores velocidad y peso del sujeto también van a influir en los momentos articulares. Por tanto, también los momentos articulares se suelen expresar en función de la masa corporal (Nm/kg). Al leer curvas o valores de momentos articulares, hay que prestar especial atención a si los momentos indicados son momentos externos o internos, es decir, los que provienen del entorno (fuerzas de reacción del suelo) y la inercia de nuestros segmentos, o los que corresponden a sus momentos de reacción que se oponen al momento externo y son generados por los músculos y las estructuras pasivas de nuestro sistema musculoesquelético. Ambos momentos son idénticos pero de signo contrario. Más adelante en este capítulo se puede ver un registro de los momentos de las extremidades inferiores durante la marcha ([figura 11](#)).
- **Potencia articular.** Este parámetro describe la potencia angular alrededor de la articulación. La potencia describe el cambio de energía por unidad de tiempo y corresponde al producto de la fuerza por la velocidad (potencia lineal) o momento y velocidad angular (potencia angular). Cuando se genera energía, la potencia es positiva, y cuando la energía es absorbida, la potencia es negativa. También la potencia suele expresarse en relación con la masa del sujeto [W/kg o J/(s·kg)].

PUNTO CLAVE

La potencia es un parámetro muy relevante en la valoración del rendimiento deportivo y también de la condición biológica en pacientes. Por ello, la potencia articular en tobillo, rodilla y cadera ha sido estudiada en multitud de ocasiones. La potencia máxima (máxima generación de energía) y la mínima (absorción máxima de energía) son los parámetros más importantes que se extraen de la gráfica de potencia articular.

Más adelante pueden verse las curvas de potencia para las extremidades inferiores durante la marcha ([figura 11](#)).

- Relación de transmisión. Este parámetro viene a representar el equivalente humano al desarrollo (relación entre los radios del plato y el piñón) de la bicicleta. Corresponde al cociente entre el brazo de palanca de la fuerza de reacción del suelo con respecto al centro de rotación de la articulación y el brazo de palanca del tendón agonista respecto a ese mismo centro de rotación. En el análisis de la marcha a veces se calcula la relación de transmisión del tríceps sural y del cuádriceps (figura 5). Una relación de transmisión baja en las primeras fases del apoyo implica una ventaja mecánica para la musculatura, mientras que en la fase de generación del apoyo será ventajoso tener una relación de transmisión más alta, pues permite a la musculatura trabajar a menor velocidad y por tanto más cerca de su punto óptimo. La relación de transmisión es un cociente de distancias y por tanto no tiene unidades. Puede calcularse para las distintas fases del apoyo (inicial, media y final). Los valores respectivos para adultos en carrera a 2,7 m/s son de aproximadamente 1,5, 3 y 2,1. Al caminar (1,6 m/s) estos valores son de aproximadamente 0,9, 2,9 y 2,8.



- Centro de presiones. El centro de presiones representa el punto de aplicación de la resultante de fuerzas ejercidas por el pie sobre el suelo. Viene indicado por dos coordenadas (antero-posterior y medio-lateral), generalmente alineadas con los correspondientes ejes del pie. Normalmente se expresa en milímetros o centímetros.

5. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

5.1. Cinemática

La cinemática se dedica a describir el movimiento sin considerar sus causas. Podemos representar las distintas variables cinemáticas en función del tiempo o en porcentaje del ciclo de marcha.

Otras formas de representación que pueden resultar interesantes son los diagramas ángulo-ángulo, en el que el recorrido angular de una articulación se representa en función del recorrido angular de otra articulación, o de la misma, pero en otro plano. En esta sección se describen los patrones de movimiento típicos durante la marcha y la carrera y se remarcan las diferencias entre ambos. En la descripción se considera el movimiento en los tres planos. La información y las figuras se han extraído del trabajo de Novacheck (1998).

5.1.1. Cinemática en el plano sagital

Cadera y tronco

En la transición de caminar a carrera y a esprín, conforme aumentamos la velocidad, el tronco y la pelvis aumentan su inclinación anterior y la altura del centro de masas tiende a disminuir. Si consideramos a un velocista acelerando desde parado (estando de pie), durante la fase inicial de la aceleración el cuerpo se inclina hacia delante y la proyección vertical del centro de gravedad cae lejos por delante de la base de soporte. Después de acelerar durante varios pasos, el velocista alcanza su velocidad máxima y la proyección del centro de masas se acerca más al apoyo. Si el atleta intentara acelerar su cuerpo estando erguido, caería de espaldas a causa de la orientación de la fuerza de aceleración. Son la inclinación del tronco y la anteversión de la pelvis las que permiten que el vector de fuerza acelere el centro de masas en la dirección deseada.

Al caminar, el movimiento de la cadera en el plano sagital es en esencia sinusoidal. La extensión máxima ocurre justo antes del despegue del pie, y la flexión máxima, entre la oscilación media y la terminal ([figura 6](#)). En carrera y en esprín, la extensión máxima es similar a la que se produce al caminar, pero ocurre ligeramente más tarde en el ciclo (en el instante del despegue). Conforme aumenta la velocidad, también lo hace la flexión máxima de cadera, lo cual conlleva un incremento de la longitud del paso.

Rodilla

Aunque el patrón de movimiento de la rodilla es muy similar entre caminar, carrera y esprín, los patrones de movimiento son claramente distintos. En carrera, durante el período de absorción de la fase de apoyo, la rodilla se flexiona aproximadamente hasta los 135°. A esta flexión le sigue una extensión de unos 20° (hasta los 155°) durante la fase de propulsión. En el esprín el período de absorción es más breve y la rodilla se flexiona menos, a la vez que aumenta la extensión de rodilla durante la propulsión, rebasando los 160°. La fase de oscilación también muestra diferencias entre caminar, correr y esprín. La flexión máxima de rodilla durante la fase de oscilación es de unos 115° al caminar, lo cual es muy inferior a los 95° en carrera o los 80° en el esprín. Algunos atletas de elite incluso alcanzan flexiones de rodilla de 50° (figura 6).

PUNTO CLAVE

En contraste con el caminar, en la carrera y el esprín la cadera inicia la extensión ya durante la segunda mitad de la fase de oscilación, preparando el contacto inicial. De esta manera se evita la excesiva desaceleración que ocurriría en caso de plantar el pie demasiado adelantado con respecto a la proyección vertical del centro de masas del atleta.

Tobillo

Al caminar, el contacto inicial del pie con el suelo se realiza con el talón; lo mismo ocurre con la mayoría de los corredores, aunque también hay corredores típicos de “antepié” (figura 9). Al caminar, este contacto inicial de talón ocurre a pesar de que el pie se halle en ligera flexión plantar, debido a la inclinación de la tibia con respecto al suelo. En la carrera, la tibia está más vertical en el momento del contacto inicial y el tobillo requiere cierta dorsiflexión para poder entrar de talón (figura 6). En el esprín el contacto inicial se realiza con el antepié. El tobillo está en una posición entre neutra y ligera dorsiflexión. En los corredores de talón, el paso de entrar de talón a entrar de antepié típicamente marca la transición entre carrera y esprín. Al caminar, después del contacto inicial, el tobillo realiza una flexión plan-tar

hasta que la planta entera se apoya en el suelo. En la carrera y el esprín, durante la fase de absorción, el tobillo realiza una flexión dorsal. La flexión dorsal máxima en apoyo es menor en el esprín que en la carrera, mientras que la flexión plantar en la fase de generación es mayor. En la fase de oscilación la flexión dorsal es más baja en el esprín que en la carrera o al caminar, pues no es necesaria para mantener la distancia mínima al suelo ya que tanto la cadera como la rodilla están más flexionadas.

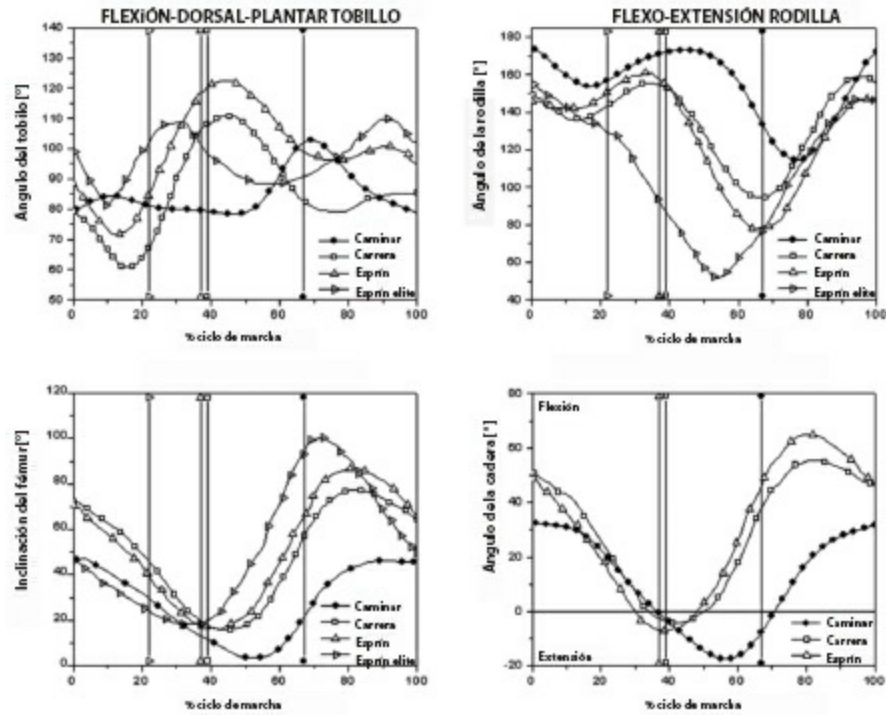


Figura 6

En la [figura 6](#) puede observarse la cinemática del tobillo y la rodilla en el plano sagital al caminar, correr y durante el esprín (1,2, 3,2 y 3,9 m/s, así como 9,0 m/s en velocistas de elite). Los datos han sido tomados de Novacheck (1998); los de los velocistas de elite provienen de Mann y Hagy (1980). Esta comparativa muestra cómo los distintos parámetros varían en función de la velocidad. En el tobillo, los instantes de flexión plantar y flexión dorsal máximos ocurren antes, conforme aumenta la velocidad ([figura 6](#)). La amplitud de movimiento es menor para los velocistas de elite. En éstos, la cinemática de la rodilla durante la fase de apoyo es claramente distinta. La rodilla flexiona de manera continuada durante toda la fase de apoyo, mientras que en el resto de los casos (a velocidades inferiores), en la

segunda mitad de la fase de apoyo se produce una extensión de rodilla.

La inclinación del muslo respecto a la vertical ([figura 6](#)) varía poco con la velocidad. Las inclinaciones máxima y mínima son diferentes, sobre todo en la fase de oscilación, y ocurren antes conforme aumenta la velocidad.

5.1.2. Cinemática en el plano frontal

En general, el movimiento en el plano frontal es de amplitud considerablemente menor que en el plano sagital. Sin embargo es también importante. El movimiento del tobillo en este plano está bastante restringido, principalmente por los ligamentos colaterales. En contraste, en la cadera podemos observar amplitudes más significativas. Al cargar la pierna, la pelvis permanece relativamente estacionaria ([figura 7](#)) mientras que la cadera se abduce. Este movimiento es un mecanismo de absorción de impacto similar al observado en el plano sagital en el tobillo y la rodilla durante la carrera y el esprín. Durante el resto de la fase de apoyo, la pelvis bascula hasta el inicio de la fase de vuelo, que es cuando alcanza la máxima inclinación. Cuando la pierna inicia la oscilación, este movimiento se invierte. La pelvis bascula hacia el lado opuesto, elevando el fémur y aumentando así la distancia entre pie y suelo. En general, tanto al caminar como en carrera o esprín, la cadera se aduce cuando la pierna es cargada durante la fase de apoyo y es abducida durante la oscilación.

La pronosupinación del tobillo, si bien es un movimiento triplanar, suele considerarse más asociada al plano frontal (eversión, inversión). En la pronación el pie realiza una flexión dorsal, una abducción y una eversión. La supinación implica los movimientos contrarios, es decir: flexión plantar, aducción e inversión. La pronación ocurre durante la carga de la pierna, en la fase de absorción. La supinación ocurre en la fase subsiguiente de generación. En esta fase, el pie además se hace más rígido para proporcionar un brazo de palanca más estable a la impulsión. Además de las estructuras pasivas del pie, el tibial posterior es un músculo importante en el control de este movimiento durante la marcha y la carrera.

PUNTO CLAVE

El movimiento de la cadera en este plano ofrece una imagen especular del

movimiento de la pelvis. Este movimiento casi recíproco, combinado con un ligero movimiento lumbopélvico, consigue minimizar el movimiento de los hombros y de la cabeza. Éste es uno de los mecanismos más importantes para desacoplar el intenso movimiento del miembro inferior del tronco y la cabeza. Todo ello sirve para minimizar el movimiento de cabeza y tronco, favoreciendo la estabilidad y el mantenimiento del equilibrio.

Durante la fase de generación, la extensión forzada de los dedos del pie también favorece la rigidificación longitudinal del pie gracias al efecto *windlass* que tensa el arco longitudinal del pie.

PUNTO CLAVE

En pronación, los ejes de las articulaciones calcaneocuboidea y talonavicular están en paralelo. Esto libera la articulación mediotarsiana (conjunto de las articulaciones calcaneocuboidea y talonavicular), creando un pie hipermóvil capaz de absorber impactos y adaptarse a posibles irregularidades del terreno. Durante la supinación, estos ejes dejan de estar paralelos y la articulación mediotarsiana queda bloqueada permitiendo una transmisión de fuerzas más eficaz.

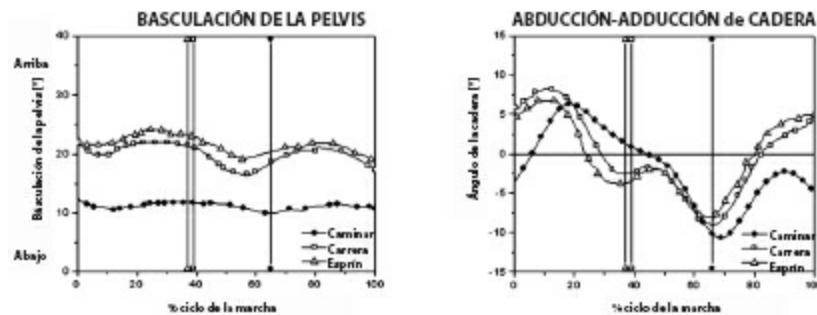


Figura 7

5.1.3. Cinemática en el plano transverso

El movimiento en el plano transverso, al igual que en el plano frontal, es pequeño en comparación al movimiento en el plano sagital. Las rotaciones en este plano son tal vez las más difíciles de comprender, pues no son muy visibles. Los movimientos en este plano son importantes para la eficiencia energética. La función y el movimiento de la pelvis en el plano transversal son muy diferentes en carrera o al caminar. Al caminar, la rotación de la

pelvis es un mecanismo importante para aumentar la longitud de la zancada. Para ello, la rotación hacia delante es máxima en el instante del contacto inicial (figura 8). El resultado, sin embargo, es una disminución de la velocidad de progresión. En la carrera y el esprín la rotación interna máxima de la pelvis ocurre en la fase media de la oscilación, seguramente también con el fin de alargar la zancada (figura 8); sin embargo, en el instante del contacto inicial la pelvis ya ha iniciado la rotación externa. De este modo se maximiza la propulsión horizontal. Por tanto en la carrera y el esprín la pelvis funciona como un pivote entre piernas y hombros, que rotan en sentido contrario.

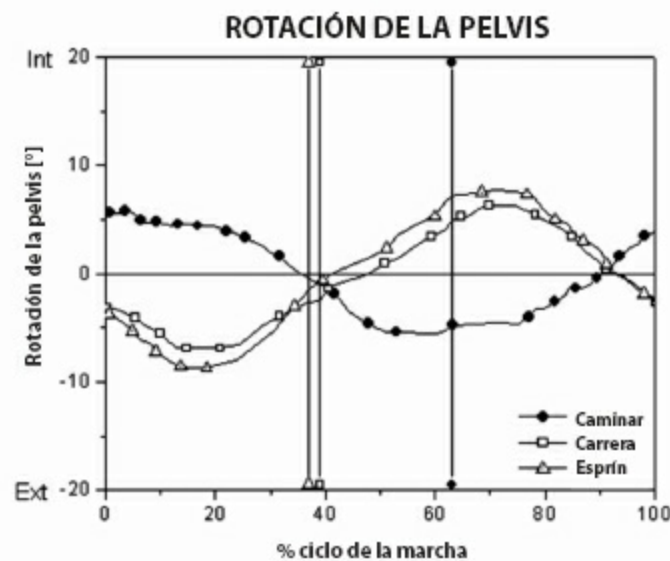


Figura 8

5.2. Dinámica

Como ya se ha dicho, las fuerzas son las causantes del movimiento. Por tanto, las fuerzas que registremos pueden asociarse a una función o un resultado respecto al movimiento que observamos. Winter y Bishop (1992) identificaron los objetivos principales de las fuerzas asociadas a las acciones deportivas. Ésta es la organización que propusieron:

1. Absorción del impacto y control del colapso vertical durante la fase de aceptación del peso.
2. Control del equilibrio y de la postura del tronco y los miembros

superiores.

3. Generación de energía asociada a la propulsión hacia delante y arriba.
4. Control de los cambios de dirección del centro de masas del cuerpo.

5.2.1. Centro de presiones (CDP)

Uno de los parámetros que describe la aplicación de fuerzas sobre el pie es la localización del centro de presiones, o punto de aplicación de la fuerza resultante. Entrando en más detalle, también se puede mapear la distribución de presiones plantares. Conforme aumentamos el detalle, también aumenta la variabilidad entre sujetos. Evidentemente, las diferencias entre los corredores que entran de talón y los que entran de antepié son aún mucho mayores (Cavanagh, 1987). La [figura 9](#) muestra la distribución de presiones plantares de una triatleta, corredora de antepié.

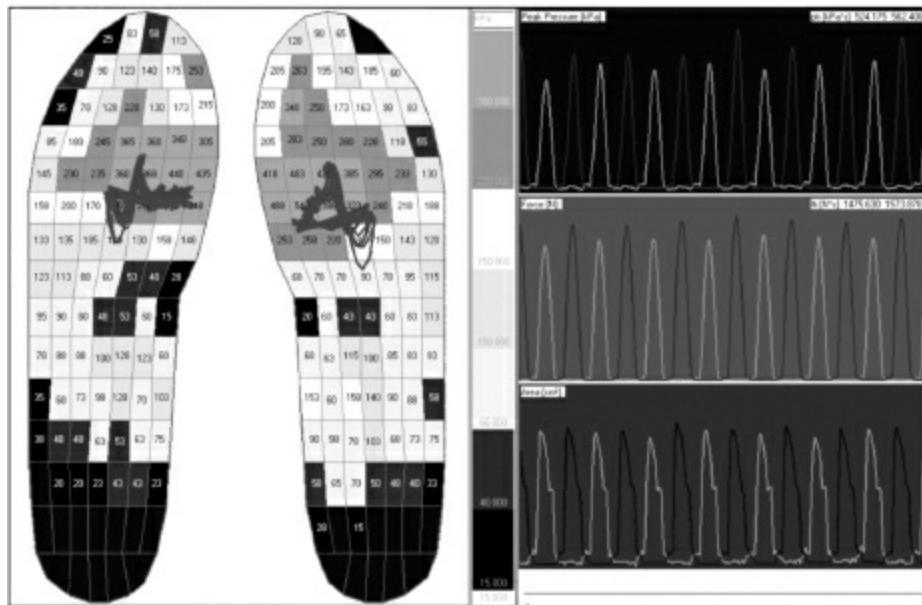


Figura 9

En el corredor de talón, durante el contacto inicial, la presión se localiza en el borde lateral del talón (el pie entra ligeramente supinado). Luego el centro de presiones se desplaza rápidamente hacia la zona medial del pie y hacia delante, hasta llegar al antepié. En éste pueden observarse dos picos de magnitud similar bajo las cabezas del primer y segundo metatarsiano. El calzado y especialmente las plantillas pueden influir mucho en los parámetros

podobarográficos. Aún así, no debe olvidarse que mientras el movimiento del centro de masas del cuerpo permanezca inalterado, el calzado no puede alterar la fuerza de reacción del suelo. Lo que sí puede cambiar el calzado es la distribución de presiones, repartiendo de una forma u otra (cargando y descargando) la fuerza total sobre distintas zonas de la planta del pie. Además el calzado puede afectar la capacidad de generar fuerza de nuestro sistema.

5.2.2. Fuerzas, momentos y potencia articular en el plano sagital

La [figura 10](#) ilustra las fuerzas de reacción del suelo al caminar y en carrera. Las fuerzas en el plano sagital son seguramente las más relevantes. Las fuerzas verticales son las responsables de que nos mantengamos erguidos; frenan la caída de nuestro centro de masas en cada paso y a continuación vuelven a impulsarlo hacia arriba para permitirnos adelantar la pierna y dar un nuevo paso.

PUNTO CLAVE

Las fuerzas horizontales en dirección anteroposterior son las responsables de impulsarnos en nuestra dirección de progresión. Inevitablemente se produce un frenado durante aproximadamente la primera mitad del apoyo y a continuación una aceleración. Si caminamos o corremos a velocidad constante, el impulso de frenado, es decir, el área encerrada entre curva y abcisa de la primera porción (negativa) de la curva, es igual al impulso de aceleración (área positiva de la curva).

Por tanto, si el impulso negativo fuera mayor que el positivo, se trataría de un paso de frenado, y si fuera al revés, impulso positivo mayor que el negativo, se trataría de un paso de aceleración.

A partir del registro de fuerzas, la cinemática y el conocimiento de la distribución de masas de nuestros segmentos, podemos calcular los momentos articulares aplicando la dinámica inversa. Durante la carrera, el patrón de momentos del tobillo es similar al de la marcha ([figura 11](#)). El contacto inicial es con el talón. El antepié desciende controlado por la contracción excéntrica del tibial anterior. El momento flexor plantar se inicia entre el 5% y el 10% del ciclo. Sin embargo, en el esprín, no hay un momento

dorsiflexor interno inicial, porque el pie contacta con el suelo con el antepié e inmediatamente dorsiflexiona, a lo que se opone el momento flexor plantar interno generado principalmente por el tríceps sural. La energía total absorbida por el tobillo es mayor en el esprín que en la carrera (ver gráfica de potencia del tobillo en la [figura 11](#)). El período de absorción viene seguido de un período de potencia positiva (generación) independientemente del tipo de marcha, carrera o esprín. La potencia generada es la que nos permite impulsarnos hacia delante. La capacidad de generación de potencia en el tobillo muestra una relación directa con la velocidad máxima alcanzable por el atleta.

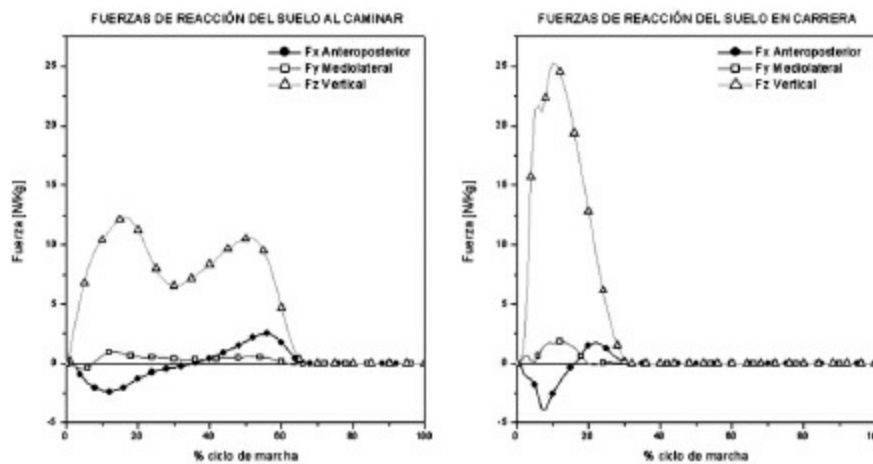


Figura 10

El patrón de potencia de la rodilla es muy similar en carrera y en marcha. Para preparar el contacto inicial, en la segunda mitad de la oscilación, los isquiotibiales adquieren un papel dominante produciendo un momento flexor de la rodilla. Este momento controla la rápida extensión que está teniendo lugar. Instantes después del primer contacto, el papel dominante lo juega el cuádriceps, que produce un momento extensor de la rodilla que se opone al momento flexor inducido por la fuerza de reacción del suelo y el peso del atleta. La magnitud del pico del momento extensor de la rodilla suele ser ligeramente superior en la carrera que en el esprín. Ello se debe a que en carrera la flexión de rodilla durante la carga es mayor.

En carrera, cuando la rodilla es flexionada tras el contacto inicial, el cuádriceps se contrae de forma excéntrica. Por tanto, puede observarse una absorción de energía (potencia negativa) responsable de absorber el impacto. Durante el esprín, los flexores plantares del tobillo pasan a jugar un rol

dominante en la absorción del impacto, descargando así la rodilla. Tanto en carrera como en esprín, la rodilla se extiende durante la segunda mitad de la fase de apoyo; el cuádriceps se contrae de forma concéntrica generando potencia. Durante la oscilación, la potencia generada alrededor de la rodilla es mínima. Sí existe cierta absorción de energía para controlar la pierna libre. El recto femoral se contrae de forma excéntrica durante la parte inicial de la oscilación para prevenir una flexión excesiva de la rodilla. Hacia el final de la oscilación, la musculatura isquiotibial se contrae de forma excéntrica para controlar la inercia de la tibia y evitar una hiperextensión de la rodilla.

El patrón del momento de cadera es muy parecido en todas las formas de locomoción hacia delante. La acción de los extensores de la cadera es dominante inmediatamente antes y después del contacto inicial con el suelo. Los flexores de la cadera pasan a dominar durante la segunda mitad de la fase de apoyo hasta la primera mitad de la oscilación. Ambos, flexores y extensores de cadera, son parcialmente responsables del incremento de la generación de potencia en la carrera y en el esprín. La flexión máxima de la cadera tiene lugar durante la segunda mitad de la oscilación. Tras la flexión máxima, los extensores de la cadera se contraen de forma concéntrica para extender la cadera, preparándola para el contacto inicial. La potencia empieza a generarse antes del contacto inicial ([figura 11](#)). Los extensores de la cadera continúan generando potencia durante toda la primera mitad de la fase de apoyo. La cadera se extiende rápidamente. Entonces los flexores empiezan a dominar y desaceleran la rotación hacia atrás del muslo, preparándolo para iniciar la oscilación. Durante este tiempo, el psoasilíaco es alargado. La energía absorbida en su tendón durante la elongación es recuperada en el instante del despegue.

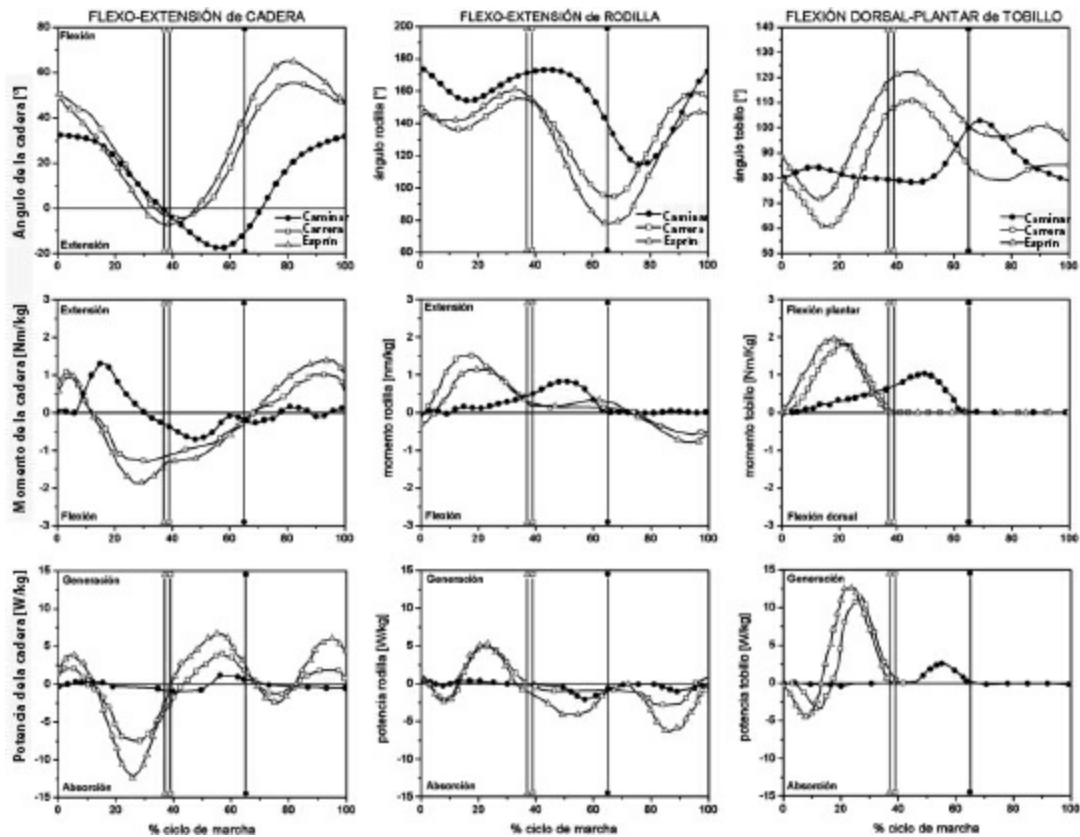


Figura 11

5.2.3. Fuerzas, momentos y potencia articular en el plano frontal

Las fuerzas en el plano frontal (dirección mediolateral) son claramente menores que las otras dos componentes y su función es básicamente estabilizadora (figura 10). Aunque las magnitudes de los momentos en el plano frontal son considerables, los músculos y ligamentos implicados tienen una función básicamente estabilizadora. La amplitud de movimiento en este plano es pequeña por tanto, la potencia generada y absorbida es mucho menor que en el plano sagital. Durante el apoyo se observa un continuo momento abductor de la cadera, generado principalmente por el glúteo medio. La cadera es aducida durante la fase de absorción debido a que el vector de la fuerza de reacción del suelo está medializado con respecto a la cadera. El momento aductor externo supera al momento abductor interno. El glúteo medio se contrae de manera excéntrica controlando este movimiento. Durante la propulsión, el glúteo medio se contrae de forma concéntrica, abduciendo la

cadera y generando potencia. En la rodilla y el tobillo también se generan y absorben momentos, pero el movimiento es mínimo y los ligamentos, las fuerzas de contacto óseo y la musculatura apenas generan o absorben potencia.

5.2.4. Interpretación de la información dinámica

La estrategia de movimiento cambia al aumentar la velocidad. Este hecho queda manifiesto si uno observa las fuentes de generación de potencia (figura 12). Examinando las curvas de potencia (figura 11) se pueden identificar los principales generadores de potencia.

1. Los extensores de cadera son dominantes durante la segunda mitad de la oscilación y la primera mitad del apoyo.

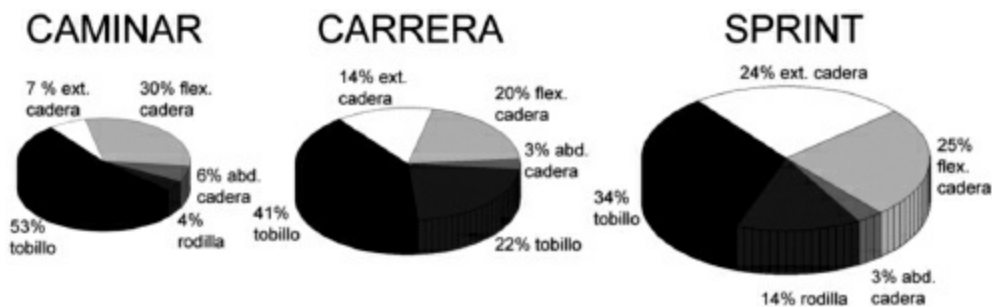


Figura 12 Fuentes de energía en la deambulacion. El área de cada circunferencia corresponde a la cantidad total de trabajo positivo (área encerrada bajo la curva de potencia positiva – figura 11) medido para el miembro inferior en cada condición. El tamaño de cada sección corresponde a la contribución porcentual de cada curva incluida en el cálculo. Datos tomados de Novacheck (1998).

2. Los flexores de cadera dominan después del despegue del pie.
3. Los extensores de rodilla, abductores de cadera y flexores plantares del tobillo tienen su rol principal durante la fase de generación en apoyo.

En esencia, los isquiotibiales y el glúteo máximo impulsan el cuerpo hacia adelante extendiendo activamente la cadera tras la reversión de la oscilación cuando el pie está por delante del cuerpo. A partir de entonces y durante la segunda mitad de la fase de apoyo, el cuádriceps y el tríceps sural se contraen para impulsar el cuerpo hacia arriba mediante la extensión de rodilla y la flexión plantar del tobillo. Los abductores de la cadera estabilizan

la cadera y posiblemente contribuyan a la elevación del centro de masas. Finalmente, el psoasíaco empieza a flexionar la cadera para iniciar la oscilación. La cantidad total de potencia generada aumenta al incrementar la velocidad. Conforme ésta se eleva, la contribución relativa de los segmentos cambia y la generación de potencia se hace más proximal.

6. ACTIVIDAD MUSCULAR

PUNTO CLAVE

Literalmente son cientos de músculos los que se activan durante la marcha. El sistema nervioso central debe controlar simultáneamente las acciones de todos ellos. Para ello dispone de mecanismos, también a nivel periférico, que simplifican la tarea.

La [figura 13](#) muestra patrones normales de 28 de los músculos más importantes del miembro inferior durante la marcha humana en función del ciclo de la marcha. Esta gráfica representa sólo un lado del cuerpo; hay por tanto otro patrón idéntico a este pero desfasado medio ciclo. Esto puede dar una ligera idea de la extrema complejidad de algo que consideramos tan simple como la marcha.

En la [figura 13](#) los músculos han sido ordenados de forma que pueda observarse una onda de actividad muscular corriendo de izquierda a derecha, desde el contacto inicial hasta el contacto siguiente. Aquellos músculos con actividades fásicas similares han sido agrupados. Esto es aplicable tanto a músculos que realizan acciones similares, como el tibial anterior y el extensor largo de los dedos, como aquellos sin conexión inmediata aparente como el recto femoral y el glúteo mayor.

El estudio detallado de la [figura 13](#) permite realizar algunas generalizaciones respecto al comportamiento de los músculos. En general, éstos muestran la principal actividad en anticipación justo después del contacto inicial. Aparentemente, la contracción muscular tiene más importancia en el contacto inicial que en el despegue. La musculatura está activa durante las fases de desaceleración (al final de la oscilación e inicio de la fase de contacto) y de aceleración (fin de la fase de apoyo e inicio de la fase de oscilación), es decir, cuando el peso es transferido de un pie al otro. A

mitad del apoyo y a mitad de la oscilación, la mayor parte de los músculos (exceptuando el glúteo medio y el tríceps sural durante el apoyo y el tibial anterior durante la oscilación) permanecen relativamente inactivos. Esto es especialmente interesante teniendo en cuenta que es precisamente durante estos períodos (a mitad del apoyo y a mitad de la oscilación) cuando la amplitud del movimiento realizado es mayor (figuras 6, 8 y 11). En la fase media del apoyo, el glúteo medio genera un momento abductor de la cadera para estabilizar la pelvis, mientras la pierna contralateral realiza la oscilación. El tríceps sural evita una flexión dorsal excesiva y prepara la impulsión del centro de masas hacia delante. Durante la oscilación media, el tibial anterior conjuntamente con el extensor largo de los dedos y el extensor largo del primer dedo causan la flexión dorsal del pie, para evitar arrastrar los dedos por el suelo y posibles tropiezos. Como regla general, parece que una de las principales acciones de la musculatura es acelerar y frenar los movimientos angulares de las piernas.

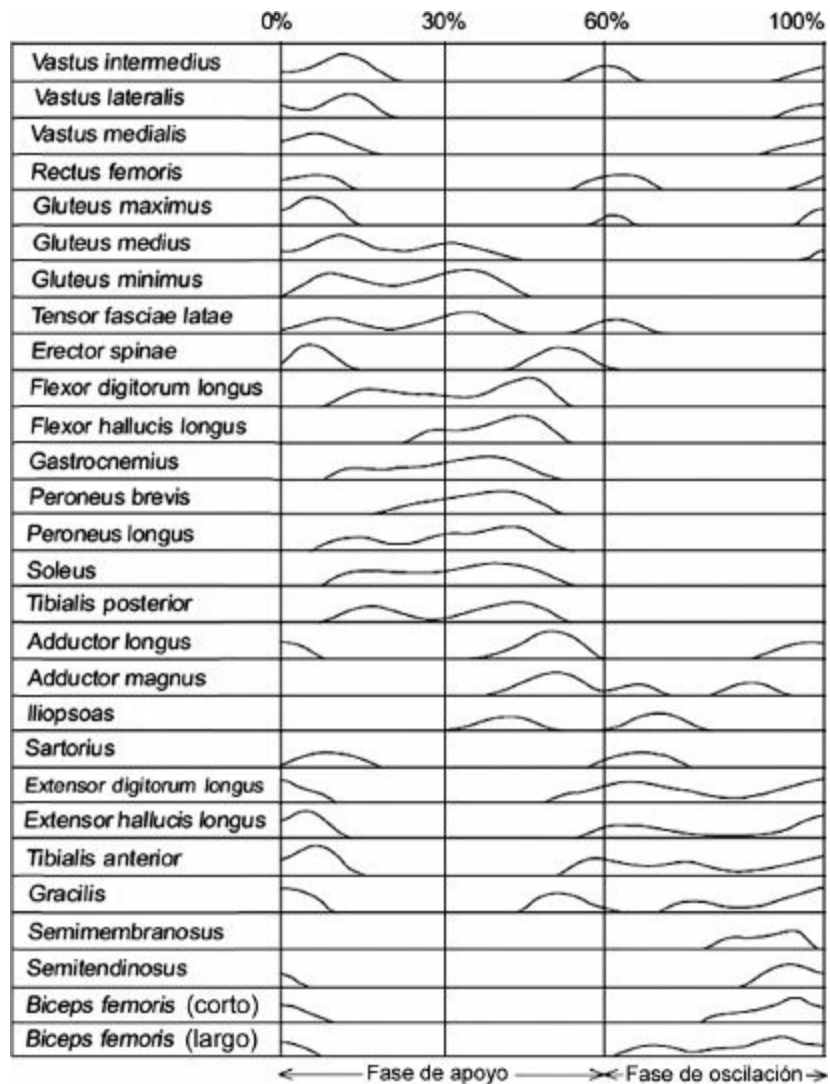


Figura 13

6.1. Músculos, tendones y almacenamiento de energía durante la marcha

La unidad músculo-tendón absorbe potencia cuando es elongada (acción excéntrica) justo antes de acortarse (acción concéntrica) para generar potencia. Estudios relativamente recientes han revelado que en comparación al cambio de longitud de todo el complejo músculo-tendón, los cambios de longitud de las propias fibras musculares son muy pequeños (Roberts *et al.*, 1997). En realidad, parece que los músculos funcionan básicamente como tensores de los tendones, y éstos funcionan como muelles. La mayor parte del cambio de longitud del conjunto músculo-tendón proviene de la elongación y

recuperación de sus tendones. Por tanto, la mayor parte del trabajo es realizada por estos últimos. Estudios más recientes realizados en humanos y que han utilizado la ecografía para observar los cambios de longitud y orientación de las fibras musculares del gastrocnemio medial han demostrado que, durante la marcha, estos fascículos permanecen relativamente isométricos durante toda la fase de apoyo, a pesar del cambio considerable de longitud del complejo músculo-tendón en su conjunto (Lichtwark *et al.*, 2007). Sin embargo, durante la carrera las fibras musculares se acortan durante la fase de apoyo, generando trabajo positivo (Lichtwark *et al.*, 2007).

PUNTO CLAVE

Los tendones son excelentes muelles biológicos. Deberíamos empezar a pensar en los tendones como si fueran muelles, y en las fibras musculares, como tensores.

Si consideramos el tendón de Aquiles, es relativamente fácil comprender cómo éste es tensado durante la primera parte de la fase de apoyo del ciclo de la marcha y recupera su longitud, devolviendo la energía al sujeto, en el momento de la propulsión. Ker *et al.*(1987) calcularon que el balance energético total en cada fase de apoyo de un humano de 70 kg al correr a 4,5 m/s es de 100 J (Ker *et al.*, 1987). Se estimó que de estos 100 J, 35 J eran almacenados en forma de energía elástica en el tendón aquileo, y 17 J, en el arco plantar. Más energía aún es almacenada en los tendones rotuliano y cuadrípital. Por tanto, la energía que tienen que absorber los músculos al frenar y generar para acelerar es menos de la mitad del total. Evidentemente, los músculos necesitan generar fuerza, pero se acortan y elongan menos, con lo cual el trabajo realizado es menor (trabajo = energía = fuerza x desplazamiento). Además, los menores cambios de longitud implican también velocidades de contracción menores, lo que significa que el músculo puede generar más fuerza por estar más cercano a la zona isométrica en su curva fuerza/velocidad.

En conclusión, los tendones son elásticos y pueden almacenar y devolver energía. De este modo pueden influir en la secuencia temporal y el gradiente de trabajo (potencia) que los músculos tienen que realizar durante la marcha. A modo de ejemplo; la elasticidad del tendón de Aquiles permite a los fascículos del tríceps sural acortarse a una velocidad muy inferior y así más

cercana a la velocidad óptima para la generación máxima de potencia y mayor eficiencia. Tanto en la marcha como en la carrera, la alta velocidad de acortamiento del tríceps sural completo (músculos + tendón de Aquiles) se logra gracias al acortamiento de los tendones previamente elongados (Lichtwark *et al.*, 2007).

BIBLIOGRAFÍA CITADA:

Cavanagh, P.R. (1987) The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot & ankle* 7(4): 197-217.

DeVita, P. (1994) The selection of a standard convention for analyzing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. *Journal of biomechanics* 27(4): 501-508.

Lichtwark, G.A., Bougoulas, K., Wilson, A.M. (2007) Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *Journal of Biomechanics* 40(1): 157-164.

Novacheck, T.F. (1998) The biomechanics of running. *Gait & Posture* 7(1): 77-95.

Roberts, T.J., Marsh, R.L., Weyand, P.G., Taylor, CR. (1997) Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science New York NY*, 275(5303): 1113-1115.

PARA SABER MÁS

En general, para saber más recomendamos el uso de Internet y en particular la Wikipedia. En su versión inglesa, las explicaciones suelen ser más completas:

<http://en.wikipedia.org/> (versión en inglés)

http://es.wikipedia.org (versión en castellano)

También son interesantes páginas de empresas de sistemas de captura de movimiento:

Ariel

(<http://www.arielnet.com/adi2001/default.asp>)

C-Motion Inc

(<http://www.c-motion.com/Tutorials/index.htm>).

Otras páginas de interés son:

<http://emedicine.medscape.com/article/320160-overview>

<http://www.univie.ac.at/cga/faq.html>

<http://tv.azpm.org/kuat/segments/2008/6/10/kuat-bipedalism/>

http://groups.google.com.mx/group/marchas_fases_puntos/web/biomecanica-de-la-marcha-humana

<http://pdf.rincondelvago.com/biomecanica-de-la-marcha.html>

Bibliografía de interés:

Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Delmar Learning. ISBN: 1-55642-192-3.

Whittle, M. (2006) *Gait Analysis: An Introduction* (4th Edition). Elsevier, Butterworth-Heinemann. ISBN: 978-0-7506-8883-3.

Martin, P.E., Morgan, D.W. (1992) Biomechanical considerations for economical walking and running. *Med Sci Sports Exer* 24(4):407-74.

LOS SALTOS Y LAS RECEPCIONES

Dr. Cámara, J¹. y Dr. Llana, S²

20

- ¹ Dpto. de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad del País Vasco/Euskal Herriko Unibertsitatea.
- ² Dpto de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València).

RESUMEN

Los saltos y las recepciones forman parte tanto de las actividades físico-deportivas, en las que son el fin de la propia actividad, por ejemplo, los saltos de longitud y de altura en atletismo, como de gestos deportivos en los que son un medio necesario para la consecución del objetivo, por ejemplo, en un bloqueo de voleibol, en un tiro de baloncesto o en una “palomita” de un portero de fútbol. Por lo tanto, es manifiesta la importancia de su correcta ejecución para la mejora del rendimiento. Por otro lado, la recepción es un mecanismo de origen de cambios degenerativos en las articulaciones, especialmente del cartílago articular y de los ligamentos, por lo que su análisis para la prevención de lesiones reviste una no menor consideración.

El objetivo de este capítulo es presentar de forma sencilla y gráfica un análisis biomecánico de los saltos y las recepciones. Para ello se acompañan los conceptos introducidos con ilustraciones que facilitarán su comprensión. En el primer apartado se presentan las manifestaciones de los saltos comúnmente utilizadas para la valoración de la fuerza de los miembros inferiores. Posteriormente se desarrolla un apartado sobre las recepciones, donde se explica qué son y cuál es su influencia en la generación de lesiones.

Así mismo, se explican los mecanismos de protección de que disponemos contra las lesiones producidas por las recepciones. En el tercer apartado se exponen los parámetros utilizados para valorar la técnica de la ejecución de los saltos y de las recepciones, para continuar en el siguiente apartado con un análisis cronocinético de las manifestaciones de los saltos, acompañado de ilustraciones donde se sincroniza la fuerza de reacción del suelo con el movimiento que está ejecutando el sujeto. Se termina el capítulo con una exposición de los instrumentos de medida comúnmente utilizados para el análisis de los saltos y las recepciones, y la bibliografía para seguir profundizando en este tema.

1. MANIFESTACIONES DE LOS SALTOS

Se presentan los saltos comúnmente utilizados para la valoración de diferentes manifestaciones de fuerza de los miembros inferiores: fuerza explosiva, fuerza elástico-explosiva y fuerza reflejo-elástico-explosiva. Es importante identificar el tipo de fuerza requerido según el deporte, para poder realizar un entrenamiento y un control de la evolución de dicha fuerza (ver [capítulo 12](#)).

1.1. Squat jump

Responde al acrónimo anglosajón SJ. Es un salto para valorar la fuerza explosiva de los miembros inferiores. Consiste en un salto en la vertical con una posición de partida de flexión de rodillas con una angulación de 90° ([figura 1](#)). Las manos se sitúan a la altura de las crestas ilíacas. Se realiza sin la ayuda de las extremidades superiores, por lo que el impulso corresponde exclusivamente a la fuerza explosiva generada por las extremidades inferiores. Los valores obtenidos en este salto presentan una alta correlación con el tiempo de esprín en las distancias de 20 y 60 m.

PUNTO CLAVE

El SJ permite evaluar la manifestación de fuerza denominada explosiva.

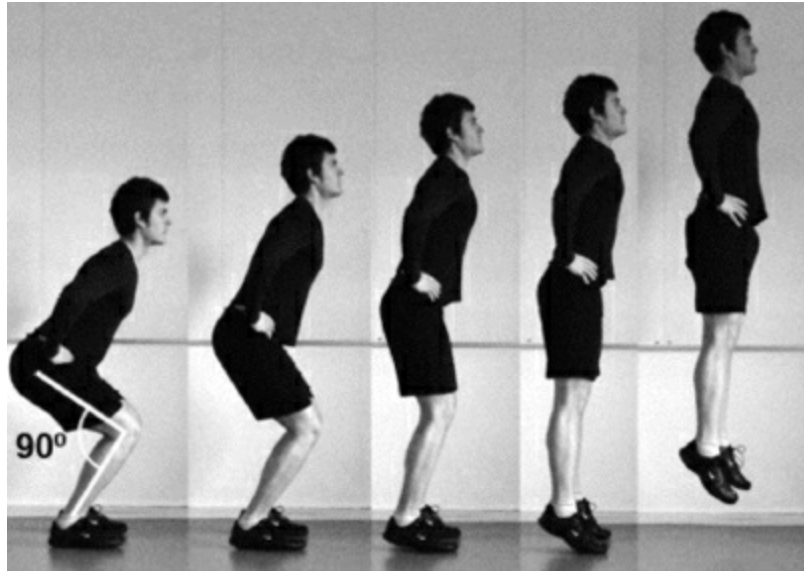


Figura 1. Fotoseriación de un SJ.

1.2. Counter movement jump

También denominado salto en contramovimiento. Responde al acrónimo anglosajón CMJ. Se trata de un salto en la vertical para valorar la fuerza elástico-explosiva, donde los miembros inferiores parten de la posición anatómica y las manos se sitúan en las crestas ilíacas (figura 2). Desde esta posición, se realiza un descenso del centro de gravedad (CG) mediante una rápida flexión de la cadera, rodillas y tobillos para volver a ascender mediante la extensión de estas articulaciones y dar paso a la fase de vuelo. La flexión de rodillas debe llegar a 90° , pues si es menor o mayor, el salto será menor, por ejemplo, si la flexión es de 70° el salto será un 17,4% menor (Moran y Wallace, 2007). La altura de este salto muestra una alta correlación con la obtenida en el SJ, es decir, que los sujetos que alcanzan una mayor altura en un SJ también lo hacen en un CMJ.

PUNTO CLAVE

En un CMJ se pone en marcha el ciclo estiramiento-acortamiento (CEA), por lo que permite evaluar la manifestación de fuerza denominada elásticoexplosiva.

Durante el descenso del CG se produce un alargamiento de los músculos implicados en el impulso del salto, mientras que en la fase de ascenso se produce un acortamiento de dichos músculos. A esta transición del alargamiento al acortamiento muscular se denomina ciclo estiramiento-acortamiento (CEA). Es decir, un ciclo donde hay una fase inicial de contracción excéntrica, en la que se produce un estiramiento músculo-tendinoso que precede a la de contracción concéntrica, que es la fase de acortamiento de estas estructuras. Durante el descenso del CG, los músculos y tendones, al ser materiales viscoelásticos (ver [capítulo 11](#)), acumulan energía elástica que será liberada en la fase de acortamiento. Para una correcta utilización de esta energía, es preciso que el transito de la fase excéntrica a la concéntrica sea inmediato. La longitud óptima de extensión muscular para lograr la mayor tensión oscila en torno al 120% de su longitud en reposo (Aguado, 1993).

Gracias al CEA, la energía elástica se sumará a la fuerza generada por los componentes contráctiles del músculo para aumentar la fuerza de empuje contra el suelo. Pero, ¿cómo podemos saber cuál es el aporte de la energía elástica en un salto? Si se realizase exclusivamente un CMJ, no se podría conocer su aporte elástico; para poder diferenciar entre fuerza explosiva y elástica, se debe comparar un salto donde se produzca exclusivamente fuerza explosiva con otro donde se produzca fuerza elástico-explosiva; esto se consigue al comparar un SJ con un CMJ. En un SJ la fuerza elástica no interviene ya que el sujeto parte de parado con las rodillas flexionadas 90°. En un CMJ, por el contrario, se produce un CEA con el consiguiente aporte de energía elástico-explosiva. Por lo tanto, la comparación entre un SJ y un CMJ nos indicará cuál ha sido el aporte elástico del músculo mediante el denominado índice de elasticidad (IE). Tal como indica la ecuación 1, este índice se calcula utilizando los tiempos de vuelo de los saltos y no mediante la fuerza real aplicada por los músculos o las fuerzas de reacción del suelo.

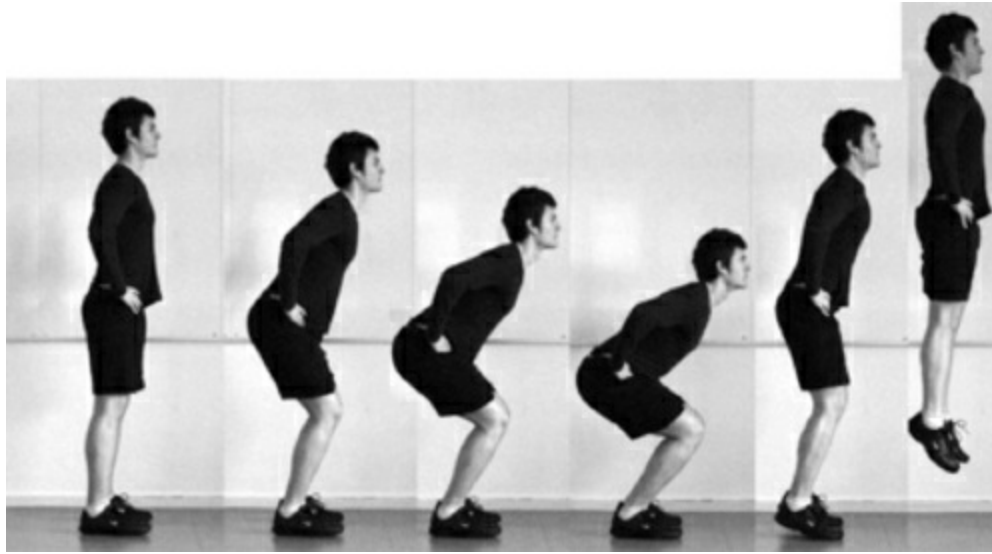


Figura 2. Fotoseriación de un CMJ.

Ecuación 1. $IE = (CMJ - SJ) \cdot 100 / SJ$
Donde:

IE = índice de elasticidad.

CMJ = tiempo del vuelo en el CMJ.

SJ = tiempo de vuelo en el SJ.

Gracias al aporte elástico músculo-tendinoso y al mayor tiempo para generar fuerza en un CMJ, la altura de vuelo en un CMJ es mayor que en un SJ. En el caso de que altura de un CMJ fuera inferior a la obtenida en un SJ podría deberse a dos causas: que no se ha esforzado al máximo o que ha realizado mal la técnica (problemas coordinativos).

Para la ejecución eficaz de un CMJ se debe tener en cuenta la velocidad del movimiento de flexo-extensión de las articulaciones de los miembros inferiores y la amplitud del movimiento. Por un lado, el CEA debe ser realizado rápidamente y sin que se produzca una pausa entre la flexión y la extensión; si hubiera una pausa, la energía elástica se disiparía en forma de calor, por lo que no sería aprovechada durante la fase concéntrica del movimiento. Para aprovechar eficazmente la energía elástica, esta fase de transición no debe ser superior a los 200 ms, aunque hasta los 900 ms no hay una pérdida total de la energía elástica (Hamill y Knutzen, 2003).

La generación y el aprovechamiento de la energía elástica tiene una alta relevancia en deportes en los que se produce un CEA durante la ejecución de

un gesto técnico determinante, como es en un salto de baloncesto o en un salto de bloqueo en voleibol. No obstante, no sólo en gestos deportivos se produce un CEA sino también en actividades cotidianas, por ejemplo en la marcha y la carrera. Tras realizar el primer contacto con el suelo, la rodilla frena el descenso del CG mediante una contracción excéntrica de la musculatura extensora de la cadera, rodilla y tobillo, seguida de una contracción concéntrica de esos mismos músculos ([figura 3](#)).

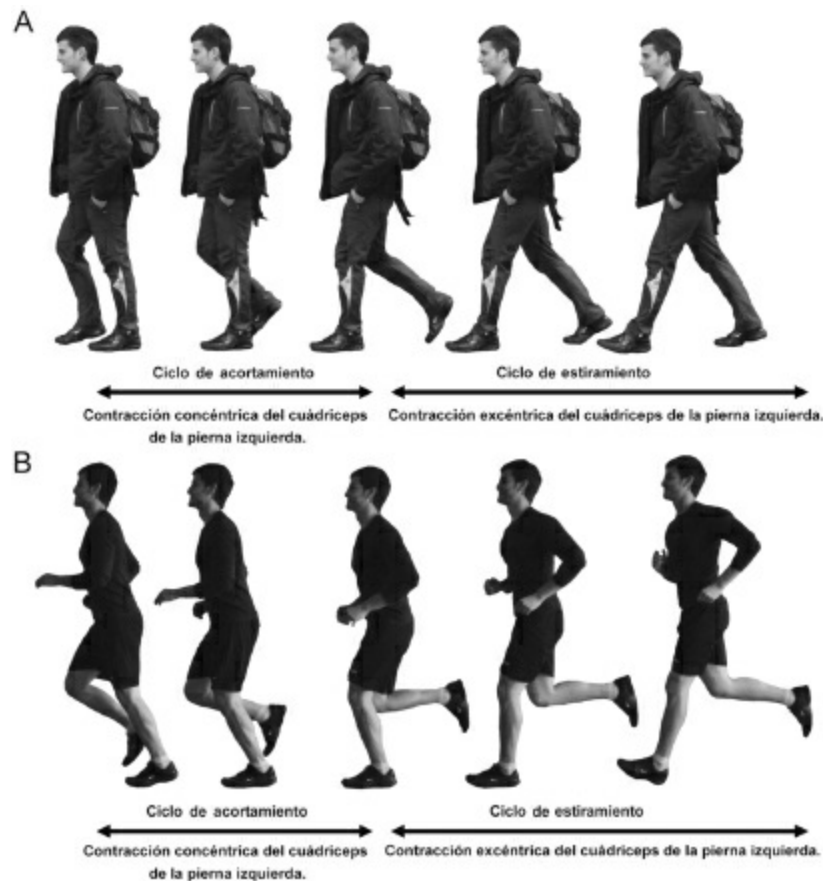


Figura 3. Ciclo estiramiento-acortamiento durante el apoyo de un pie en (A) la marcha y (B) la carrera.

1.3. Abalakov

Responde al acrónimo ABK. Consiste en un CMJ pero con la ayuda de la acción de los brazos ([figura 4](#)). Es por lo tanto un salto para valorar la fuerza elástico-explosiva con la ayuda de los miembros superiores. La posición inicial es como la del CMJ, pero con las manos por encima de la cabeza. El movimiento comienza con un descenso de los brazos por la parte anterior del

sujeto hasta la posterior, mientras se flexionan las caderas, rodillas y tobillo. Llegado al punto más bajo, se extienden las citadas articulaciones y las manos se llevan otra vez hacia delante y arriba de forma coordinada con la de los miembros inferiores. Durante la fase de vuelo, los brazos continúan su movimiento de ascenso hasta llegar a la vertical en el instante de mayor altura de vuelo.

PUNTO CLAVE

En un ABK se pone en marcha el ciclo estiramiento-acortamiento (CEA), por lo que permite evaluar la manifestación de fuerza denominada elásticoexplosiva con ayuda de los miembros superiores.

Debido a la acción de los brazos, la altura de vuelo en este salto es mayor que la obtenida en un CMJ. Para determinar el índice de utilización de los brazos, se compara el tiempo de vuelo en un ABK con el tiempo de vuelo en un CMJ, ya que ambos saltos son similares exceptuando la acción de los brazos. Para ello se utiliza la ecuación 2, que indica en qué porcentaje ha mejorado el tiempo de vuelo en un ABK respecto al de un CMJ. Si el resultado es positivo, indica que el tiempo de vuelo ha mejorado (lo que debería pasar), y si es negativo, que ha empeorado (lo que indicaría algún problema coordinativo).

Ecuación 2.

$$IUB = (ABK - CMJ) - 100 / CMJ$$

Donde:

IUB = índice de utilización de los brazos

ABK = tiempo del vuelo en el ABK

CMJ = tiempo de vuelo en el CMJ

El tiempo de vuelo de este salto tiene una alta correlación con el obtenido en un CMJ y con la mayoría de saltos que se ejecutan en el deporte, por ejemplo un salto de tiro en baloncesto o en balonmano. Esto quiere decir que las personas que más saltan en un CMJ también serán las que más salten en un ABK y en un salto de tiro de baloncesto.



Figura 4. Fotoseriación de un ABALAKOV.

1.4. Drop jump

Responde al acrónimo DJ. Algunos autores se refieren a él como *Depth Jump*. Consiste en un salto en la vertical con las manos en las crestas ilíacas realizado después de dejarse caer, mediante un paso hacia adelante, desde una altura predeterminada (figura 5). La altura de caída varía, según el estudio que se consulte, entre los 10 cm y los 150 cm.

Durante este salto se pone de manifiesto la denominada fuerza reflejo-elástico-explosiva, pues a los componentes de fuerza explosiva y elástica vistos en los saltos previos se le añade un componente de fuerza muscular debida a la estimulación del reflejo miotático (o de estiramiento). Para que este reflejo se ponga en acción, es necesario que el tiempo de apoyo sea el mínimo y que el talón no contacte con el suelo. Así, Grosser (1992) indica que tiene que ser un tiempo menor de 200 ms.

PUNTO CLAVE

En un DJ se pone en marcha el ciclo estiramientoacortamiento (CEA) y el reflejo miotático, por lo que permite evaluar la manifestación de fuerza denominada reflejo-elástico-explosiva.

Los parámetros que definen el DJ se pueden ver alterados si se aplica un estímulo externo durante la realización del salto; por ejemplo, en un estudio con jugadores de fútbol se encontró un incremento de la altura de vuelo al tener que coger, durante la fase de vuelo, un balón suspendido del techo (Ford *et al.*, 2005).

1.5. Repeat jump

Responde al acrónimo RJ. Al igual que el DJ, este salto se utiliza para valorar la fuerza reflejo-elástico-explosiva donde el CEA es de amplitud limitada y se realiza rápidamente. El RJ consiste en una sucesión de saltos en la vertical minimizando el desplazamiento del sujeto en el eje antero-posterior y medio-lateral. Se parte de la posición anatómica con las manos en las crestas ilíacas durante todo el RJ. Se debe intentar alcanzar la mayor altura posible en cada salto, mientras que en la fase de apoyo el contacto con el suelo debe ser lo más corto posible y con una mínima amplitud en el movimiento de flexión de las articulaciones de los miembros inferiores. La duración del test está normalmente comprendida entre 15 y 60 segundos.

Este test permite determinar la potencia muscular desarrollada por los miembros inferiores mediante la siguiente ecuación:



Figura 5. Fotoseriación de un DJ.

Ecuación 3. Potencia muscular de los miembros inferiores durante un DJ.

$$W = g^2 \cdot T_v \cdot T_t / 4 \cdot ns \cdot (T_t - T_v)$$

Donde:

W = potencia muscular (W)

g = aceleración de la gravedad (9,8m/s²)

T_v = tiempo de vuelo (s)

T_t = tiempo de trabajo total (s)

ns = número de saltos

La potencia muscular de los miembros inferiores (ecuación 3) muestra una correlación con el porcentaje de fibras rápidas de los músculos extensores de las piernas (Bosco, 1987).

1.6. Salto horizontal a pies juntos desde parado

Responde al acrónimo SHP. Consiste en un salto hacia delante con los pies juntos desde una posición donde el sujeto está en posición anatómica (figura 6). Los brazos se elevan por la parte anterior del cuerpo para, posteriormente, durante la fase de impulso acompañar a la acción de las piernas, pasando de la parte posterior a la anterior del cuerpo. En este salto, al contrario que en los demás, no se tiene en cuenta la altura de vuelo, sino la distancia horizontal alcanzada desde la línea de salida hasta el punto más retrasado del aterrizaje del sujeto.

PUNTO CLAVE

En un SHP no sólo es importante la fuerza elásticoexplosiva, sino la coordinación de movimientos de todos los segmentos corporales.

Es un salto en el que la técnica adquiere una especial relevancia ya que el movimiento de los brazos debe estar bien coordinado con la acción de las piernas, y la recepción se debe realizar con las rodillas y el tronco muy flexionado para ganar distancia de vuelo.

La eficacia de este salto, además de estar influida por la fuerza que se ejerce en el eje vertical contra el suelo (componente vertical), está determinada por la fuerza que se ejerce en el eje antero-posterior (componente antero-posterior). La producción de los picos máximos de fuerza en ambas componentes debe producirse simultáneamente y cerca del despegue para que el impulso sea eficaz (Aguado *et al.*, 1997). El tiempo de impulso de este salto es superior al del CMJ y al del SJ, por lo que se genera una mayor velocidad de despegue del CG que en los anteriores saltos.

El SHP es un tipo de salto habitual en muchas baterías de test de condición física, como EUROFIT, la batería de la Alianza Americana para la Salud, la Educación Física, la Recreación y la Danza (AAHPERD), pruebas de acceso a facultades de ciencias del deporte, etc.



Figura 6. Fotoseriación de un SHP.

2. RECEPCIONES

La consecuencia natural del salto es la recepción, y se puede definir como el conjunto de acciones realizadas desde que los pies tocan el suelo después de la fase de vuelo hasta que el deportista se mantiene en una posición equilibrada (figura 7). Hasta la década de 1980 la recepción fue una acción que no recibió mucha atención a pesar de su importancia como mecanismo de producción de lesiones. Desde el punto de vista del rendimiento, la recepción se considera importante ya que forma parte de diferentes gestos deportivos, como son los saltos de baloncesto, de longitud, etc., e incluso tiene una repercusión en la puntuación final de algunos deportes como es en la gimnasia deportiva. A día de hoy son numerosos los estudios sobre las

recepciones.

2.1. Carácter potencialmente lesivo de las recepciones

El carácter potencialmente lesivo de las recepciones se fundamenta en la influencia sobre el aparato locomotor de las fuerzas de reacción del suelo (FRS), bien por ser de un valor excesivo o bien por repetirse muchas veces a lo largo del tiempo. El análisis de la FRS se basa en la 3ª Ley de Newton, que dice que a toda acción le corresponde una reacción de la misma magnitud y dirección pero de sentido contrario (ver [capítulo 6](#)), y para estudiar sus efectos, se han realizado varias investigaciones en animales ya que la metodología invasiva utilizada no se considera ética para su aplicación en personas.

En los saltos con predominio de componente horizontal, la primera parte del pie que contacta con el suelo suelen ser los talones, mientras que en los saltos más verticales es el antepié el primero que contacta con el suelo. En uno y otro caso, se generan unos impactos, sobre todo en la componente vertical de la FRS, que se transmiten a lo largo del aparato locomotor. Seguramente habréis oído alguna vez que correr sobre asfalto es más lesivo para las rodillas que correr sobre hierba. Pero, ¿cómo puede ser lesivo para las rodillas si éstas no tocan el suelo? Porque el impacto recibido en los pies se transmite por medio de una denominada “onda de choque” desde el pie, a lo largo de las estructuras anatómicas, hasta la cabeza. La velocidad media de esta onda es de $220 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Wakeling *et al.*, 2003), tardando aproximadamente 8 ms en propagarse desde el talón hasta la cabeza (Smeathers, 1989). La onda va progresivamente atenuándose según atraviesa el tejido blando del cuerpo humano en su camino hacia la cabeza, pero inevitablemente pasa por las articulaciones provocando cambios degenerativos en las mismas, especialmente del cartílago articular, pero también de otras estructuras, como el ligamento cruzado anterior, siendo en este caso su incidencia mayor en mujeres que en hombres (Pandy y Shelburne, 1997).



Figura 7. Fase de recepción tras aterrizar de un salto.

Ante el peligro para la salud que suponen estos impactos durante la recepción, el cuerpo humano se intenta proteger amortiguándolos, presentando dos tipos de mecanismos amortiguadores (Llana y Brizuela, 1996): pasivos y activos.

Los mecanismos activos hacen referencia al movimiento articular. Así, los músculos extensores de la cadera, rodilla, tobillo y pie, con el objeto de estar preparados para frenar el descenso del CG, se activan en la fase de vuelo previamente al primer contacto con el suelo. Luego, durante toda la fase excéntrica se deforman para absorber parte de la energía que, posteriormente, será liberada como energía elástica.

Los mecanismos pasivos son las propias estructuras del cuerpo humano, como los discos intervertebrales, meniscos, ligamentos, tendones y huesos (especialmente el hueso subcondral); estas estructuras, debido a sus propiedades viscoelásticas, es decir, a la capacidad de deformarse según la fuerza a la que están sometidos, van disipando parte de la onda de choque tal como ésta pasa por cada uno de ellos. Las personas que tienen alguna lesión en estas estructuras poseen una menor capacidad amortiguadora de las ondas de choque, de hasta un 30%, provocando que estas personas tengan una mayor predisposición para sufrir cambios degenerativos en sus estructuras

anatómicas. La fatiga muscular también hace disminuir la capacidad amortiguadora de estas líneas de defensa.

El material deportivo también se incluye dentro de estos mecanismos pasivos. El calzado (ver [capítulo 16](#)) y plantillas viscoelásticas son de los más importantes. Éstos tienen la particularidad de que amortiguan los impactos evitando el efecto *bottoming out*. Otro mecanismo de defensa empleado en algunas modalidades deportivas son las colchonetas. Las características amortiguadoras que deben cumplir están regidas por la Federación Internacional de Gimnasia y la Normativa Europea (EN 12503:2001). Hay que tener en cuenta que en la gimnasia deportiva los picos de la FRS en la recepción puede llegar a ser 10 veces el peso del gimnasta, por lo que las colchonetas se consideran una protección necesaria para la reducción de lesiones en esta modalidad.

Pero el tipo de superficie más relevante sobre el que se realizan las recepciones es el suelo o pavimento deportivo. A más dureza del suelo (p. ej., hormigón) mayores serán los impactos. En terrenos en que el suelo se deforma al realizar una fuerza sobre ellos, como ocurre al realizar una recepción en la arena de la playa ([figura 8](#)), la fuerza de acción ejercida contra el suelo durante la recepción se perderá en la deformación del suelo, es decir, en el desplazamiento de la arena hacia abajo, hacia los lados y hacia delante y atrás. Esto producirá una amortiguación adicional del impacto que se verá reflejada en una disminución de la magnitud de la FRS al compararlo con la misma recepción sobre un suelo duro y no deformable.



Figura 8. Recepción sobre arena.

En las condiciones mencionadas, los impactos soportados por los

deportistas durante las recepciones son de carácter “controlado”, es decir, que el deportista utiliza activamente sus miembros inferiores para amortiguarlos. Sin embargo, en ocasiones ocurren caídas que provocan los denominados “impactos incontrolados”. De éstos, los más graves suelen ser los impactos recibidos en la cabeza (Himmelsbach y Shorten, 2003). La incidencia de las lesiones ocasionadas por este tipo de impactos está bien documentada, pero, debido a que sus consecuencias sólo son visibles con el paso del tiempo, raramente se describen con exactitud las condiciones en que se produjo la lesión.

En el citado estudio de Himmelsbach y Shorten (2003), sobre un total de 28.156 expedientes de visitas registradas en emergencias debidas a impactos con la cabeza, la probabilidad de sufrir una lesión grave craneoencefálica se cuadruplicaba cuando la altura de la caída superaba los 1,5 m. Estos autores catalogaron como pavimentos inadecuados para patios de recreo la tierra, la ceniza, la hierba, el hormigón y el asfalto. Por el contrario, materiales sueltos como grava o arena no compactada y los materiales sintéticos desarrollados específicamente para patios de recreo fueron clasificados como tipos de superficies adecuadas.

PUNTO CLAVE

La probabilidad de sufrir una lesión grave craneoencefálica se cuadruplica cuando la altura de caída supera los 1,5 m.

3. PARAMETROS ESTUDIADOS DE LOS SALTOS Y DE LAS RECEPCIONES

Al ver la ejecución de un salto, un entrenador podría percibir que ha sido realizado bien técnicamente, mientras que otro podría concluir lo contrario a pesar de que los dos han observado el mismo salto. Es decir, que el análisis visual y directo de los saltos sin la ayuda de un instrumento de medición deja a la subjetividad del observador el juicio de la eficacia del mismo. A fin de evitar que sean exclusivamente la experiencia y la vista los únicos medios para valorar la eficacia de un salto, se debe realizar un análisis cuantitativo de éste, midiendo unos parámetros determinados que aporten información sobre

la técnica del salto.

Entre los parámetros a registrar destacan los que caracterizan a la FRS. Si analizamos las gráficas de la FRS a lo largo del tiempo de los distintos tipos de saltos, se observará que el patrón de la fuerza, es decir, su evolución a lo largo del tiempo, varía; en algunos instantes, la FRS es mayor que el peso del sujeto, en otros menor, y cuando el sujeto está en la fase de vuelo, no se registra ninguna fuerza. El patrón fuerza-tiempo se muestra en una gráfica donde en el eje de abscisas (horizontal o X) se expone el tiempo, y en el de ordenadas (vertical o Y), la fuerza. El tiempo se mide en segundos y la fuerza en Newtons (N), aunque en muchas ocasiones se muestra “normalizado”, esto es, en valores relativos al peso corporal (BW).

PUNTO CLAVE

La normalización de las FRS usando como referencia el peso corporal permite hacer comparaciones entre sujetos.

El tiempo en los saltos también se puede normalizar. Con este fin se utiliza como valor de referencia el tiempo total de la ejecución del salto, desde que empieza el salto hasta que termina la fase de recepción. En ese caso, el tiempo total supone el 100% del salto, y los parámetros analizados se expresan en relación con ese tiempo.

En la [figura 9](#) se muestran los parámetros más utilizados para el estudio de los saltos y de las recepciones que se explican a continuación.

3.1. Parametros de la fase de impulso

En este apartado se explican los parámetros que caracterizan la fase de impulso, entendiendo por ésta la sucesión de eventos desde que empieza el movimiento de ejecución del salto hasta que los pies se elevan totalmente del suelo previamente a la fase de vuelo.

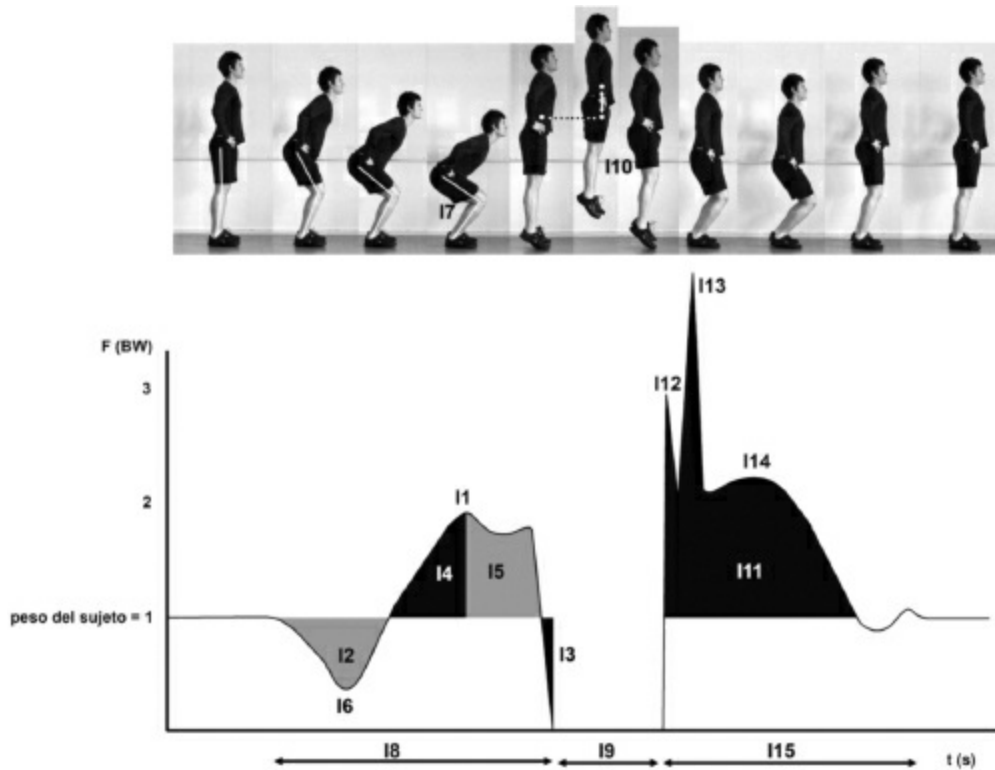


Figura 9. Parámetros cinéticos (gráfica fuerza-tiempo) y cinemáticos de un CMJ.

3.1.1. Pico de fuerza máxima en el eje vertical

El pico de fuerza máxima en el eje vertical es el máximo valor que adquiere la componente vertical de la FRS durante el impulso, y que indica el instante en que el sujeto realiza la máxima fuerza contra el suelo (figura 9 I1).

3.1.2. Pico de fuerza máxima en el eje antero-posterior

En saltos donde el CG sólo se desplaza en la vertical, es decir, en saltos que no requieren su desplazamiento en la horizontal, como son en un SJ, CMJ, DJ y ABK, no se suele estudiar la fuerza realizada en la componente antero-posterior porque su valor es muy pequeño y no es determinante. No obstante, en saltos en que se busca un desplazamiento en la horizontal como es en el SHP, el valor de este componente es relevante, ya que el CG se debe desplazar en el eje antero-posterior. En este caso, el signo de la fuerza, positivo o negativo, no es indicativo de la cantidad de fuerza realizada, sino del sentido hacia donde se realiza: se considera positivo si la fuerza de acción se ejerce hacia atrás, y por lo tanto la de reacción hacia delante, y negativo

cuando la fuerza de acción se ejerce hacia delante, y por lo tanto la de reacción hacia atrás.

3.1.3. Impulso mecánico

El impulso mecánico es un parámetro que tiene en cuenta la evolución de la fuerza a lo largo del tiempo. Para cuantificar el impulso se debe multiplicar la fuerza por el tiempo de aplicación de la misma; pero como la fuerza varía a lo largo del tiempo, recurrimos al cálculo integral, es decir, a la determinación del área descrita por la fuerza a lo largo del tiempo (ver [capítulo 6](#)) según se describe en la ecuación 4.

Ecuación 4. Impulso mecánico.

$$IM = F \cdot t$$

Donde:

IM = impulso mecánico (N·s)

F = fuerza aplicada (N)

t = tiempo de aplicación de la fuerza (s)

El impulso, dependiendo de la posición de la FRS con respecto al peso del sujeto, se denomina:

- 1) Impulso negativo cuando el área a determinar se encuentra por debajo de la línea del peso. Si el CG desciende, se denomina impulso negativo de descenso ([figura 9 I2](#)) y si asciende impulso negativo de ascenso ([figura 9 I3](#)).
- 2) Impulso positivo cuando el área a determinar se encuentra por encima de la línea de peso. Si se da durante el descenso del CG, cuando disminuye su velocidad, se denomina impulso de frenado ([figura 9 I4](#)), mientras que si el CG va aumentando su velocidad se denomina impulso de aceleración ([Figura 9 I5](#)).

La relación óptima entre el impulso de frenado y el de aceleración en un salto en la vertical es de 0,3. Es decir, que el impulso de frenado debe suponer un 30% de lo que supone el impulso de aceleración. Para obtener esta relación se debe dividir el impulso de frenado por el impulso de

aceleración (Hochmuth, 1973).

3.1.4. Valle de fuerza en el eje vertical

El valle de fuerza es el mínimo valor que adquiere la componente vertical de la FRS y que se sitúa entre dos picos de esta componente. En un CMJ, el valle de fuerza se produce durante el contramovimiento (figura 9 I6) mientras que en un SJ no se produce un valle de fuerza.

3.1.5. Angulación de las articulaciones

Cuando un segmento corporal se sitúa perpendicular al adyacente, la angulación será de 90° , y cuando se sitúa en la misma línea del adyacente, será de 180° . Durante la fase de impulso en los saltos, las articulaciones cambian su angulación a lo largo del tiempo: en un SJ se parte de una angulación de rodilla de 90° para terminar en 180° (en este caso coincide con la posición anatómica). La forma más sencilla para determinar el ángulo de una articulación (figura 9 I7) es mediante tres puntos en los dos segmentos que definen el ángulo: un punto se situará en el extremo distal de cada segmento, y otro, que hará la función de eje, en el lugar de unión de los dos segmentos (el punto que se sitúa de eje de giro es aproximado, ya que el eje instantáneo de rotación de la articulación es más complejo de calcular).

3.1.6. Tiempo de contacto con el suelo

En un SJ, el tiempo de contacto con el suelo empieza en el instante en que el sujeto, desde la posición de partida con una flexión de 90° de rodillas, empieza a extenderlas. En un CMJ (figura 9 I8) y un ABALAKOV, el tiempo de contacto se inicia en el instante en que el sujeto comienza a realizar una flexión de rodillas, y en un SHP, con el inicio del balanceo de brazos. En un DJ, el tiempo de contacto se inicia en el instante en el que el sujeto realiza el primer contacto de los pies con el suelo cuando se deja caer de una altura, mientras que el RJ se produce cuando los pies tocan el suelo tras la fase de vuelo previa. El tiempo de contacto termina en el instante en que ambos pies se elevan completamente del suelo para empezar la fase de vuelo (si se utiliza una plataforma de fuerzas, en ese instante la fuerza cae a cero).

3.2. Parámetros de la fase de vuelo

En este apartado se explican los parámetros frecuentemente utilizados para analizar la fase de vuelo, entendida ésta como el tiempo comprendido entre la fase de impulso y la de recepción, es decir, desde que los pies se elevan totalmente del suelo y dejan de ejercer fuerza contra éste hasta que vuelven a tocar el suelo y vuelven a ejercer fuerza sobre él. Si se utiliza una plataforma de fuerzas, es el lapso de tiempo durante el cual la fuerza registrada es cero.

3.2.1. Tiempo de vuelo

El tiempo de vuelo comienza en el instante en el que ambos pies se elevan completamente del suelo y termina en el instante en que se apoya un pie en el suelo (figura 9 I9). En la gráfica fuerza-tiempo es fácilmente identificable como el período transcurrido desde que desaparece la FRS después de la fase del impulso hasta que vuelve a aparecer durante la fase de recepción, por lo que el valor de la FRS durante este tiempo es cero.

3.2.2. Altura de vuelo

La altura de vuelo hace referencia a la distancia vertical recorrida por el CG del deportista o, lo que es lo mismo, la altura alcanzada por el CG con respecto a su altura en el instante previo al salto (figura 9 I10). Este parámetro no se puede medir directamente de la gráfica fuerza-tiempo, pero se puede calcular (ecuación 5) partiendo de la premisa de que en la fase de vuelo de un salto el tiempo de ascenso sea igual al de descenso. El ascenso del sujeto es un movimiento uniformemente desacelerado, debido a la acción de la gravedad, donde su velocidad máxima se da en el instante del despegue del suelo para llegar a una velocidad nula en el instante, de mayor altura del CG. A partir de ese instante el descenso del sujeto es un movimiento uniformemente acelerado para llegar al suelo con la misma velocidad que presentaba en el instante del despegue. Esto indica que un sujeto tarda el mismo tiempo en subir que en bajar. No obstante, para que eso sea así y se pueda utilizar la ecuación 5 para determinar la altura de vuelo, la posición del sujeto en el último instante de la fase de impulso y la posición inicial en la recepción deben ser iguales. De esta forma, la altura de su CG en ambos

instantes será la misma.

Fórmula 5. Altura de vuelo.

$$h = g \times t^2 / 8 \quad c \quad h = t^2 \times 1,226$$

Donde:

h= altura de vuelo (m)

g= aceleración de la gravedad (9,8m/s²)

t= tiempo de vuelo (s)

3.2.3. Ángulo de salida

Es el ángulo formado entre la trayectoria inicial del CG del sujeto con la horizontal al empezar la fase de vuelo ([figura 10 I2](#)). Este parámetro toma especial relevancia en saltos que no se realizan exclusivamente en la vertical, genéricamente llamados de longitud, como el SHP. En los textos de física se indica que el ángulo óptimo de salida para lanzamientos parabólicos (con salida y caída a la misma altura) es de 45°. Sin embargo, en los saltos horizontales esto no se cumple así, en el salto de longitud de atletismo el ángulo óptimo oscila entre 18° y 22°, mientras que en el SHP está próximo a 40° y 42°.

3.2.4. Distancia horizontal de salto

Es la distancia desde la línea de salida hasta el punto más retrasado del aterrizaje del sujeto ([figura 10 I1](#)). En un SHP, al ser un movimiento parabólico, el lugar del impulso y de la recepción varían, ya que durante la fase de vuelo hay un desplazamiento en la horizontal al que se denomina distancia de salto.

Esta distancia está determinada en los saltos parabólicos por la velocidad inicial, el ángulo de salida y la diferencia de altura del CG desde el último instante de la fase de impulso hasta el primer momento de la recepción (ver [capítulo 4](#)).

3.3. Parámetros de la recepción

Se entiende por recepción la sucesión de eventos desde que los pies

tocan el suelo tras la fase de vuelo hasta que la componente vertical de la FRS se estabiliza en un valor no superior al 5% del peso del sujeto.

3.3.1. Picos máximos de fuerza en la recepción

La recepción está caracterizada por un impulso de frenado (figura 9 I11) donde se producen dos picos de fuerza que tienen lugar en los primeros 40 ms. El primer pico (figura 9 I12) representa el impacto de las cabezas de los metatarsianos con el suelo, y el segundo (figura 9 I13), el impacto del talón con el suelo (en ocasiones no llega a apoyarse el talón, pero igualmente se frena la caída del cuerpo, por lo que el pico aparece igualmente. El primer impacto suele mostrar un valor inferior al segundo. Los valores del segundo impacto pueden ser muy grandes, por ejemplo, en el caso de recepciones a una sola pierna (como el triple salto en atletismo) se puede llegar a superar 17 veces el peso corporal (17 BW).

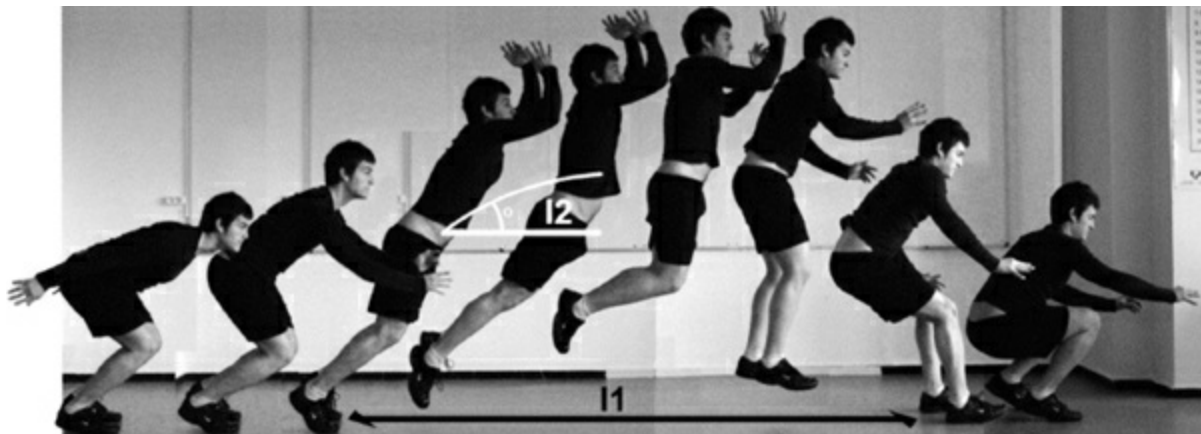


Figura 10. Algunos parámetros importantes de un SHP.

Alrededor de los 150 ms desde el inicio de la recepción y coincidiendo con la elevación de los talones del suelo, cuando las rodillas se siguen flexionando, se produce un tercer pico (figura 9 I14) de menor valor que los dos anteriores.

La mayor magnitud de los picos de fuerza se suele dar sobre la pierna dominante, y en el caso de que una de sus piernas vea reducida su carga, la pierna contraria contrarresta esa pérdida con una mayor carga.

Para dos saltos en los que se alcanza la misma altura, en uno de ellos sin ningún tipo de amortiguación aterrizando sobre un terreno duro (figura 11 A)

y en otro amortiguando el impacto sobre un terreno blando (figura 11 B) el valor del impulso de frenado es igual. No obstante, en el segundo caso el carácter lesivo de la recepción es menor ya que los valores máximos de la FRS disminuyen y el tiempo de la fase de recepción aumenta.

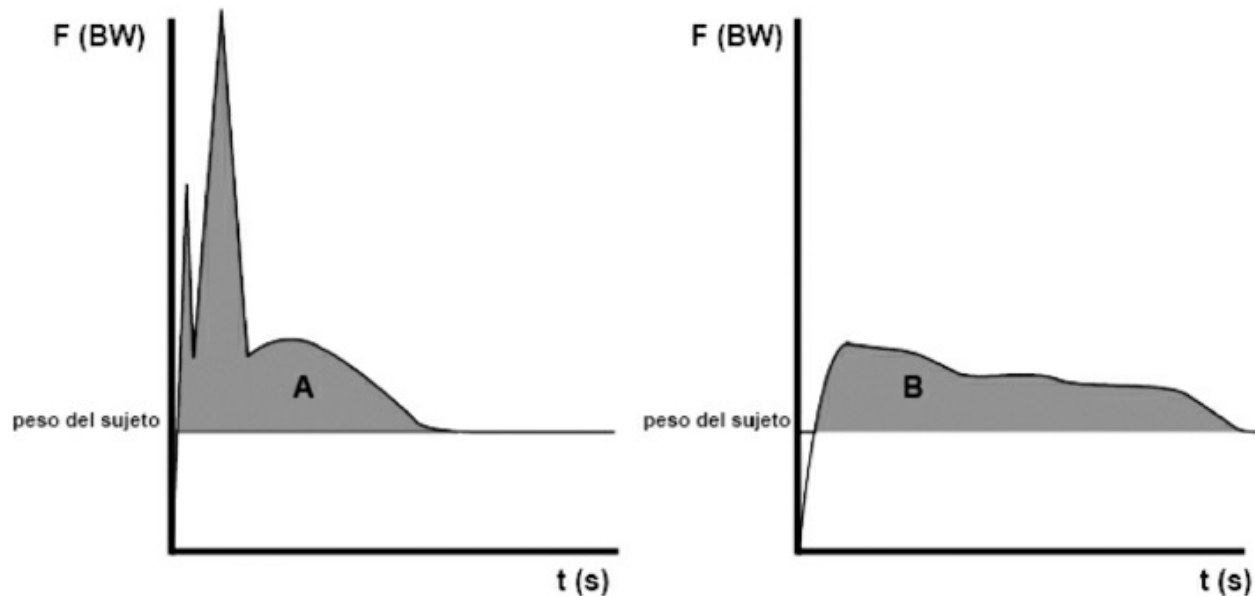


Figura 11. Recepciones sobre dos tipos de superficie: A, poco amortiguadora, y B, amortiguadora.

3.3.2. Tiempo hasta la estabilización

Responde al acrónimo anglosajón TTS (*Time To Stabilization*) y se define como el tiempo transcurrido desde el primer contacto del pie con el suelo tras la fase de vuelo, hasta que la componente vertical de la FRS se estabiliza en un valor no superior al 5% del peso del sujeto (figura 9 I15). El aterrizaje con dos pies supone un menor tiempo hasta la estabilización que cuando se aterriza con uno.

4. DESCRIPCIONES CRONOCINÉTICAS

4.1. Squat jump

En la posición inicial, durante la fase de preparación (Figura 12 F1) el sujeto está quieto con flexión de cadera y de rodillas a 90°. Como está quieto,

la FRS en esta fase marca el peso del sujeto. La fase de preparación termina en el instante en el que el sujeto se impulsa mediante una extensión de estas articulaciones, instante en el que se produce un impulso de aceleración (figura 12 IA), en el cual el CG del sujeto acelera en su recorrido hacia arriba, hasta alcanzar la máxima velocidad de ascenso al final del impulso de aceleración. A partir de este instante, la FRS empieza a ser inferior al peso del sujeto produciéndose el impulso negativo de ascenso (figura 12 INA), hasta que la FRS desaparece cuando los pies se elevan totalmente del suelo para empezar la fase de vuelo (figura 12 F2).

La correcta ejecución de la técnica de este salto requiere no flexionar las rodillas desde la posición inicial, es decir, no hacer un contramovimiento. Si se hace esto, en la FRS se registra un valle previo al impulso de aceleración. En algunos estudios se considera un SJ no válido aquel en el que la disminución de la FRS previa a la fase de contracción concéntrica es superior al 5% del pico de fuerza máxima (Izquierdo *et al.*, 1997). En sujetos que no tienen experiencia en la realización de este salto se recomienda dejarles un tiempo de familiarización previo al registro del mismo.

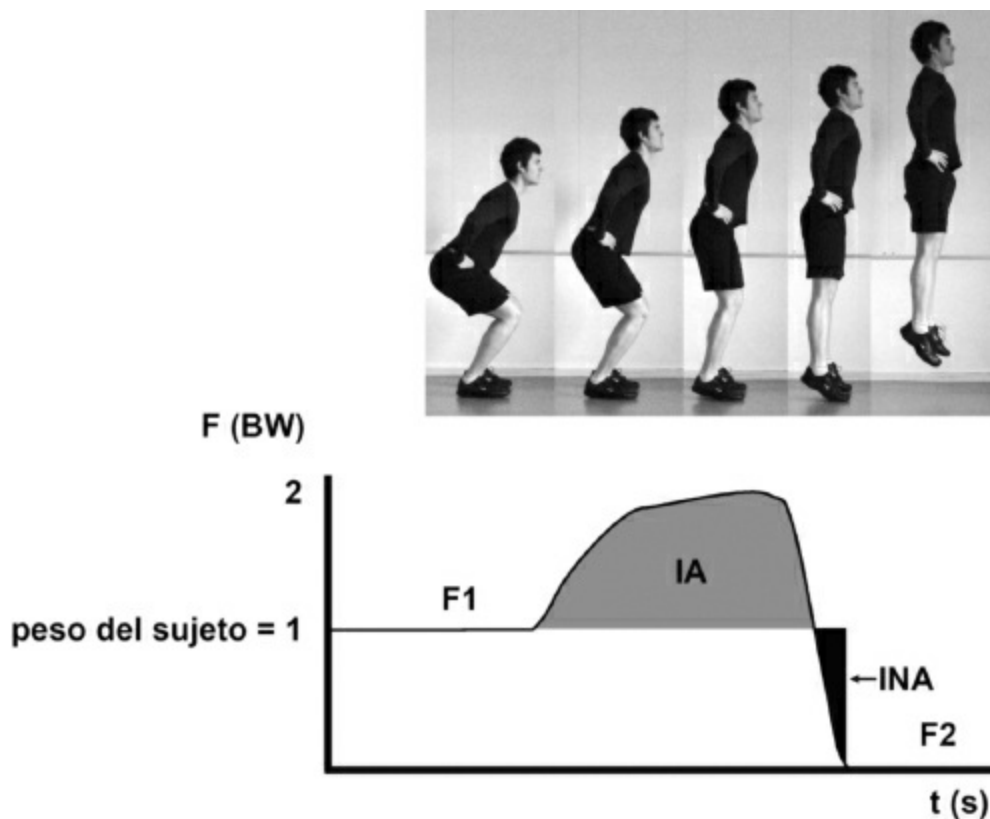


Figura 12. Representación cronocinética de un SJ.

4.2. Counter movement jump

Se parte de una posición inicial con el tronco en la vertical, rodillas extendidas (posición anatómica) y manos en las crestas ilíacas. La FRS en esta posición marca el peso del sujeto (figura 13 F1). Debido a la flexión de cadera, rodillas y tobillos, el CG desciende dando lugar al inicio de la fase de impulso negativo de descenso (figura 13 IND) donde la FRS cae por debajo del peso del sujeto. Al final de este impulso, cuando la FRS en su recorrido ascendente se iguala al peso del sujeto, la velocidad de descenso del CG es máxima. A partir de este instante se produce el impulso de frenado (figura 13 IF) por lo que la velocidad de descenso del CG disminuye hasta que el CG llega a su punto más bajo durante la flexión máxima de rodillas, al final del impulso de frenado. En este instante, la velocidad del CG es cero. Posteriormente se produce el impulso de aceleración (figura 13 IA), instante en el que el CG empieza a elevarse. El final de este impulso marca el punto de mayor velocidad vertical de ascenso del CG y el comienzo del impulso negativo de ascenso (figura 13 INA). En esta fase el CG del sujeto sigue ascendiendo. Este impulso termina en el instante en el que la FRS desaparece indicando que los pies se elevan totalmente del suelo para dar comienzo a la fase de vuelo (figura 13 F2).

4.3. Abalakov

La descripción cronocinética del ABK es similar a la del CMJ teniendo en cuenta que durante la fase de descenso del CG los brazos bajan desde la vertical por la parte anterior del sujeto a la parte posterior, para, en la fase de extensión de piernas (durante el ascenso del CG), pasar a la parte anterior y seguir ascendiendo en la fase de vuelo (figura 14).

4.4. Drop jump

Desde la posición inicial con las rodillas extendidas, tronco en la vertical y manos en las crestas ilíacas, el sujeto da un paso hacia delante para aterrizar con ambos pies a la vez. En la primera fase del apoyo, durante la flexión de cadera, rodillas y tobillos, se produce un impulso negativo de descenso (figura 15 IND) en el que la altura del CG desciende y la FRS muestra un valor inferior al peso del sujeto. Al superar la FRS el peso del sujeto, se

produce un impulso de frenado (figura 15 IF) en el que la velocidad de descenso del CG del sujeto disminuye hasta el instante de máxima flexión de rodillas, instante en que la velocidad es cero. A partir de ese instante se produce el impulso de aceleración (figura 15 IA). Su final marca el instante de mayor velocidad de ascenso del CG. El paso del impulso de frenado al impulso de aceleración marca el paso de la flexión a la extensión de rodillas. Al disminuir el valor de la FRS por debajo del peso del sujeto, se produce el impulso negativo de ascenso (figura 15 INA) en el que el CG sigue ascendiendo. Este impulso termina cuando los pies se elevan totalmente del suelo, instante en el que desaparece la FRS.

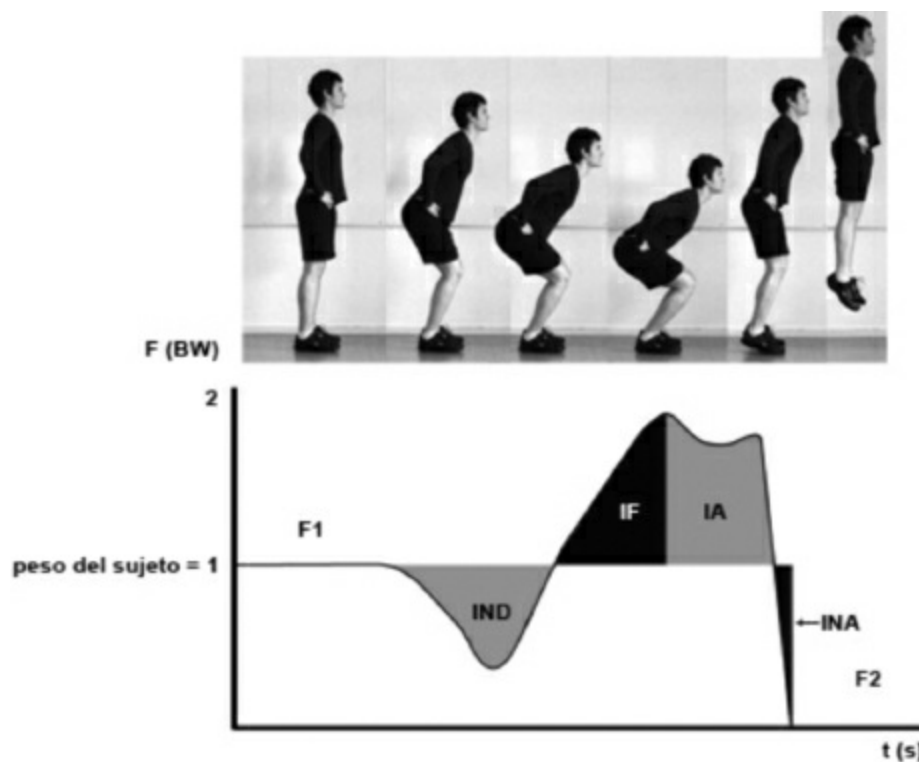


Figura 13. Representación cronocinética de un CMJ.

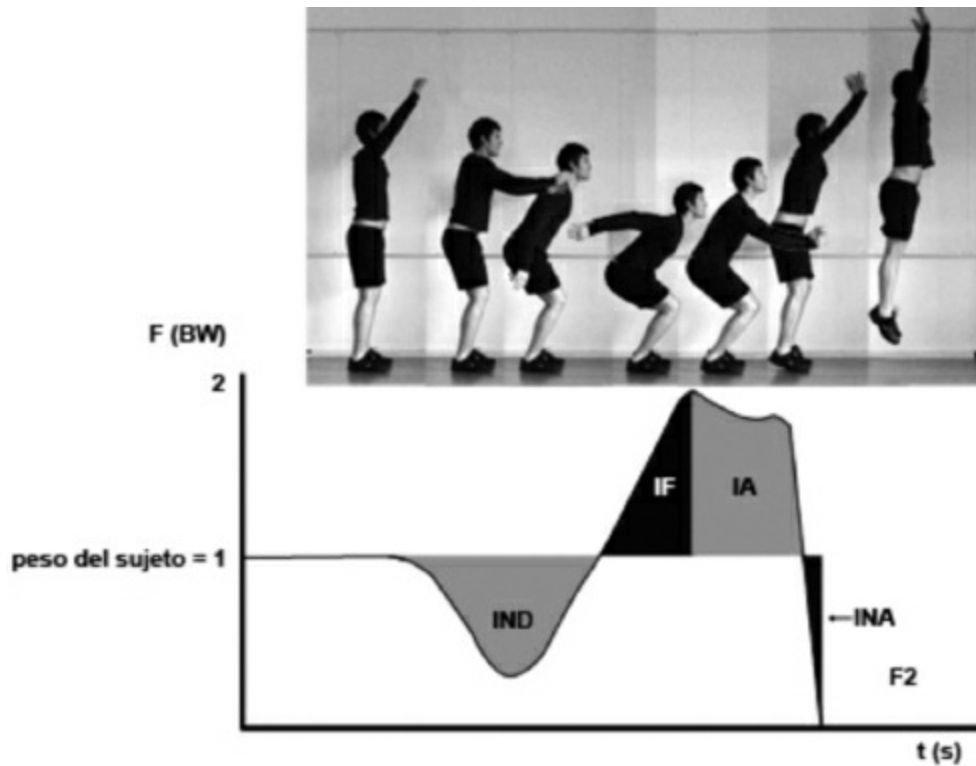


Figura 14. Representación cronocinética de un ABK.

4.5. Repeat jump

Se parte de la posición anatómica con las manos en las crestas ilíacas para realizar un CMJ (figura 16 F1) (ver descripción cronocinética del CMJ) previo a la sucesión de saltos. Posteriormente, durante las fases de apoyo que tienen lugar entre los sucesivos saltos en la vertical hasta la máxima altura posible, la evolución de la FRS es similar a la del DJ (consultar descripción cronocinética del DJ), aunque puede variar ligeramente dependiendo de la técnica con la que se haya realizado cada salto.

4.6. Salto horizontal desde parado

Se parte de una posición con el tronco en la vertical, rodillas extendidas (posición anatómica) y brazos en la vertical con las manos hacia abajo (figura 17 F1). En este instante, la magnitud de la componente vertical de la FRS es igual al peso del cuerpo. Posteriormente esta componente aumenta su valor debido al movimiento ascendente de los brazos (figura 17 F2) para volver a disminuir por debajo del peso del sujeto debido a la flexión de cadera,

rodillas y tobillos, y al descenso de los brazos, produciéndose un impulso negativo de descenso (**figura 17 IND**). Al final de este impulso, la velocidad de descenso del CG es máxima. Su descenso se frena cuando la componente vertical de la FRS supera el peso del sujeto, comenzando el impulso de frenado (**figura 17 IF**). El final de este impulso marca el instante de máxima flexión de rodillas y el punto inicial del impulso de aceleración (**figura 17 IA**), instante en el que el CG se encuentra en su punto más bajo y empieza a elevarse. Al final del impulso de aceleración, la velocidad de ascenso del CG del sujeto es máxima. Al disminuir la FRS por debajo del peso del sujeto se produce el impulso negativo de ascenso (**figura 17 INA**) en el que el CG del sujeto sigue ascendiendo. Esta fase de impulso termina en el instante en el que la FRS desaparece cuando los pies se elevan totalmente del suelo para empezar la fase de vuelo (**figura 17 F3**).

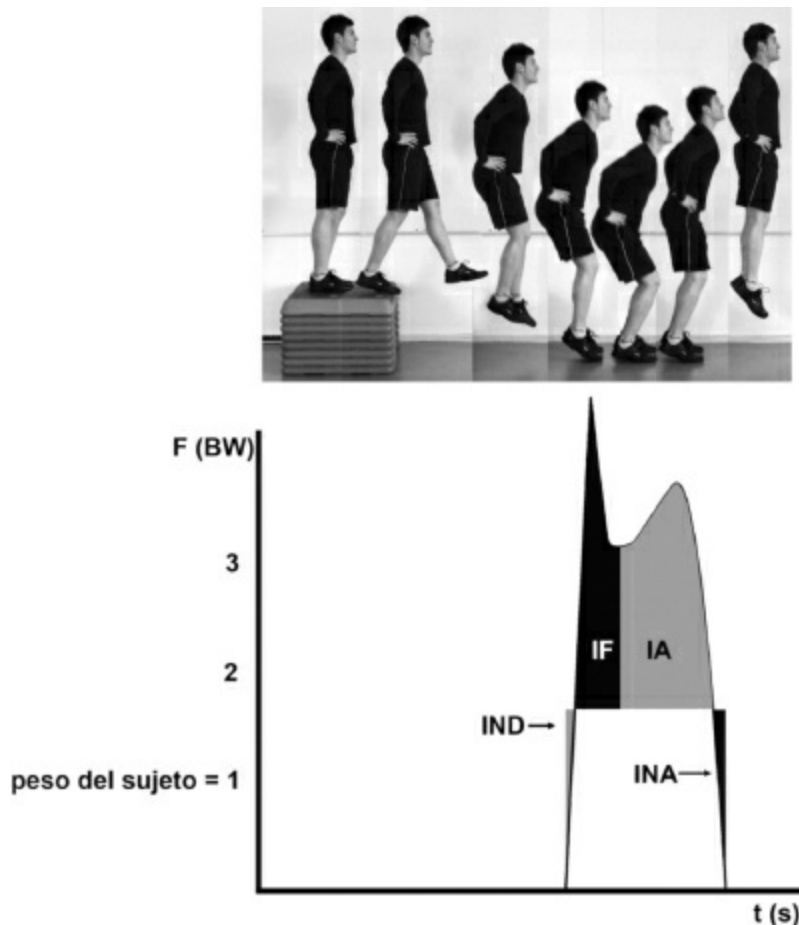


Figura 15. Representación cronocinética de un DJ.

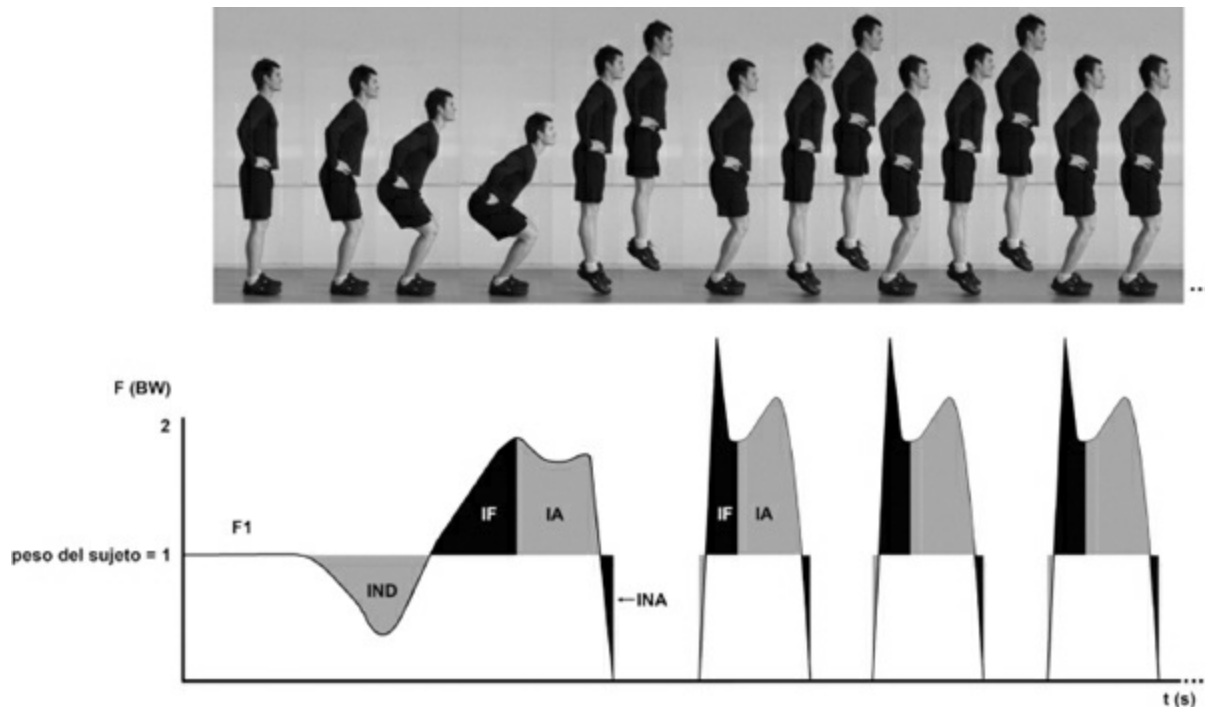


Figura 16. Representación cronocinética de un RJ.

En referencia a la componente antero-posterior de la FRS, durante la elevación de los brazos, ésta presenta unos valores negativos, aunque de un valor pequeño.

El signo negativo implica que la FRS se dirige hacia la parte posterior del sujeto. Durante el descenso del CG, la componente horizontal pasa a mostrar un valor positivo, lo que implica que la FRS se dirige hacia la parte anterior del sujeto. El incremento positivo del valor de esta componente sugiere que el sujeto va aumentando progresivamente su impulso hacia atrás. El pico máximo se encuentra cercano al pico máximo de la componente vertical, pero éste, siendo importante, no es decisivo en este tipo de saltos. Por ejemplo, si se compara un SHP máximo con otro al 50%, la componente vertical de las FRS en el SHP al 50% es mayor que en el SHP máximo.

5. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

5.1. Plataformas dinamométricas

También se denominan plataformas de fuerza ([figura 18](#)). Miden la FRS que se origina al contactar un cuerpo con ellas. El *software* de las plataformas

muestra el valor de la FRS en el eje de ordenadas, y el tiempo, en el eje de abscisas.

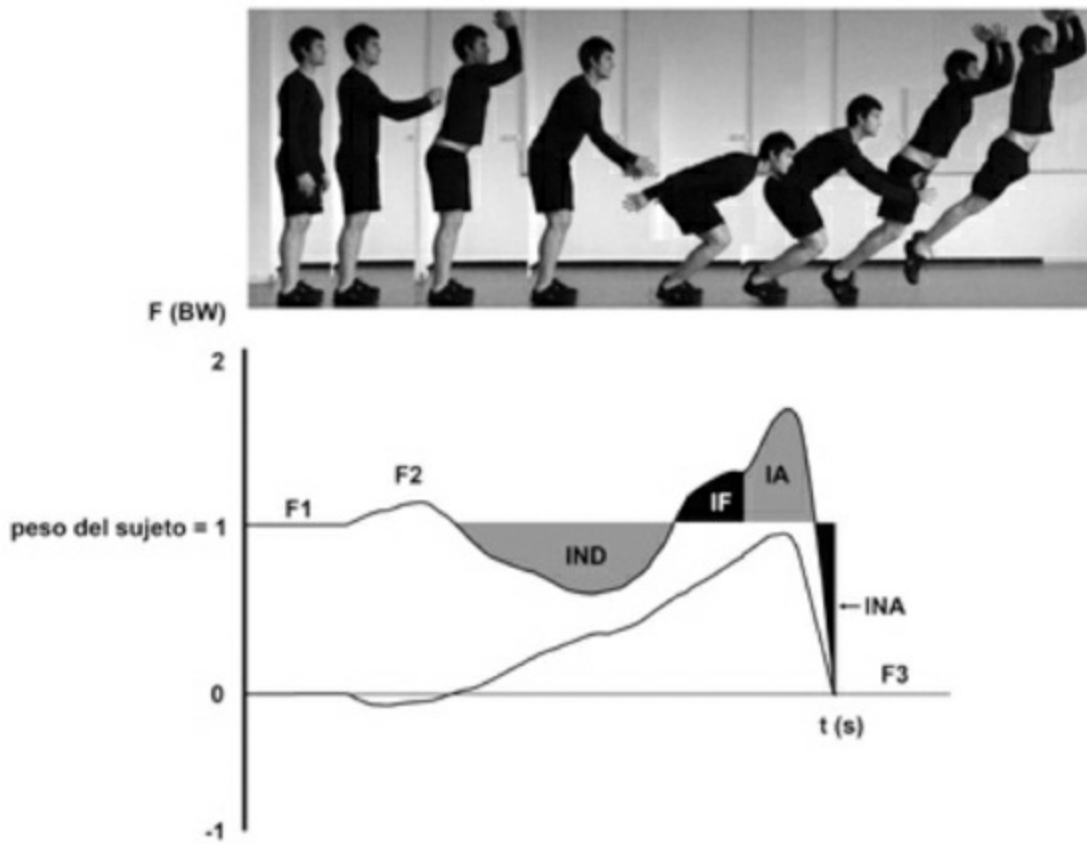


Figura 17. Representación cronocinética de un SHP.

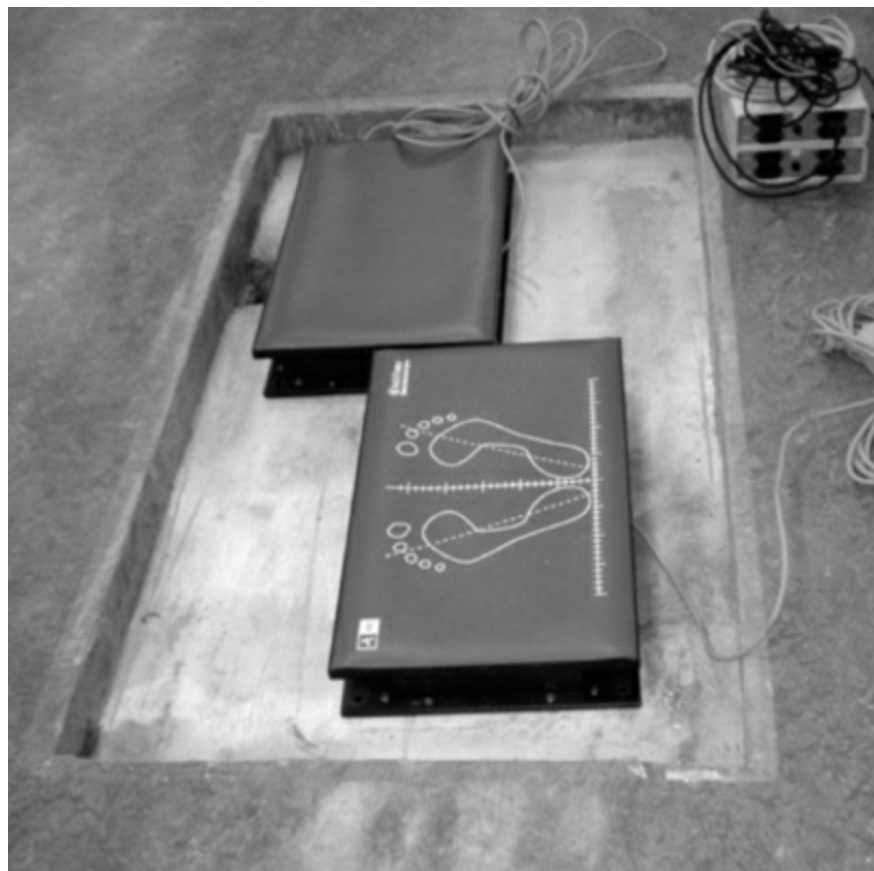


Figura 18. Plataformas de fuerza Dinascan/IBV instaladas en el laboratorio de Basurto.

Atendiendo al tipo de transductor, es decir, al sistema que transforma la fuerza ejercida sobre ellas en señal eléctrica para que la interprete el ordenador, las plataformas pueden ser extensométricas o piezoeléctricas; las primeras son más adecuadas para grabar movimientos lentos, como son los equilibrios o la fuerza realizada durante el apoyo del pie en la marcha, mientras que las segundas son más adecuadas para el registro de movimientos rápidos y en los que aparecen “picos”, como son las recepciones de los saltos.

Su emplazamiento varía dependiendo del gesto técnico a estudiar. Si se utilizan para medir movimientos que requieren una aproximación inicial, como es el caso de un salto de longitud con carrera de aproximación, no deben sobresalir del suelo. En el caso de los saltos descritos previamente, también es deseable que no sobresalgan del suelo, pero no es imprescindible, especialmente si la plataforma es de dimensiones grandes, como la Quattro Jump de la empresa Kistler. Esta plataforma es piezoeléctrica con unas dimensiones de 920 x 920 mm y un peso de 21,6 kg. Es portátil, por lo que se puede trasladar al campo de entrenamiento sin que tengan que ir

necesariamente los deportistas al laboratorio. Esta plataforma mide la componente vertical de la FRS. El Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) ha desarrollado otra plataforma de un tamaño de 800 x 800 mm y un peso de 65 kg para el análisis específico de saltos con un *software* denominado Athletjump/IBV que permite visualizar, registrar y analizar en tiempo real las fuerzas ejercidas sobre la plataforma en las tres direcciones espaciales. La empresa Bertec dispone de una plataforma para el análisis de actividades con altos impactos. Esta plataforma tiene unas dimensiones de 900 x 900 mm con un peso de 55 kg.

Las plataformas diseñadas para medir específicamente altos impactos, como son los originados en determinados tipos de saltos, tienen un alto rango de medida y una alta sobrecarga. La primera característica hace referencia a la capacidad para medir altos valores de la FRS, ya que el pico máximo de la FRS durante la recepción a una sola pierna de un salto puede llegar a superar 17 veces el peso del cuerpo; la plataforma para saltos del IBV tiene un rango de 12.000 N, y el de la Quattro Jump, de 10.000 N. Un inconveniente de utilizar plataformas de un gran rango de medida es que pierden precisión en la medida respecto a las plataformas que tienen un menor rango de medida. La segunda característica, la sobrecarga, hace referencia a la fuerza máxima que aguanta la plataforma sin romperse. En todas las plataformas, la sobrecarga es mayor que el rango de medida.

Otra característica a tener en cuenta es su capacidad para registrar la fuerza por unidad de tiempo, a lo que se denomina frecuencia de registro, por ejemplo, una frecuencia de registro de 500 Hz (hercios), implica que la plataforma registra la fuerza 500 veces por segundo, es decir, una vez cada 0,002 s. Cuanto más rápido sea el movimiento, más importante será utilizar una plataforma con una frecuencia de registro alta. En saltos y gestos deportivos rápidos se aconseja utilizar frecuencias de registro no inferiores a 500 Hz.

Entre las plataformas de fuerza que existen en el mercado, destacan las fabricadas por las siguientes empresas: AMTI, KISTLER, BERTEC e IBV.

5.2. Sistemas que registran tiempos

El más difundido es la plataforma y esterilla de contacto que, básicamente, son una superficie conectada a un cronómetro. Más recientemente, han aparecido sistemas basados en sistemas ópticos o de láser.

La característica de estos sistemas es que el cronómetro se activa cuando el sujeto empieza su fase de vuelo y se detiene cuando el pie contacta con el suelo en la recepción.

Microgate comercializa una plataforma de contactos con un sistema óptico denominada Optojump. Está compuesta por una barra transmisora de infrarrojos con 33 fotocélulas y otra receptora, ambas de un 1 m de largo que se sitúan paralelamente una enfrente de la otra unidas por un cable. Este sistema se conecta a un cronómetro o a un ordenador donde está instalado el *software* de la propia plataforma. Hay otra versión más completa y con un *software* más reciente denominada Optojump Next, que dispone de 33 ó 100 fotocélulas según el modelo, donde las barras no están unidas mediante un cable. Este sistema aporta la posibilidad de grabar en vídeo los saltos guardándolos en la base de datos del *software* para su posterior visionado. De esta forma se podría observar si en un SJ, debido a una mala técnica de ejecución, el sujeto realiza una flexión de rodillas previa a su extensión.

Ambos sistemas, el Optojump y el Optojump Next, al igual que el sistema SportJUMP System Pro, que dispone de 32 emisores láser, detectan las interrupciones de comunicación al situarse un sujeto entre ambas barras. La precisión de estos sistemas es de una milésima de segundo. Son las propias interrupciones de comunicación las que activan el cronómetro. Otra plataforma utilizada es la Axon Jump, que consiste en una alfombra de presión que, al no detectar una presión mínima sobre ella de $100 \text{ g} \times \text{cm}^{-2}$, como ocurre durante la fase de vuelo, activa el cronómetro hasta que se vuelve a registrar el umbral mínimo de presión en la recepción. En este caso, los saltos se realizan sobre la alfombra y no directamente sobre el suelo. La plataforma Ergo Jump dispone de dos modelos, uno de ellos con un sistema de infrarrojos, y otro con alfombra de presión. Otro sistema más asequible es la plataforma Chronojump. Se trata de una plataforma de contactos con alfombra de presión para su fabricación por el propio usuario, por lo que no se comercializa. El software, para Windows y Linux, es de libre distribución bajo licencia GPL.



Figura 19. Plataforma de contactos Optojump Next.

Las plataformas son portátiles, no suelen superar los 10 kg, por lo que se pueden llevar directamente al lugar de entrenamiento.

5.3. Medidores de presión

Las plantillas podobarométricas (también denominadas plantillas de presión o instrumentadas con sensores de presión) se colocan en el interior del calzado, debajo de la planta del pie y en contacto con éste (figura 20) de manera que miden la presión ejercida por el pie al contactar con el suelo.

Entre las plantillas de presión podemos encontrar las Pedar X System que tienen hasta 1.024 captadores con una frecuencia de hasta 80 Hz, las Dinatto con 64 sensores y una frecuencia de hasta 70 Hz, las Footscan con 4 sensores cada cm^2 y una frecuencia de hasta 500 Hz, las F-Scan con una frecuencia de hasta 500 Hz, las Parotec-System con hasta 24 sensores y una frecuencia de hasta 200 Hz, las Medilogic con 200 sensores y una frecuencia de 60 Hz y las plantillas Biofoot-IBV con 64 sensores y una frecuencia de hasta 500 Hz.

Las plantillas se conectan mediante unos cables a una unidad de transmisión de la señal que se suele colocar a modo de cinturón en el sujeto,

lo cual puede limitar la realización con naturalidad del gesto deportivo. Desde esta unidad se envía la información al ordenador.



Figura 20. Realización de un salto con plantillas de presión.

También existen las plataformas o superficies flexibles medidoras de presión. En el mercado se pueden encontrar las plataformas Presto-Scan, RScan y Medilogic. Estos sistemas también son utilizados para el análisis de la marcha y del equilibrio.

5.4. Acelerómetros

Los acelerómetros miden la aceleración del punto anatómico en el que están emplazados, es decir, el cambio de velocidad a la que están sometidos

por unidad de tiempo. Lo ideal es anclarlos al hueso, pero como eso implica una técnica cruenta, generalmente se pegan a la piel.

Las características de los acelerómetros vienen determinadas por su capacidad de medir la aceleración en una o tres direcciones del espacio, así como por su tamaño, peso y precisión. El tamaño de los mismos ronda los 15 mm de lado y generalmente tienen forma de cubo. Su peso no suele superar los 10 g. La precisión depende de su rango de medida, es decir de la diferencia entre el valor mínimo y máximo que es capaz de medir; en actividades deportivas la aceleración no suele superar los 50 G, es decir, que las aceleraciones no son 50 veces más grandes que la aceleración de la gravedad, por lo que en dichos casos no será conveniente utilizar acelerómetros diseñados para medir hasta 500 G, ya que se perderá precisión en la medida.

En el análisis de las recepciones se suelen utilizar para medir las aceleraciones que producen los impactos sobre las estructuras del cuerpo humano. Lo más clásico es colocar un acelerómetro en la tibia y otro en la cabeza; así se puede conocer cómo se transmite la desaceleración debida al impacto durante la recepción del salto.

Diversos dispositivos portátiles tienen integrados acelerómetros para percibir la posición del dispositivo y así rotar las imágenes dispuestas en la pantalla a la vez que rota el propio dispositivo.

5.5. Electrogoniómetros

Son un instrumento para medir la angulación de segmentos articulares adyacentes a lo largo del tiempo, por lo que permiten registrar la evolución del ángulo de una articulación de interés durante la ejecución de un movimiento. Los electrogoniómetros pueden ser uniaxiales, biaxiales o triaxiales, según registren el movimiento articular en una, dos o tres direcciones del espacio.

Están formados por dos estructuras rígidas, debiendo colocar cada una de ellas sujeta a cada segmento de la articulación cuyo ángulo se quiere medir (figura 21). Ambas estructuras están unidas por una pieza cilíndrica flexible en cuyo interior se encuentra una galga extensométrica cuya resistencia registra la variación del ángulo de la articulación.

Los goniómetros, al igual que los electrogoniómetros, sirven para medir la angulación de las articulaciones, pero al contrario que estos últimos sólo

miden los ángulos en posición estática, por lo que no se puede medir su evolución a lo largo del tiempo. Están formados por dos barras planas que se deben situar paralelas a cada segmento corporal. Ambas barras se juntan en el eje de giro donde se marca la angulación de la articulación en cuestión. Con la ayuda de un goniómetro se puede establecer en un SJ la angulación de la rodilla a 90° para empezar a realizar el salto.



Figura 21. Electrogoniómetro para medir la angulación de la rodilla.

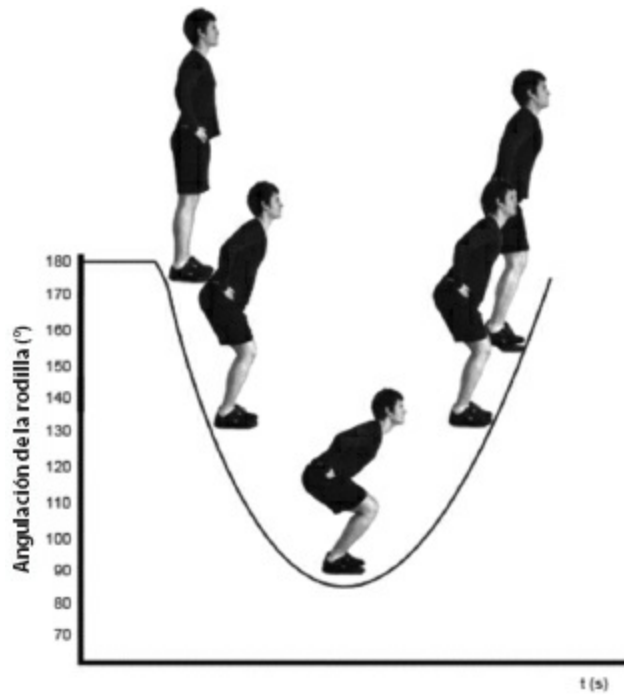


Figura 22. Evolución de la flexo-extensión durante el contramovimiento de un CMJ.



Figura 23. Utilización de un goniómetro para medir el ángulo de la rodilla.

5.6. Sistemas de fotogrametría

Estos sistemas determinan la posición de los puntos anatómicos previamente identificados, a lo largo del tiempo. El registro de su evolución permite analizar la posición, velocidad y aceleración de dichos puntos durante la realización de un gesto deportivo; de esta forma se puede realizar un análisis del desplazamiento de los segmentos corporales durante la ejecución de un salto.

Generalmente, los puntos anatómicos del sujeto que se quieren registrar se identifican con unos marcadores (figura 24). A partir de su registro se obtiene con un *software* específico un kinograma, es decir, el dibujo resultante de la unión mediante líneas entre los marcadores (figura 25). Estos marcadores pueden ser pasivos o activos. Los primeros consisten en unos reflectantes de un tamaño comprendido entre 1 mm y 1 cm de forma cónica, esférica o circular, que son iluminados normalmente con luz infrarroja. Un inconveniente de los marcadores pasivos es que pueden surgir “artefactos” durante la realización del movimiento, es decir, que los reflejos emitidos por un objeto que se encuentre en la zona de registro pueden ser interpretados como puntos anatómicos, dando lugar a error a la hora de analizar los resultados. Debido a ello es conveniente retirar de la zona de registro objetos que puedan originar reflejos. En el caso de que no se puedan mover, se deberían recubrir con una tela para eliminar los posibles destellos. Los marcadores activos emiten una señal al sistema de captura, por lo que se elimina la posibilidad de que surjan artefactos por el destello de objetos.

Los sistemas VICON, BTS, KINESCAN/IBV, MOTION ANALYSIS y QUALISYS utilizan marcadores pasivos. El sistema CODA utiliza marcadores activos, mientras que el sistema ORGANICMOTION obtiene el kinograma sin la utilización de marcadores basándose en el reconocimiento de segmentos. Hay otros sistemas más asequibles como el QUINTIC, ATD, KWON3D, CIBORT, MAX PRO, TEMPLO, APAS y SIMI que también utilizan marcadores pasivos para la creación de los kinogramas. La empresa Qualisys Motion Capture System ha desarrollado el sistema OQUS UNDERWATER para el registro de movimientos debajo del agua.



Figura 24. Realización de un salto con marcadores pasivos.

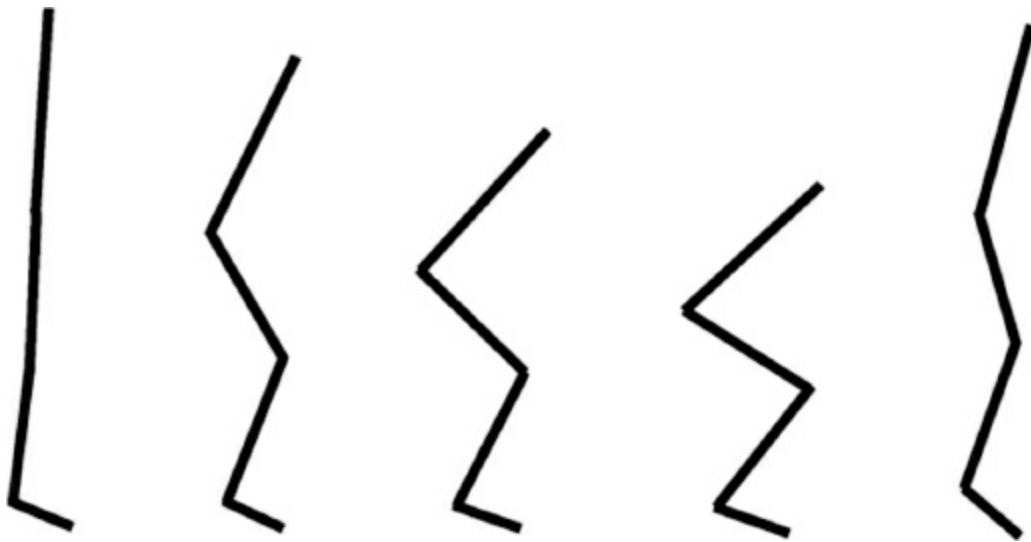


Figura 25. Kinograma de la fase de impulso de un CMJ.

Otro aspecto a tener en cuenta en los sistemas de fotogrametría es su

capacidad para obtener el registro del movimiento de los marcadores en dos o en tres dimensiones. Para el análisis en dos dimensiones es suficiente utilizar una sola cámara, mientras que para obtener el movimiento de los segmentos en tres dimensiones, por lo menos dos cámaras no coaxiales (que no graben el mismo plano) deben grabar en todo momento cada marcador. Si en un instante un marcador fuera grabado por una sola cámara, no se podría obtener el movimiento en tres dimensiones. Para compensar la pérdida en el registro de un marcador durante un espacio de tiempo, los *softwares* comercializados suelen crear una interpolación entre el último fotograma donde se registró la posición del marcador por dos cámaras y el primero donde se volvió a registrar por dos cámaras, de forma que se recrea la localización del marcador durante el tiempo en el que fue grabado por una sola cámara.

Los sistemas en tres dimensiones suelen utilizar varias cámaras para asegurarse de que en todo momento al menos dos cámaras están registrando cada marcador. En ambos casos, tanto si se quiere analizar el movimiento en tres dimensiones como en dos, es necesario crear un sistema de referencia para calibrar el espacio. Para ello se utiliza un módulo compuesto por unas barras de dimensiones conocidas colocado en un lugar concreto del espacio de filmación. A partir de la creación del sistema de referencia, se podrá determinar la situación relativa de los puntos anatómicos respecto a dicho sistema.

BIBLIOGRAFÍA

- Aguado, X. (1993) *Eficacia y técnica deportiva. Análisis del movimiento humano*. Barcelona, Ed. INDE.
- Aguado, X., Izquierdo, M., González, J.L. (1997) *Biomecánica fuera y dentro del laboratorio*. León, Ed. Universidad, Secretariado de Publicaciones.
- Bosco, C. (1987). Valoraciones funcionales de la fuerza dinámica, de la fuerza explosiva y de la potencia anaeróbica aláctica con los test de Bosco. *Apunts* (XXIV) 151-156.
- Ford, K.R., Myer, G.D., Smith, R.L., Byrnez, R.N., Dopirak, S.E., Hewett, T.E. (2005) Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. *Journal of Strength and Conditioning Research* 19(2): 394-399.
- Grosser, M. (1992) *Entrenamiento de la velocidad. Fundamentos, métodos y programas*. Barcelona, Ed. Martínez Roca.

- Hamill, J., Knutzen, K.M. (2003) *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia, Ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- Himmelsbach, J.A., Shorten, M.R. (2003) Playground surfacing and playground injuries. En: *Sports Surfaces* (Eds) Nigg, B.M., Cole, G.K., Stefanyshyn, D.J., Calgary, University of Calgary, págs. 71-88.
- Hochmuth, G. (1973). *Biomecánica de los movimientos deportivos*. Madrid, Ed. Doncel.
- Izquierdo, M., Aguado, X., González, J.L., López, J.L., Ribas, T., Linares, F., Vila, L., Voces, J.A., Álvarez, A.I., Prieto, J.G. (1997) Características musculares y producción de fuerza máxima/explosiva durante acciones isométricas/dinámicas de los músculos extensores de los miembros inferiores en jóvenes no entrenados. *Biomecánica* V(8): 25-31.
- Llana, S., Brizuela, G. (1996) Estudio biomecánico de los impactos en los saltos. *Selección* nº 2: 51-55.
- Pandy, M.G., Shelburne, K.B. (1997) Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *Journal of Biomechanics* (30): 1015-1024.
- Moran, K.A., Wallace, E.S. (2007) Eccentric loading and range of knee motion effects on performance enhancement in vertical jumping. *Human Movement Science* (26): 824-840.
- Smeathers, J.E. (1989). Transient vibrations caused by heel strike. *Proceedings Institution of Mechanical Engineers* 203(4): 181-186.
- Wakeling, J.M., Liphardt, A.M., Nigg, B.M. (2003) Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. *Journal of Biomechanics* (36): 1761-1769.

PARA SABER MÁS

- Chapman, A.E. (2008) *Biomechanical analysis of fundamental human movements*. Champaign IL, Ed. Human Kinetics.
- Izquierdo, M. (2008) *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y del deporte*. Madrid, Ed. Médica Panamericana.
- Garrett & Kirkendall (2000). *Exercise and sport science*. Philadelphia, Ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- The science of jumping and rotating:
<http://btc.montana.edu/olympics/physbio/biomechanics/bio-intro.html>
- Coaches info. Information and education for coaches:

[http://www.coachesinfo.com/index.php?
option=com_content&view=category&id=98&Itemid=185](http://www.coachesinfo.com/index.php?option=com_content&view=category&id=98&Itemid=185)

BIOMECÁNICA DE LOS LANZAMIENTOS Y GOLPEOS

21

Dra. Ferro, A.¹ y Dr. Floría, P.²

1. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad Politécnica de Madrid
2. Facultad del Deporte. Universidad Pablo de Olavide de Sevilla

RESUMEN

El criterio de eficacia de los lanzamientos y los golpes es la distancia de vuelo. La fase de liberación o impacto/liberación es la que determina el vuelo del implemento. En el aire, el objeto describirá un movimiento parabólico. Las variables asociadas a la distancia de vuelo en los lanzamientos y golpes son: altura de liberación, velocidad de liberación, ángulo de liberación y distancia aerodinámica. En el caso de los golpes, a la distancia de vuelo ha de añadirse la distancia de bote y/o rotación, cuando sea el caso.

1. INTRODUCCIÓN

- Los lanzamientos y golpes poseen unas características biomecánicas comunes, dado que la mayoría de los principios biomecánicos que los rigen son los mismos. Sin embargo, existen diferencias importantes que han de considerarse para entender la técnica particular de cada uno de ellos. Esta diferencia dependerá de la velocidad del aterrizaje, entre otras.

- Para lograr una mayor velocidad en el momento de la liberación del objeto, el deportista deberá acelerarlo dentro de un espacio físico en ocasiones reducido, como es el caso de los lanzamientos atléticos de disco, peso y martillo, en los que el desplazamiento se realizará dentro de un círculo. En otros lanzamientos y golpes, el desplazamiento lineal del deportista permitirá acelerar el objeto (jabalina, béisbol, baloncesto, balonmano, voleibol, etc.). En el caso de los golpes, en el momento de contacto del objeto con el deportista, o con el complemento con el que éste golpea, el tiempo será muy breve, y durante éste, se deberá imprimir el mayor impulso mecánico posible. Como consecuencia de dicho impulso se conseguirá imprimir al objeto una determinada cantidad de movimiento.
- Los movimientos del deportista, previos a la liberación del objeto, son determinantes para lograr una gran velocidad final. El principio de acción secuencial y el de transferencia de momento angular rigen ambas habilidades. En la mayoría de los casos, el cuerpo del deportista se comporta como una cadena cinemática abierta donde el extremo libre deberá alcanzar la máxima velocidad en el momento de la liberación y/o del impacto.
- Las variables que determinarán la fase de vuelo son distintas dependiendo de si el implemento se ve o no afectado por factores aerodinámicos. En este sentido, los lanzamientos de disco y jabalina pueden modificar su trayectoria, mientras que los lanzamientos de peso y martillo se verán afectados levemente. Los balones con poca densidad como los de voleibol modificarán considerablemente su trayectoria aérea después de ser golpeados, mientras que los de fútbol, balonmano o baloncesto, se verán menos afectados. Pero en todos los casos, el efecto Magnus, ocasionado por el efecto de la rotación que imprimamos al objeto en el momento de la liberación o golpeo/liberación, cuando entra en contacto con las capas de aire, hará que se modifique la trayectoria de vuelo.

En los lanzamientos y en los golpes el objetivo es impartir velocidad a un objeto con el fin de que alcance una distancia máxima y/o precisa tras una fase de vuelo. La comprensión de estas habilidades es fundamental por estar presentes en muchas actividades deportivas tanto individuales (atletismo, tenis, béisbol, etc.) como grupales (balonmano, fútbol, baloncesto, etc.).

Consecuentemente existen muchas variantes de lanzamientos y golpes dependiendo del objeto utilizado para lanzar o golpear y de los requerimientos de la habilidad. Este capítulo se centrará en el análisis de los patrones de movimiento generales y de cómo éstos pueden modificarse para alcanzar objetivos diferentes.

En los lanzamientos, el objeto inicialmente se encuentra pasivo y el deportista actúa directamente sobre él para acelerarlo. Esta aceleración generalmente se produce con la mano, pero en algunas ocasiones se utiliza un artefacto entre la mano y el objeto, como por ejemplo en el deporte de cesta-punta en el que la pelota se lanza desde una cesta de mimbre. En cambio, en un golpeo nuestra acción está dirigida a impactar de una forma concreta sobre un objeto, bien con alguna parte de nuestro cuerpo, o bien con algún implemento que llevemos agarrado o adosado. Por lo tanto, la diferencia fundamental entre lanzamiento y golpeo es la existencia de una manipulación previa del objeto antes de su liberación en el lanzamiento, mientras que en un golpeo el único contacto con el objeto ocurre en el instante del impacto antes de la liberación.

Aunque se han visto diferencias entre los lanzamientos y los golpes, las dos habilidades comportan características biomecánicas comunes puesto que la trayectoria de vuelo del objeto está determinada por su posición y velocidad cuando el contacto entre deportista/implemento y objeto cesa. En línea con esta introducción, este capítulo se centra en los principios biomecánicos relacionados con los lanzamientos y golpes.

2. CLASIFICACIÓN BIOMECÁNICA Y OBJETIVOS DE LOS LANZAMIENTOS Y GOLPEOS

Luttgens y Well (1985) clasificaron los lanzamientos y golpes de acuerdo con la naturaleza de los patrones de la acción de la articulación y la aplicación de la fuerza (tabla 1). Así los autores identificaron tres modos de aplicar fuerza:

- Mediante un contacto momentáneo de una parte del cuerpo o de un implemento contra un objeto.
- Mediante una proyección en la que se desarrolla energía cinética en el objeto móvil seguido de la liberación del objeto en el instante, velocidad y dirección deseada.

- Mediante la aplicación continua de fuerza.

Y del mismo modo identificaron cinco patrones de las acciones articulares.

- Con la mano levantada, caracterizado por la rotación del hombro. En primera instancia, el hombro que está en abducción rota lateralmente para posteriormente rotar medialmente antes de la liberación.
- Con la mano baja, caracterizado por una flexión de hombro. El movimiento de flexión de hombro se inicia desde una posición de hiperextensión y termina con la liberación del objeto.
- De lado, cuyo movimiento básico es la rotación de raquis con el hombro en abducción. En este movimiento, el brazo se mueve hacia delante en un plano transversal a causa de la rotación de la columna vertebral.
- Empujar y tirar, en el que las acciones básicas de las articulaciones son la flexión y la extensión en una o más extremidades.
- Patear, en el que la fuerza impartida al objeto se consigue durante el impulso del miembro que no soporta el peso.

Tabla 1. Clasificación de las habilidades de lanzamiento y golpeo en función de la fuerza aplicada y del patrón de las articulaciones.

APLICACIÓN DE LA FUERZA	PATRONES DE ARTICULACIONES				
	Con la mano levantada	De lado	Con la mano bajada	Empujar – Tirar	Patear
Contacto momentáneo	Golpeo de bádminton Servicio de voleibol Servicio de tenis <i>Smash</i>	En tenis, <i>drive</i> y revés Bateo en béisbol Frontón	Polo Servicio en bádminton Servicio en voleibol Balonmano	Golpe rápido en boxeo Toque de dedos en voleibol Billar	Patada para situar el balón en fútbol americano Golpeo en fútbol
Proyección	Pase hacia delante en fútbol americano Lanzamiento en jabalina Lanzamiento en béisbol	Lanzamiento de disco Lanzamiento de peso	Bolos Herraduras Lanzamiento en softbol	Pase de pecho Lanzamiento hacia arriba Dardos	
Continuo				Arco Movimientos rápidos de las jugadas de fútbol americano	

Los objetivos de los lanzamientos y golpes son muy variados. Así, se pueden encontrar lanzamientos o golpes cuyos objetivos sean lograr una gran distancia, una alta velocidad, precisión para alcanzar un objetivo concreto o una combinación de éstos puesto que es habitual que en las actividades deportivas estos objetivos se mezclen. Este es el caso de muchos deportes de equipo en el que se busca un doble objetivo: maximizar la velocidad para evitar que la pelota sea interceptada por el contrario y aumentar la precisión para que la pelota vaya hacia un lugar determinado. Para identificar cuáles son las variables biomecánicas de eficacia de una habilidad deportiva, es importante precisar cuál es el objetivo final puesto que éste determinará qué principios biomecánicos son aplicables. Así, en aquellos lanzamientos y golpes en los que el objetivo principal sea lograr la máxima distancia o velocidad, la fuerza aplicada al objeto y el tiempo de aplicación será crucial. Mientras que en aquellos en el que el objetivo sea la precisión será particularmente importante que los valores de velocidad, ángulo y altura de liberación del objeto sean los óptimos dentro de las limitaciones que requiera la habilidad.

En el lanzamiento, la fuerza muscular y el tiempo de aplicación son las

únicas responsables del movimiento del objeto. Estas mismas son también las responsables en el golpeo, aunque también lo son las propiedades mecánicas de la masa del implemento que interactúa con la del objeto. El problema de los lanzamientos y golpes radica en cómo aplicar fuerza de una manera eficaz para mover la masa o golpear el objeto que está conectado al segmento más distal del cuerpo del deportista. Dado que hay numerosos segmentos corporales implicados en los lanzamientos y golpes, y cada uno de ellos está conectado a los segmentos contiguos por medio de articulaciones, ligamentos y músculos, existe una compleja interacción de fuerzas que puede contribuir al logro de la velocidad final del segmento más distal.

PUNTO CLAVE

Los lanzamientos y golpes se pueden clasificar en función del modo en que se aplica la fuerza, intensidad, dirección, sentido y tiempo de aplicación, y del patrón de las articulaciones implicadas.

3. ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LOS LANZAMIENTOS

3.1 Análisis cualitativo de los lanzamientos

Para conocer qué variables biomecánicas determinan la consecución de un objetivo en una habilidad motriz, habitualmente se utiliza el análisis biomecánico cualitativo. Éste está considerado como un método de examen del movimiento humano desde una aproximación sistemática.

Hay y Reid (1988) desarrollaron un modelo de análisis cualitativo comprensivo. Los autores propusieron una estructura jerárquica para ordenar las variables biomecánicas que determinan el resultado final del movimiento. En la cúspide se encuentra el propósito mecánico principal, resultado final o criterio de eficacia. A partir de este propósito principal se identifican las variables biomecánicas que determinarían directamente el resultado final. A su vez, cada una de estas variables tendrían un nivel inferior en el que se hallarían aquellas que determinarían la variable del nivel superior.

Este tipo de análisis, por resultar enormemente didáctico y útil en la práctica habitual, ha sido ampliamente extendido en el ámbito de la

biomecánica deportiva, en la investigación del gesto y en el análisis de las técnicas deportivas, habiendo sido acuñado como método de partida, previo al análisis cuantitativo, por numerosos autores, como los del presente capítulo (Ferro *et al.*, 1998, 1999, 2004; Floría y Ferro, 2006; Ferro y Floría, 2007). Su aplicación ha proporcionado buenos resultados, tanto por la sistematización del análisis, como por la posterior interpretación de los resultados por parte de los entrenadores.

PUNTO CLAVE

En un análisis biomecánico cualitativo, las variables biomecánicas se relacionan entre sí de forma jerarquizada, construyendo un mapa conceptual en forma de árbol en cuya cúspide se encuentra la variable de eficacia final o criterio de eficacia de la técnica.

En el análisis cualitativo que propone Hay (1993) para los lanzamientos, se observa la dependencia de las variables biomecánicas determinantes en la consecución de un buen lanzamiento.

Donde la distancia oficial es la distancia horizontal medida entre el lugar donde se establece la línea de inicio del lanzamiento y la huella más cercana hecha por la caída del objeto. En los lanzamientos atléticos la línea de inicio del lanzamiento se establece en el borde interno de la circunferencia del círculo de lanzamiento, trazando previamente una línea que pasa por el centro del círculo hasta la huella hecha por el objeto.

La distancia perdida es la distancia horizontal que recorre el objeto en vuelo que no está acreditada en la medida de la distancia oficial.

La distancia de vuelo es la distancia horizontal desde el centro del objeto en el instante de liberación hasta la huella más cercana hecha por la caída del objeto.

La velocidad de liberación es la magnitud del vector velocidad del objeto en el instante de liberación, calculada a partir de las tres componentes vectoriales de la velocidad.

El ángulo de liberación es el ángulo entre el vector velocidad y la horizontal en el instante de liberación.

La altura de liberación es la distancia vertical entre el suelo y el centro del objeto en el instante de su liberación.

La distancia aerodinámica es la distancia ganada o perdida debido a las fuerzas aerodinámicas ejercidas sobre el objeto durante su vuelo.

La postura es la postura adoptada por el lanzador en el instante de liberación del objeto.

El ángulo de inclinación es el ángulo entre el eje longitudinal del objeto y la horizontal en el instante de liberación.

La velocidad del viento es la magnitud y dirección del vector velocidad del viento durante el vuelo del objeto.

La velocidad angular del objeto es la velocidad con la que gira el objeto respecto a su eje vertical en el instante de la liberación.

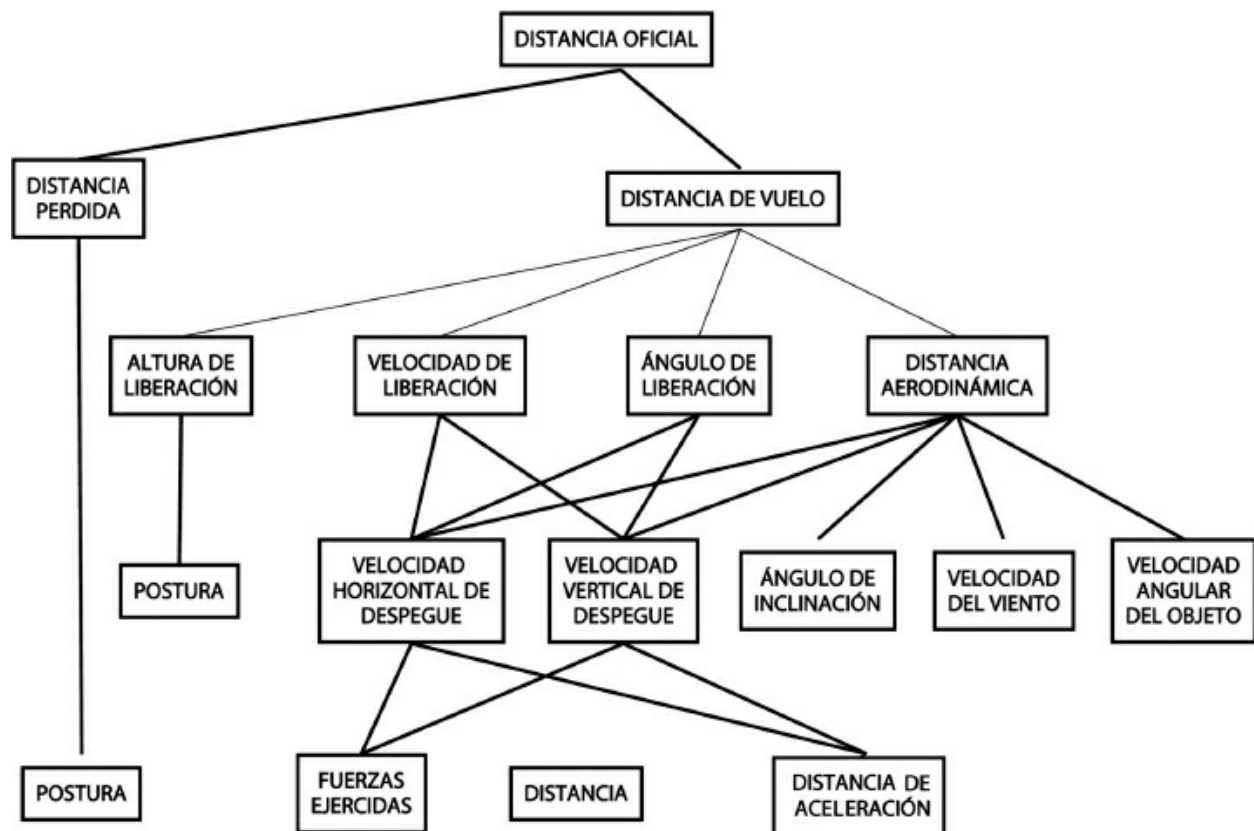


Figura 1. Análisis cualitativo del lanzamiento. (Adaptado de Hay, 1993.)

3.2 Fases del lanzamiento y principios biomecánicos

Para facilitar el conocimiento, la descripción y la evaluación de las habilidades motrices, es habitual dividir el movimiento en diferentes fases. Cada una de estas fases vendrá definida por instantes cruciales que la acotan.

Estos instantes son momentos singulares que marcan cambios en el patrón de movimiento, tales como el despegue del objeto de las manos del lanzador, el contacto de los pies con el suelo, los cambios en la trayectoria del objeto, etc. De este modo cada fase tendrá una función biomecánica claramente definida y unos límites fácilmente identificados. Alcanzar el objetivo biomecánico de cada fase ayudará, posteriormente, a lograr el objetivo final del gesto completo. Esto supone que las últimas fases dependerán en cierta medida de las fases previas. Aunque la división en fases debe ayudar a entender los lanzamientos, la característica esencial de estos movimientos es su integridad; esta idea debe estar presente en cualquier análisis de las fases del lanzamiento que se lleve a cabo.

PUNTO CLAVE

La consecución de los objetivos de cada fase (aceleración, liberación y vuelo) permitirán lograr el objetivo final del lanzamiento: alcanzar la máxima distancia en lanzamientos de distancia y/o llegar al lugar exacto en lanzamientos de precisión.

Las fases en las que se puede dividir el lanzamiento para su análisis biomecánico son tres ([figura 2](#)). Durante éstas, el deportista intentará alcanzar velocidad en el extremo libre de la cadena cinemática abierta (brazo, antebrazo y mano) para transmitírsela al objeto a lanzar y que alcance la distancia deseada.

- Fase de aceleración del objeto.
- Fase de liberación del objeto.
- Fase de vuelo del objeto.

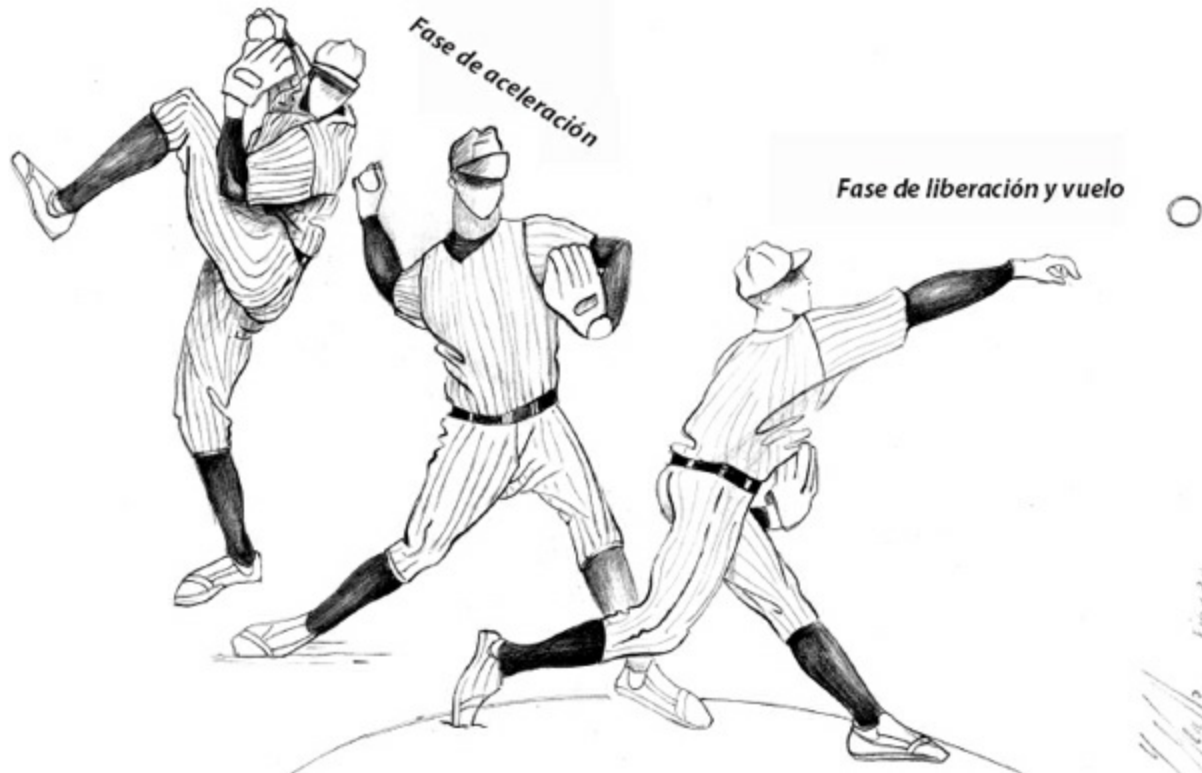


Figura 2. Fases en las que se puede dividir un lanzamiento.

PUNTO CLAVE

Durante las fases de aceleración y liberación, el deportista intentará alcanzar velocidad en el extremo libre de la cadena cinemática abierta (brazo, antebrazo y mano) para transmitírsela al objeto a lanzar

A continuación se van a exponer los objetivos de cada fase así como los principios biomecánicos que ayudarán a alcanzarlos. Todos los movimientos del cuerpo y del objeto a lanzar son, en último término, determinados por las leyes de la mecánica, por lo que está generalmente aceptado, desde la visión de científicos y técnicos deportivos, que una buena ejecución técnica deberá estar basada en los principios biomecánicos. De ese modo, el deportista debería conocer y aplicar dichos principios biomecánicos en los movimientos coordinados que realice dado que son válidos para la mejora del rendimiento en el lanzamiento.

3.2.1. Fase de aceleración

Esta fase tiene los siguientes objetivos:

- Acelerar el sistema lanzador-objeto a lanzar.
- Colocar el cuerpo en una postura ventajosa que maximice el rango de movimiento, tanto del objeto a lanzar como del centro de masas del deportista.

En todos los lanzamientos la característica común es que el objeto parte de velocidad cero y es necesario acelerarlo para que, en el instante de liberación, salga con la velocidad y el ángulo adecuado. La velocidad del objeto a lanzar debe ganarse progresivamente; por ejemplo, en el lanzamiento de jabalina se producirá durante la carrera o en el resto de lanzamientos atléticos realizando desplazamientos o giros en el círculo de lanzamiento. Durante esta etapa, el lanzador y el objeto forman un sistema único (lanzador-objeto) y, por tanto, se mueven a la misma velocidad. En cada lanzamiento se genera de distinta forma la velocidad horizontal (resultante de la suma de las velocidades antero-posterior y medio-lateral) y la vertical para que el objeto vuele, aunque la combinación de velocidad horizontal-vertical en el instante final es la que decidirá la trayectoria del objeto en la fase de vuelo.

PUNTO CLAVE

Los objetivos de la fase de aceleración es incrementar la velocidad del objeto y que el atleta se coloque en una postura ventajosa para enfrentarse a la siguiente fase.

Estas dos velocidades se pueden conseguir de dos formas, mediante una traslación del deportista, generando cantidad de movimiento lineal (momento lineal) y/o mediante movimientos de rotación generando momento angular respecto a dos ejes vertical y horizontal. En cada lanzamiento la biomecánica es distinta; por ejemplo, en el lanzamiento de disco, de la velocidad lineal resultante con la que se libera el objeto, un alto porcentaje se obtiene gracias al movimiento de rotación del lanzador dentro del círculo de lanzamiento, y el resto, al de traslación dentro del mismo espacio; en cambio en jabalina, la

velocidad lineal se consigue fundamentalmente por el movimiento de traslación del lanzador a lo largo de una recta.

Para generar velocidad es necesario aplicar fuerza durante un intervalo mayor o menor de tiempo; por este motivo es conveniente recordar las leyes de Newton para entender el mecanismo mediante el cual el objeto se acelera y en concreto la **segunda ley de Newton de la dinámica**: La aceleración que se pueda imprimir a un objeto será directamente proporcional a la fuerza aplicada e inversamente proporcional a la masa de dicho objeto. Esta ley se expresa mediante la *ecuación fundamental de la dinámica*:

$$F = m \cdot a$$

Dónde F es la fuerza que aplica el lanzador; m es la masa del objeto a lanzar, y a es la aceleración que se consigue merced a la aplicación de dicha fuerza.

Esta ley nos indica que la aceleración del sistema lanzador-objeto va a depender de la masa de éste y de la fuerza que apliquemos sobre él. Así a menor masa y mayor fuerza, mayor aceleración.

El tiempo de aplicación de la fuerza es característica de cada lanzamiento. Así, en unos, la aplicación de la fuerza ha de ser más prolongada, como es el caso del lanzamiento de peso, de disco, jabalina o martillo, mientras que en otros el tiempo puede ser menor, como en un lanzamiento a puerta de balonmano o a canasta en baloncesto. Si se considera la variable *tiempo*, la ecuación fundamental de la dinámica puede ser expresada como:

$$F \cdot \Delta t = m \cdot \Delta v$$

Donde, F es la fuerza aplicada al objeto; t es el intervalo de tiempo de aplicación de la fuerza; m es la masa del objeto a lanzar y, v es el incremento de velocidad experimentado por el objeto como consecuencia de la aplicación de la fuerza en el tiempo.

La velocidad que consigamos con la aplicación de la fuerza también tendrá la misma dirección y sentido que la fuerza aplicada. El producto $F \cdot \Delta t$ se denomina **impulso mecánico**; mientras que el producto $m \cdot \Delta v$ se denomina **cantidad de movimiento** o **momento lineal**. Por tanto, tras la aplicación de un impulso mecánico a un objeto, lograremos que se desplace con una cantidad de movimiento proporcional a dicho impulso aplicado.

PUNTO CLAVE

Para imprimir velocidad al objeto a lanzar es necesario aplicar una fuerza durante un intervalo de tiempo. La velocidad que se consiga incrementar será inversamente proporcional a la masa del objeto.

Asimismo, cuando el deportista aplica una fuerza con sus apoyos contra el suelo, éste le devuelve otra fuerza igual y de sentido contrario que es la que le permite encontrar un apoyo firme en el suelo para transferir la fuerza y la velocidad al objeto a lanzar. La **tercera ley de Newton de acción y reacción principio de reacción** explican este fenómeno.

PUNTO CLAVE

Por cada fuerza aplicada por el deportista sobre el objeto, éste devuelve al deportista una fuerza igual pero de sentido opuesto.

En los lanzamientos en los que en la fase de aceleración fundamentalmente se producen movimientos de traslación (lanzamiento de jabalina), la dirección de la fuerza generada deberá cumplir el **principio de la dirección de la fuerza aplicada**. Este principio indica que la fuerza que imprimamos al objeto deberá tener la misma dirección que la de la trayectoria que queramos que describa el objeto en el aire. Consecuentemente, para que un objeto incremente su velocidad será necesario ejercer una fuerza suficientemente grande como para vencer la inercia del objeto y, además, que sea aplicada en la dirección en la que deseamos que se produzca la fase de vuelo.

PUNTO CLAVE

La dirección que adquiera el objeto lanzado será la misma que la dirección de la fuerza aplicada por el deportista.

En aquellos lanzamientos en los que la aceleración del sistema lanzador-objeto se produzca mediante movimientos rotacionales (lanzamiento de disco o martillo), las leyes de Newton aplicadas al movimiento angular tienen especial relevancia. En lugar de valorarse la masa e inercia del objeto, ha de considerarse su **momento de inercia**, es decir, el equivalente a la masa del objeto pero en el movimiento de rotación. El momento de inercia hace referencia a la resistencia que opone la masa del lanzador y objeto a girar, y representa, además de la masa, la situación de ésta respecto al eje de giro sobre el que está rotando dentro del sistema lanzador-objeto. Así para una masa dada, costará más hacerla girar si se halla alejada del eje de rotación (su momento de inercia será mayor) que si está próxima a dicho eje (su momento de inercia será menor) (figura 3). La expresión de esta magnitud es la siguiente:

$$I = m \cdot r^2$$

Donde, ***I*** es el momento de inercia del objeto; ***r*** es la distancia en línea recta que separa el centro de masas del objeto del eje de rotación, y ***m*** es la masa del objeto a lanzar.

PUNTO CLAVE

Al deportista le costará más mover el objeto si se halla alejado del eje de rotación que si se halla próximo a él. El momento de inercia es la resistencia que ofrece el objeto al movimiento de rotación.

Es habitual que durante la ejecución de una habilidad deportiva el atleta modifique voluntariamente su momento de inercia y el del sistema lanzador-objeto, en función del objetivo a conseguir. Así en el lanzamiento de disco, el lanzador al inicio del movimiento tendrá un mayor momento de inercia puesto que adopta una postura con una separación de los pies ligeramente mayor que la anchura de los hombros y con ambos brazos alejados del tronco, situando sus segmentos corporales alejados del eje longitudinal de rotación. Instantes después, el atleta, en la fase de vuelo, se agrupará aproximando sus miembros superiores, los inferiores y el disco al eje longitudinal con el objetivo de disminuir el momento de inercia y oponer con

ello menos resistencia a girar (figura 3). Al inicio del movimiento el lanzador deberá generar cantidad de movimiento de rotación, es decir, **momento angular**; esta postura le permitirá generar mayor cantidad de movimiento de rotación aplicando el mismo nivel de fuerza, aunque no le permitirá girar rápido, como veremos en párrafos posteriores.

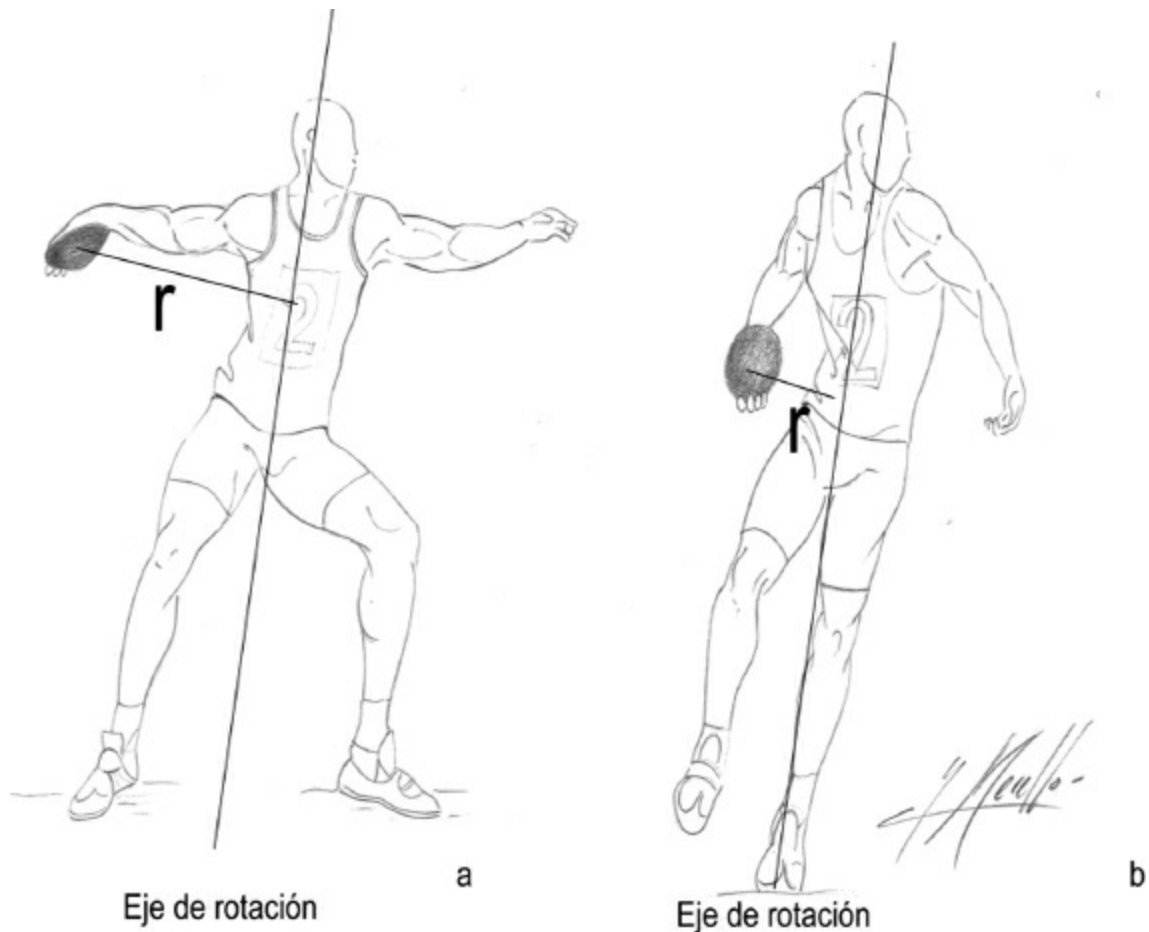


Figura 3. Momento de inercia del lanzador de disco en diferentes instantes: a) mayor momento de inercia al inicio del movimiento; b) menor momento de inercia en la fase de vuelo.

Para cuantificar la cantidad de movimiento generado en la rotación, la magnitud que se ha de utilizar es la de *momento angular*, en lugar de cantidad de movimiento o momento lineal que se utiliza para los movimientos de traslación. Su expresión es la siguiente:

$$L = I \cdot \omega$$

Donde L es el momento angular del sistema lanzador-objeto, I es su

momento de inercia del sistema y ω es su velocidad angular.

Cuando un deportista está rotando, podrá aumentar su velocidad angular de giro agrupando los segmentos y, en consecuencia, reducir su momento de inercia, o bien, podrá reducir la velocidad de rotación o detener el giro, extendiendo sus segmentos corporales y con ello aumentar su momento de inercia. En el ejemplo del lanzador del disco, en la fase de vuelo le interesa girar más rápido, por lo que agrupará sus segmentos corporales; mientras que en el momento de lanzar, deberá limitar la velocidad de giro desagrupando dichos segmentos.

Para generar el momento angular necesario para girar se ha de generar **momento de fuerza**, que es el equivalente a la variable fuerza (F) pero para los movimientos de rotación (figura 4). El deportista necesitará aplicar una fuerza excéntrica, fuera del centro de gravedad, para poder generar momento de fuerza. Una fuerza excéntrica se caracteriza porque su línea de aplicación se halla a una distancia, (r) del eje de rotación. Esta distancia se denomina **brazo de palanca de la fuerza**. Su expresión, tanto a partir de variables lineales como angulares, es la siguiente:

$$M = r \cdot F = I \cdot \alpha$$

Donde M es el momento de la fuerza; r es el brazo de palanca o la distancia desde el punto de aplicación de la fuerza al eje de giro; F es la fuerza aplicada sobre el suelo; I es el momento de inercia del sistema lanzador-objeto, y α es la aceleración angular.

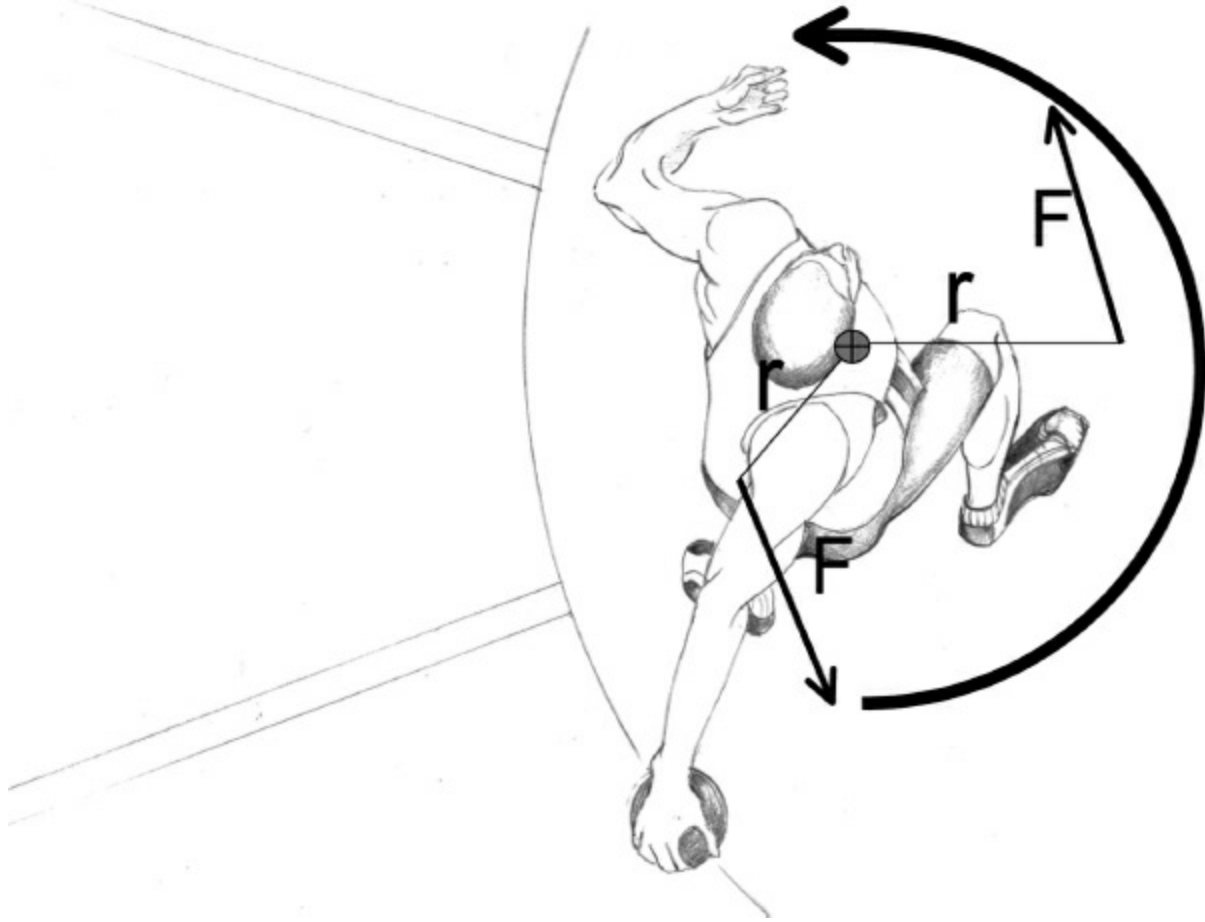


Figura 4. Momento de fuerza producido por el lanzador de disco al inicio del gesto.

PUNTO CLAVE

Para producir rotación en un objeto es necesario aplicarle una fuerza excéntrica, es decir, fuera de su centro de masas

En el movimiento de rotación, el momento de fuerza es el equivalente a la fuerza en el movimiento lineal. Así este principio mecánico nos indica que para producir rotación es necesario aplicar una fuerza alejada de su centro de giro. Esto, expresado en términos de rotación, indica que para conseguir una aceleración angular dada del sistema lanzador-objeto o del objeto a lanzar, ha de aplicarse una fuerza excéntrica directamente proporcional pero capaz de vencer el momento de inercia de la masa del objeto a lanzar. Este momento de fuerza, aplicado durante un intervalo de tiempo, nos proporciona el

momento angular necesario para rotar. La expresión es la siguiente:

$$M \cdot \Delta t = \Delta L$$

Donde M es el momento de fuerza, t es el intervalo de tiempo en el que se aplica el momento de fuerza y L es el incremento de momento angular.

El momento angular, una vez que se consigue generar, puede mantenerse bien aumentando el momento de inercia, esto es, alejando los segmentos del eje de rotación pero a costa de reducir la velocidad angular de giro, o bien reduciendo el momento de inercia y aumentando con ello la velocidad angular. El **principio de conservación del momento angular** explica este fenómeno. En el ejemplo anterior del lanzamiento de disco, en la fase inicial, el momento angular se tendrá que producir generando momento de fuerza durante un intervalo de tiempo; posteriormente, una vez acelerado el centro de masas del sistema lanzador-disco, se deberá reducir el momento de inercia para ganar velocidad angular o viceversa en el momento de la liberación del implemento.

PUNTO CLAVE

Cuando el objeto está en vuelo, su momento angular permanece constante si no existen fuerzas externas (principio de conservación del momento angular)

$L = I \omega$, se conserva

$$I \omega \rightarrow I \omega \rightarrow I \omega$$

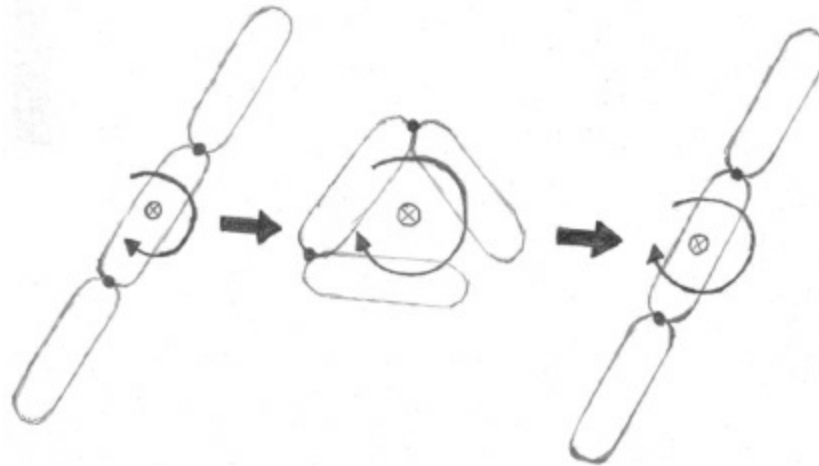


Figura 5. Principio de conservación del momento angular. (Adaptado de Kreighbaum y Barhels, 1996.)

Así podemos señalar que el cambio en la cantidad de movimiento o en el momento angular dependerá de la magnitud de la fuerza o del momento de la fuerza aplicada y del intervalo de tiempo durante el cual la fuerza se aplica. La magnitud de la fuerza o del momento dependerá de la capacidad que tengamos de generar fuerza. El tiempo de aplicación de la fuerza está estrechamente ligado con la distancia a lo largo de la cual se pueda realizar el lanzamiento; cuanto mayor sea la distancia, denominada **distancia de aceleración**, de mayor tiempo de aplicación de la fuerza dispondremos. Este principio, según Hochmuth (1973), se denomina **principio del curso óptimo de aceleración**. Consecuentemente se podría pensar que para aquellos gestos en los que se busca una mayor producción de fuerza y/o velocidad, una mayor distancia de aceleración será, normalmente, más efectiva siempre y cuando se mantenga la magnitud de la fuerza, mientras que para aquellos gestos que requieren un esfuerzo menor y una alta precisión, una distancia de aceleración menor, normalmente, será suficiente e incluso más efectiva. Por lo tanto, en aquellos lanzamientos en los que el objetivo sea liberar el objeto con la mayor velocidad posible es habitual que el lanzador durante la fase de

aceleración adopte una postura que aumente el rango de movimiento disponible para que, posteriormente, en la siguiente fase tenga más espacio para aplicar fuerza sobre el objeto.

Lograr el objetivo de situar el cuerpo en una posición ventajosa para realizar la última acción previa al lanzamiento, además de optimizar la trayectoria del objeto, aportará una serie de ventajas como son que los miembros proximales inicien una secuencia de acción hacia los distales y la elongación de los músculos agonistas para que desarrollen su máxima tensión antes de contraerse. Estas dos ventajas significan un incremento de las fuerzas aplicadas al objeto que, en consecuencia, aumentarán posteriormente su velocidad de liberación.

3.2.2. Fase de liberación

El principal objetivo de esta fase es liberar el objeto con la **velocidad**, **ángulo** y **altura** adecuadas al objetivo final del lanzamiento. Estas variables biomecánicas van a determinar la trayectoria del objeto en vuelo. La distancia de lanzamiento está determinada por la siguiente ecuación:

$$R = v^2 \cdot \sin\theta \cdot \cos\theta + v \cdot \cos\theta \sqrt{v^2 \cdot \sin^2\theta + 4 \cdot g \cdot h}$$

Donde **R** es la distancia de vuelo, **v** es la magnitud del vector resultante de la velocidad en el instante de liberación, θ es el ángulo con la horizontal del vector velocidad en el instante de liberación, **g** es la aceleración debida a la gravedad y **h** es la diferencia de altura entre la inicial y la final.

PUNTO CLAVE

La distancia recorrida por el objeto en el vuelo dependerá de la velocidad, ángulo de la velocidad y altura en el instante de la liberación y de la resistencia al avance que ofrezca el medio aéreo.

La velocidad y el ángulo de liberación están determinados por la magnitud y dirección de las fuerzas ejercidas sobre el objeto, así como por la distancia sobre la cual las fuerzas son aplicadas. La altura de liberación está determinada por la postura adoptada por el deportista en el instante de la

liberación.

Lanzamientos de distancia. Para un lanzamiento cuyo principal objetivo es alcanzar la máxima **distancia**, es importante optimizar la combinación de magnitud y ángulo del vector velocidad. La distancia de lanzamiento se incrementará tanto si aumenta la velocidad como la altura de liberación. En la ecuación anterior se puede observar que la distancia del lanzamiento es proporcional al cuadrado de la velocidad de liberación (figura 6). Esto significa que la velocidad es la variable biomecánica más influyente en el logro de una distancia de lanzamiento; duplicar la velocidad de liberación debería incrementar en cuatro unidades la distancia de lanzamiento, y triplicarla la incrementaría en seis. Así, aumentar la magnitud de la velocidad de liberación es de suma importancia en los lanzamientos de distancia. Incrementos en la altura están limitados a la antropometría del sujeto.

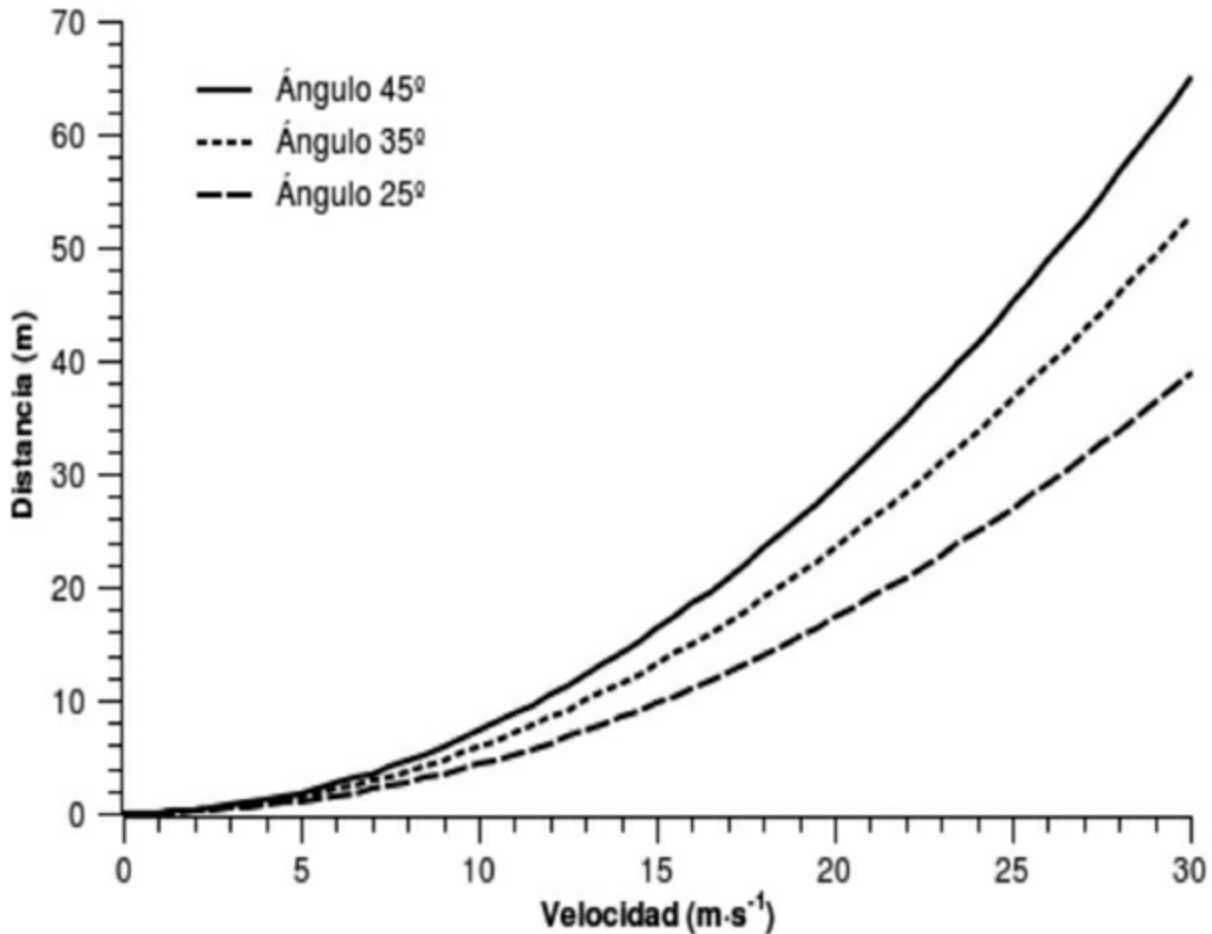


Figura 6. Efecto de la velocidad de liberación sobre la distancia de vuelo en tres ángulos diferentes 45°, 35° y 25°.

PUNTO CLAVE

En un lanzamiento, la velocidad de liberación es la variable biomecánica más influyente en el logro de la distancia de vuelo

Las implicaciones que conlleva la modificación del ángulo de liberación son distintas según el objetivo a alcanzar en cada tipo de lanzamiento. El ángulo de 45° es el óptimo para alcanzar la máxima distancia cuando el objeto despega y aterriza a la misma altura ([figura 7](#)). Para objetos que son lanzados desde una mayor altura de liberación que de caída (p. ej., el lanzamiento de peso), el ángulo óptimo para lograr la mayor distancia de vuelo será siempre menor de 45°. En cambio, los objetos que deben alcanzar una mayor altura (p. ej., el lanzamiento en baloncesto) han de ser lanzados con un ángulo óptimo mayor de 45°. El ángulo óptimo de liberación en cualquier situación depende tanto de la diferencia entre la altura de la liberación y de la caída como de la velocidad de liberación, tal y como se muestra en la siguiente ecuación.

$$\cos 2\theta = \frac{g \cdot h}{v^2 + g \cdot h}$$

De la ecuación podemos interpretar que el ángulo óptimo desciende con la diferencia de altura entre la liberación y la caída. Por ejemplo, para una velocidad dada de liberación, un lanzador de peso con mayor altura de liberación tendrá un menor ángulo óptimo que aquel lanzador que lance el peso desde una menor altura. Pero también el ángulo óptimo depende de la velocidad de liberación del objeto. Pero el efecto que tiene la altura y la velocidad sobre el ángulo óptimo no siempre es igual. A velocidades bajas (menores de 5 m/s), pequeños cambios en la velocidad tienen un gran efecto sobre el ángulo óptimo. Mientras que a altas velocidades (10-15 m/s) los mismos cambios en la velocidad o altura tienen efectos mucho más pequeños sobre el ángulo óptimo ([figuras 8 y 9](#)). Aunque el ángulo óptimo puede ser fácilmente calculado con la ecuación anterior, éste no siempre coincide con aquellos registrados por los mejores lanzadores en sus respectivas disciplinas. Así mismo, la estructura del cuerpo humano puede favorecer la producción de fuerza en algunas direcciones más que en otras. Consecuentemente, una

mayor velocidad de liberación, y por consiguiente alcance, suele lograrse con un ángulo determinado que suele ser menor al óptimo teórico. Si el lanzador busca incrementar el ángulo de liberación acercándose al valor óptimo, puede ocurrir que descienda la velocidad de liberación y con ella la distancia de lanzamiento, por lo que se ha de lograr un compromiso entre todas las variables anteriores.

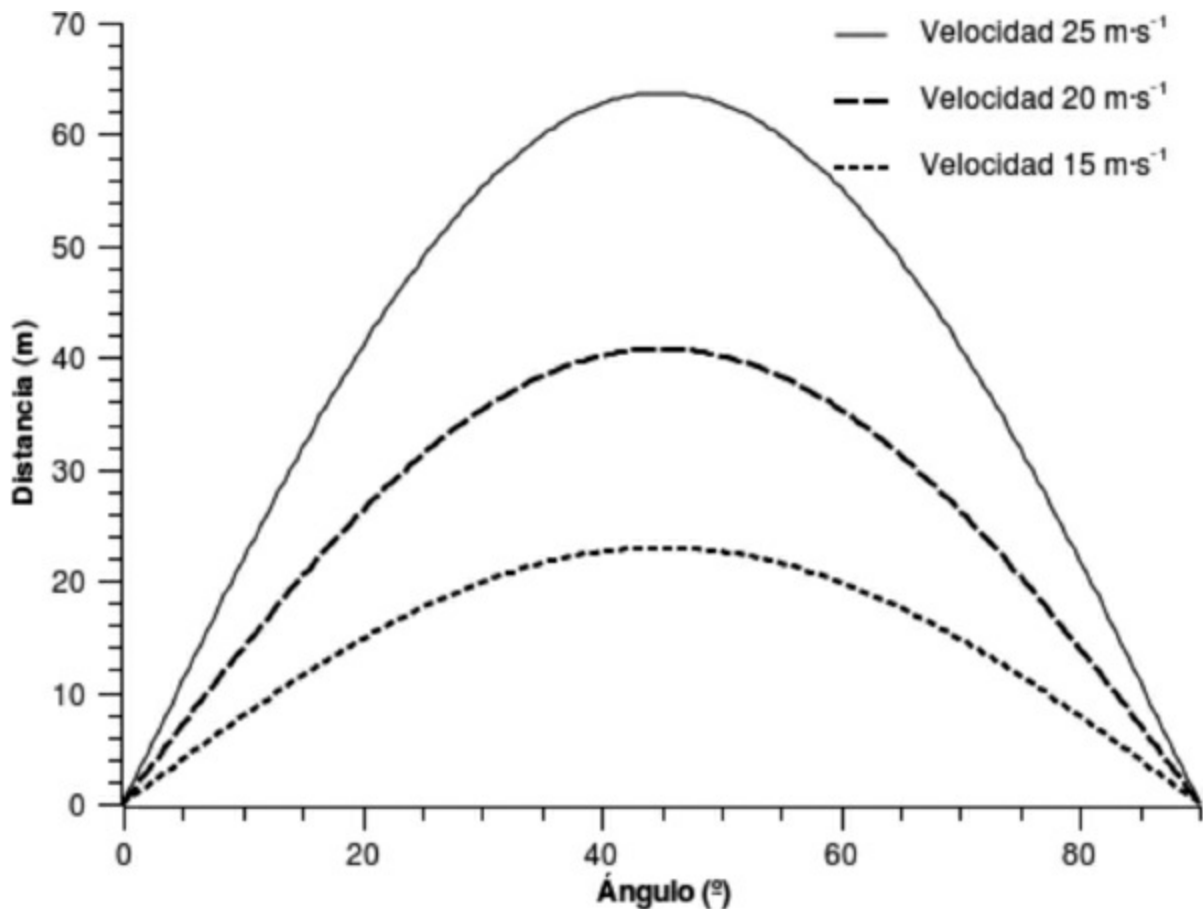


Figura 7. Efecto del ángulo sobre la distancia de vuelo, a tres diferentes velocidades 25, 20 y 15 m s⁻¹.

En los lanzamientos, el ángulo de despegue está influido por la aerodinámica del objeto. Implementos aerodinámicos serían la jabalina y el disco, mientras que no lo son el peso y el martillo. En los primeros, debido a que se ven afectados por factores aerodinámicos, la fuerza del medio modifica la trayectoria siendo los ángulos más habituales de 37°-40° en el primer caso y de 34°-40° grados en el segundo. Por el contrario, en martillo y peso, los ángulos se acercan más al óptimo teórico de un movimiento parabólico, siendo de 42°-44°, en el primero y 40°-42° en el segundo.

Lanzamientos de precisión. La ecuación que calcula la distancia de lanzamiento también puede aplicarse a los lanzamientos de precisión. Sin embargo, el logro de una distancia de vuelo máxima puede ser sacrificado si la precisión significa alcanzar un blanco específico. En este sentido, se pueden producir numerosas combinaciones que hacen posible el logro de diferentes objetivos. Pero cuando la precisión significa lanzar hacia un blanco específico, a una velocidad específica y en una dirección concreta, existen muchas restricciones sobre la combinación correcta. Esto se refleja en muchos eventos deportivos, en los que lanzar un objeto hacia una localización exacta es importante por ser el criterio de rendimiento. Las condiciones bajo las que se ejecutan estas actividades determinan la mecánica concreta necesaria para lograr el objetivo. Así podemos encontrar diferencias entre aquellas actividades que tienen por objeto alcanzar la diana que se encuentra vertical (p. ej.: dardos) u horizontal (p. ej., baloncesto). Es sencillo dar a una diana vertical si lanzamos con una trayectoria perfectamente perpendicular a ésta. Pero hay que tener en cuenta que si se aumenta la distancia de lanzamiento, será necesaria una mayor trayectoria parabólica para que el objeto alcance la diana. Así, a medida que nos alejamos de la diana, se deberá lanzar el objeto con mayor componente vertical; consecuentemente, cuando el objeto llegue a la diana, éste tendrá menor velocidad vertical y mayor ángulo de incidencia (ángulo entre la trayectoria del proyectil y la horizontal de la diana). Al disminuir el ángulo de incidencia, aumenta la probabilidad de error. Por lo tanto, en un lanzamiento a una diana vertical, cuanto mayor sea la componente horizontal y menor la vertical, menor probabilidad de error habrá.

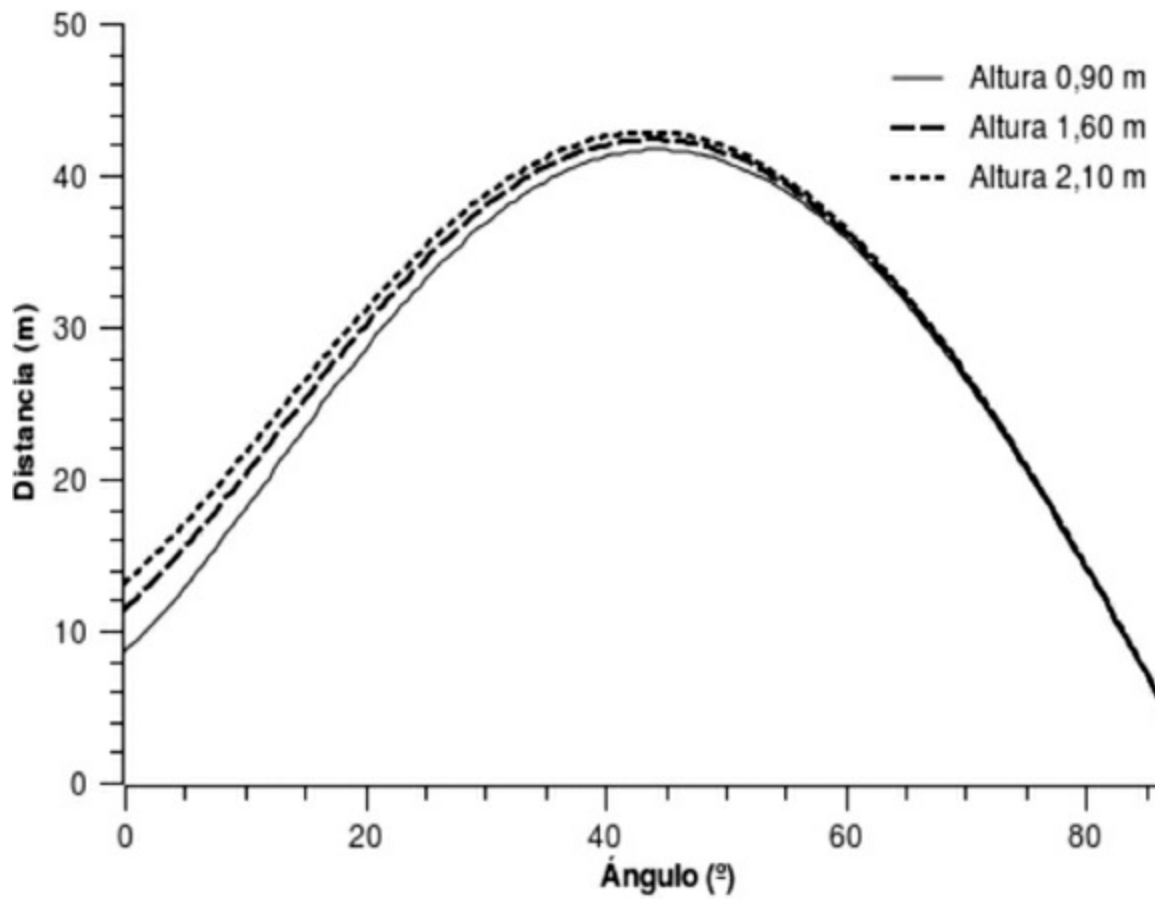


Figura 8. Efecto del ángulo sobre la distancia de vuelo, a tres diferentes alturas 0,9, 1,6 y 2,1 m.

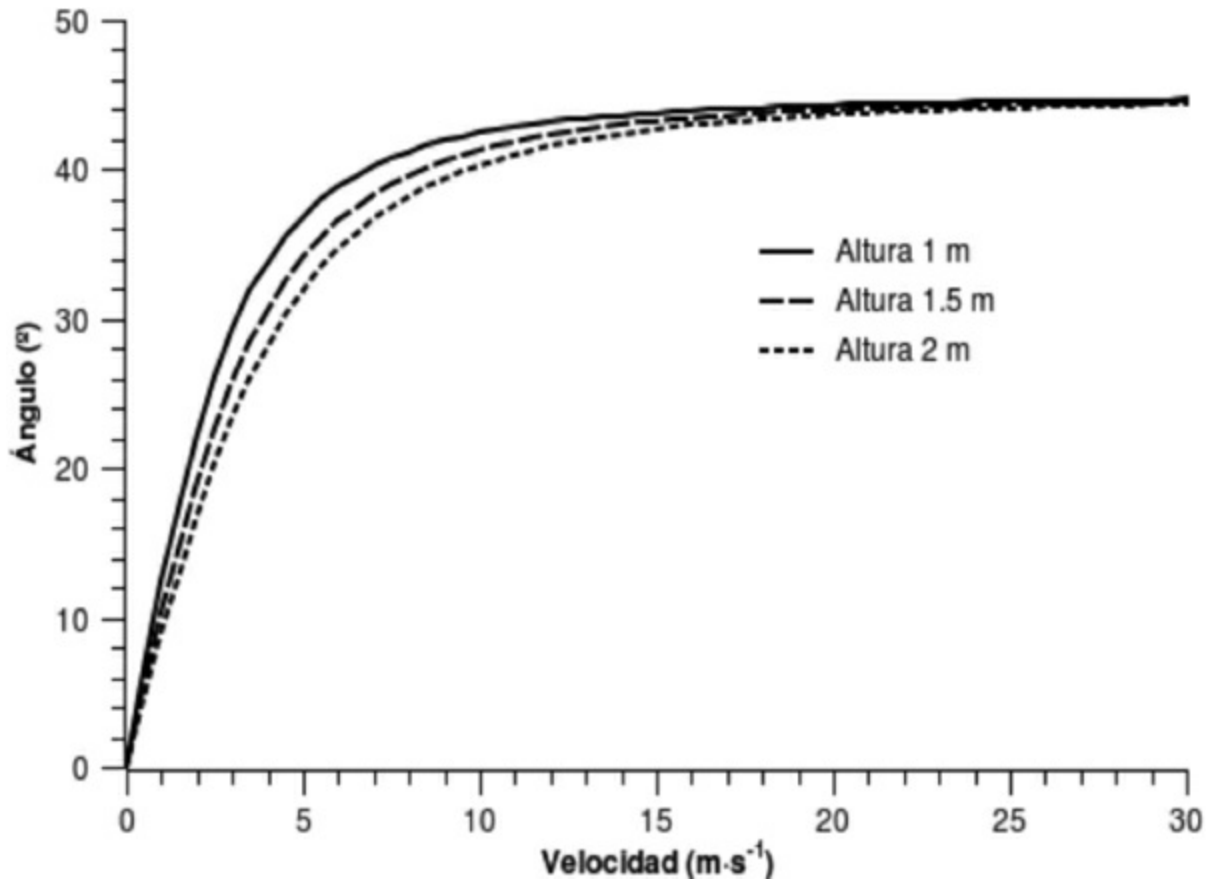


Figura 9. Efecto de la velocidad de batida sobre el ángulo óptimo para objetos que son lanzados desde una mayor altura de liberación que de caída de 1,0, 1,5 y 2,0 m.

Para el caso contrario de los lanzamientos hacia una diana horizontal, las recomendaciones son opuestas; será necesaria una mayor velocidad vertical de caída del objeto cuando llegue al blanco para poder aumentar la probabilidad de éxito así como la posibilidad de disminuir un posterior deslizamiento del objeto fuera de la diana. Si se aumenta la componente vertical de la velocidad, aumentamos también el ángulo de incidencia. Consecuentemente, el ángulo de incidencia que tiene más probabilidades de éxito para alcanzar una diana horizontal será el de 90°. A medida que éste disminuye, las probabilidades de éxito también se reducen. El margen de error de un ángulo de incidencia puede calcularse a partir de la siguiente ecuación:

$$E = \pm r_{\text{diana}} \cdot \text{sen} \alpha - r_{\text{objeto}}$$

Donde E es el margen de error, r diana es el radio de la diana en cm, α es

el ángulo de incidencia y r objeto es el radio del proyectil en cm.

PUNTO CLAVE

A menor ángulo de incidencia en el lanzamiento, mayor probabilidad de error en una diana horizontal.

El ángulo mínimo para que un objeto contacte con una diana con precisión dependerá de los diámetros tanto del objeto como de la diana. Así, para el caso concreto del baloncesto cuyo diámetros de pelota y canasta son 24,7 cm y 45,7 cm respectivamente, el ángulo mínimo de incidencia para encestar sin tocar el aro es de 32° . Por debajo de este ángulo, la pelota no podrá ser encestar sin tocar el aro previamente. Esto es debido a que a medida que el ángulo de incidencia disminuye, la apertura de la canasta se transforma de una circunferencia en una elipse que se va estrechando cada vez más. Cuando la anchura de esta elipse sea menor que el diámetro de la pelota, inevitablemente tocará el aro de la canasta. La anchura de la elipse en función del ángulo de incidencia puede calcularse a partir de la siguiente ecuación:

$$d = d_{\text{diana}} \cdot \text{sen}\alpha$$

Donde d es la anchura de la elipse, d_{diana} es el diámetro de la diana en cm y α es el ángulo de incidencia.

Teniendo en cuenta todo lo anterior, se puede concluir que, de entre los parámetros de la liberación, la velocidad es la variable biomecánica más influyente en la distancia de vuelo. Ésta está determinada en gran medida por la velocidad alcanzada por los segmentos del cuerpo del deportista en el instante de liberación. En los lanzamientos en que los movimientos sean fundamentalmente de traslación, la velocidad lineal del segmento más distal determinará la velocidad de liberación del objeto. En cambio, en aquellos lanzamientos en que los movimientos sean rotacionales, la velocidad del objeto estará determinada no sólo por la velocidad angular, sino también por el radio de giro o distancia comprendida entre el objeto y el eje de rotación situado en la articulación del lanzador en el instante de liberación. El objeto saldrá despedido con una velocidad tangencial a la trayectoria curvilínea

descrita, y será directamente proporcional a la velocidad angular y al radio. La siguiente expresión relaciona la velocidad lineal con la angular.

$$v = \omega \cdot r$$

Donde v es la velocidad lineal del objeto, r es el radio de giro o distancia en línea recta que separa el CDG del objeto del eje de rotación corporal respecto al que se produce el movimiento y ω es la velocidad angular de giro del objeto respecto al eje de rotación corporal.

Así, para aumentar la velocidad de liberación no sólo será necesario aumentar la velocidad angular sino también el radio de giro. A medida que el radio de giro aumenta, mayor será el arco que recorrerá el objeto en su extremo. Si dicho arco se recorre, en todos los casos, en el mismo intervalo de tiempo, la velocidad será mayor cuando el radio también lo sea.

El mecanismo articular por el que se consigue la velocidad óptima en el despegue es diferente en cada lanzamiento (diferente técnicas de lanzar). Así encontramos dos grandes grupos: aquellos lanzamientos que utilizan un **patrón de acción secuencial** y aquellos que utilizan un **patrón de acción simultáneo** (figura 10). Los lanzamientos que utilizan un *patrón de movimiento de acciones secuenciales* de sus segmentos buscan como principal objetivo lanzar el objeto con la máxima velocidad posible, mientras que aquellos lanzamientos que utilizan un patrón de movimientos con una acción simultánea buscan lanzar el objeto hacia un blanco específico, a una velocidad específica y en una dirección concreta.

En los lanzamientos que utilizan un patrón de movimiento secuencial, intentan transferir momento de los segmentos proximales a los distales para acelerar el objeto al máximo. El problema es cómo coordinar los músculos del cuerpo, que constituyen una cadena de movimiento, para lanzar exitosamente, es decir, el objetivo es coordinar las contracciones musculares dirigidas a aumentar la velocidad del segmento más distal de la cadena cinemática o cadena de movimiento. Para lograr esto existen dos características comunes que se han de cumplir para que dicho lanzamiento sea eficaz: **la secuenciación ordenada de los movimientos de los segmentos del cuerpo** y el **principio de transferencia de momento angular**.

PUNTO CLAVE

Para lograr aumentar la velocidad del segmento más distal de la cadena cinemática, se debe realizar una secuenciación ordenada de los movimientos de los segmentos del cuerpo y cumplir el principio de transferencia de momento angular.

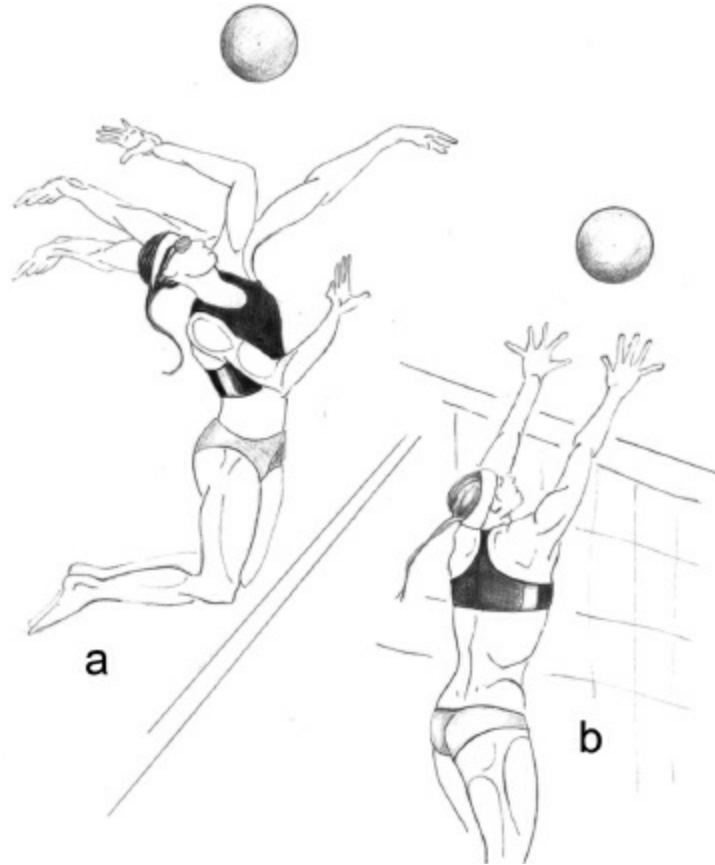


Figura 10. Patrones de movimiento secuencial (a) y simultáneo (b) utilizados en los lanzamientos. (Adaptado de Kreighbaum y Barthels, 1996.)

Es importante aplicar estos principios biomecánicos en aquellos lanzamientos en los que se busca incrementar la distancia de lanzamiento de un objeto maximizando su velocidad de liberación. La velocidad de liberación del objeto está íntimamente relacionada con la velocidad del segmento más distal. Para que la velocidad del segmento distal sea máxima, el *principio de la secuenciación ordenada de los movimientos de los segmentos del cuerpo* nos indica que el reclutamiento de cada segmento corporal debe ajustarse a una secuencia ordenada. Esta secuencia de movimientos se inicia generalmente con los grupos musculares proximales que son más grandes y potentes, y continúa hacia los músculos más distales de las extremidades portadoras del objeto que son más pequeños y rápidos.

(figura 11). Para que la transferencia de velocidad sea eficaz, deberá frenarse el extremo proximal para que el distal “recoja” su velocidad y la pueda incrementar. Por lo tanto, la masa del deportista será importante dado que permitirá estabilizar el cuerpo (sobre todo en las rotaciones) y hacer posible el frenado.

El **principio de transferencia del momento angular** es el equivalente al anterior, pero para el movimiento de rotación, en el que lo que se genera y transmite es velocidad angular de un segmento a otro de la cadena cinemática. En la figura 12 a se representa un modelo que sirve para explicar de una manera más gráfica cómo se puede generar la máxima velocidad en el segmento más distal en un sistema de segmentos unidos. En la figura 12 b se representan tres segmentos con masa decreciente (“A”, “B” y “C”) y los tres ejes de rotación que los une (“a”, “b” y “c”). La flecha del segmento “A” representa el momento de fuerza aplicado al segmento unido al tronco. Los momentos de fuerza generados sobre el segmento “A” son momentos externos al sistema y pueden afectar el momento angular de todo el sistema. Los momentos de fuerza muscular entre los segmentos “A” y “B” y entre “B” y “C” son momentos intersegmentos (Kreighbaum y Barthels, 1999).

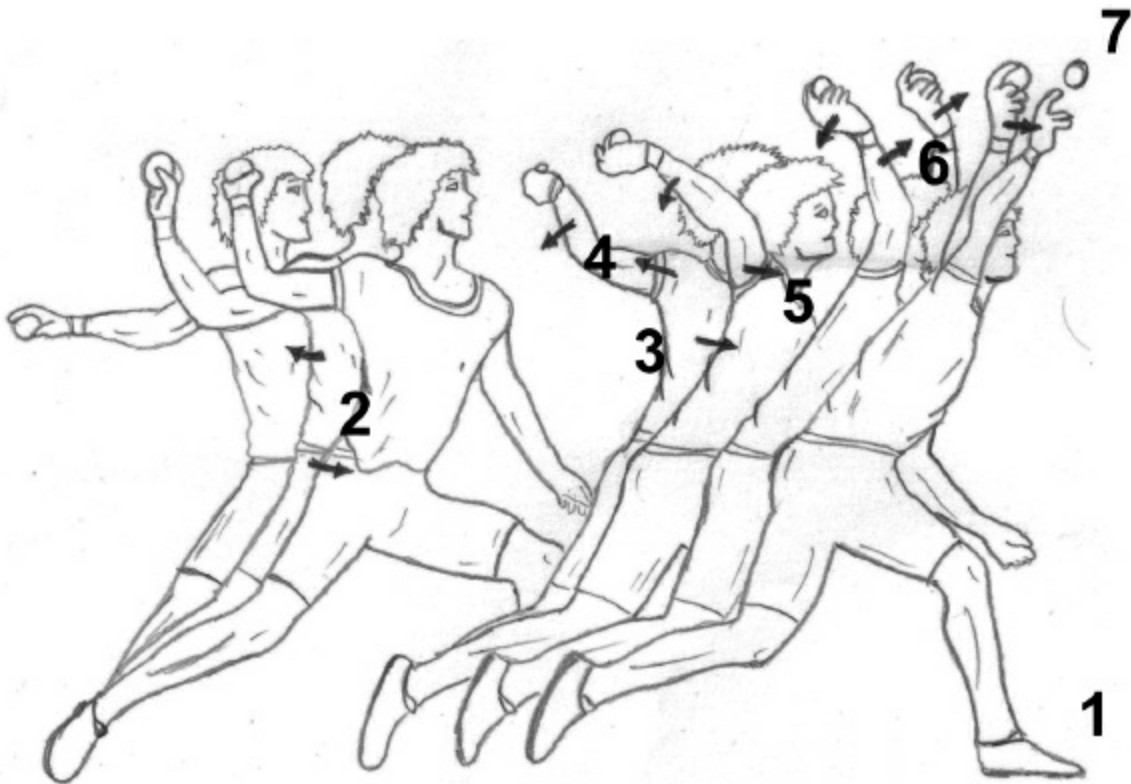


Figura 11. *Secuenciación de los segmentos. 1. Miembro inferior en apoyo estabiliza. 2. Torsión entre el eje de caderas y de hombros. 3. Frenado de caderas. 4. Rotación del tronco. 5. Frenado del hombro. 6. Frenado del codo. 7. Liberación. (Adaptado de Kreighbaum y Barthels, 1996.)*

Supongamos que los músculos de la parte derecha del segmento “A” producen un momento externo lo suficientemente grande como para acelerar al segmento en sentido horario. Los momentos intermusculares entre los segmentos “A” y “B” y entre “B” y “C”, en la medida que el sistema se acelera, estarán dirigidos a realizar una tensión muscular que permita resistir el movimiento en sentido antihorario de los segmentos distales relativos al segmento proximal. Si estos momentos intermusculares de estabilización no se produjesen, los segmentos “B” y “C” se quedarían atrás, al mismo tiempo que la parte distal del segmento “A” se movería hacia delante. Los momentos de fuerza externos aplicados sobre el segmento “A” aceleran todo el sistema y son los que generan todo el momento angular. Sin embargo, si se realiza una acción que actúe desacelerando el segmento “A”, la fuerza de desaceleración que se produzca en dicho segmento hacia la izquierda sobre el eje “b” tenderá a fijar este eje en el espacio. Debido a que los segmentos “B” y “C” son libres para moverse en sentido horario sobre el eje “b”, los segmentos “B” y “C” continuarán rotando con el mismo momento angular sobre el eje “b” (Kreighbaum y Barthels, 1999).

Puesto que el eje de rotación de los segmentos “B” y “C” se ha movido desde el eje “a” hasta el eje “b”, el radio de giro y el momento de inercia para el resto del sistema (segmentos “B” y “C”) se habrán reducido. Consecuentemente, suponiendo que en este modelo simplificado el momento angular del sistema se conserve y teniendo en cuenta que los segmentos “B” y “C” tienen masas más pequeñas y un menor radio de giro sobre el eje “b”, la velocidad angular de los segmentos “B” y “C” se verá aumentada (Kreighbaum y Barthels, 1999).

Es importante remarcar que el momento de inercia del sistema se ha reducido porque el eje de rotación se ha desplazado a un punto más cercano a los dos segmentos distales y, consecuentemente, se ha reducido el radio de giro, al mismo tiempo que se ha eliminado del sistema la masa del segmento “A” (Kreighbaum y Barthels, 1999). Esta secuencia de movimientos puede ser observada en el movimiento relativo de los segmentos corporales de muchas técnicas deportivas, en las cuales claramente se observan movimientos de los segmentos proximales seguidos de los movimientos de

los segmentos distales. Un análisis detenido de los lanzamientos en béisbol, jabalina o disco muestran esta secuencia. El problema radica en cómo debe ser el tiempo de inicio de reclutamiento muscular de un sistema multisegmentario con el objetivo de producir una secuencia de movimiento proximal-distal.

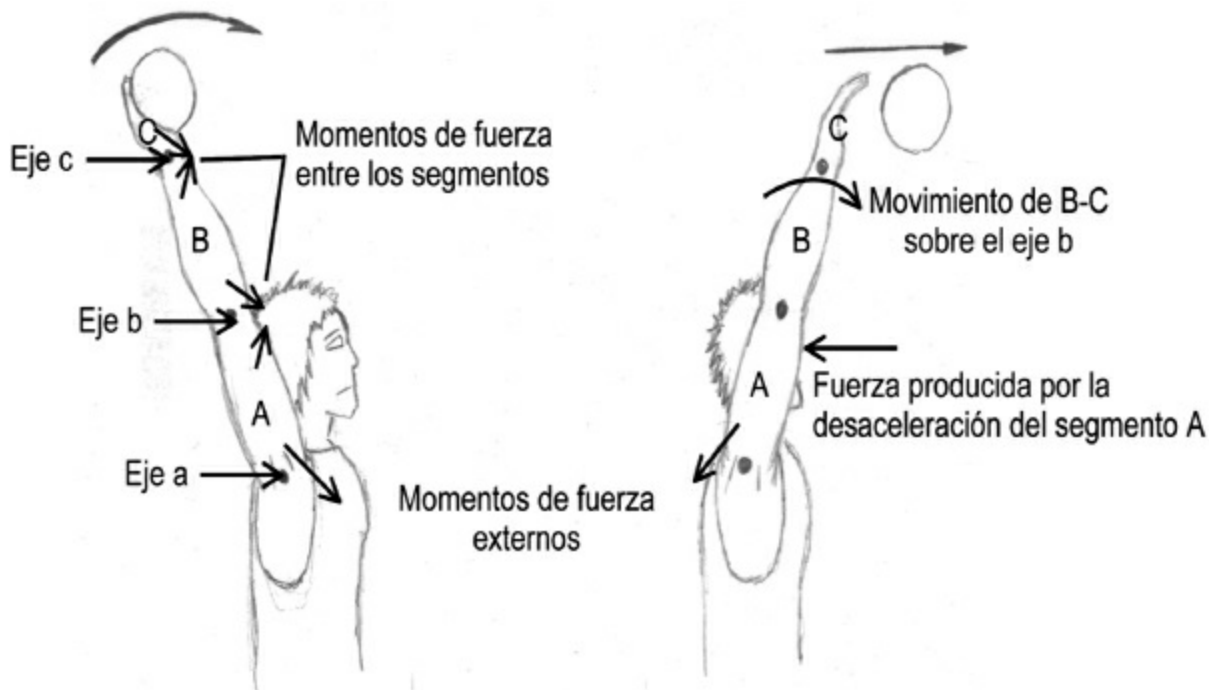


Figura 12. Modelo de un sistema de cadena cinemática abierta de tres segmentos.
(Adaptado de Kreighbaum y Barthels, 1999.)

En los lanzamientos que utilizan un *patrón de movimiento simultáneo* se intenta buscar una consistencia en el patrón de movimiento. En todas las habilidades en las que se lanza un objeto hacia un blanco específico, la consistencia temporal es de suma importancia. Ésta depende de la capacidad del deportista para mantener un punto distal, una parte del cuerpo o un implemento en una línea recta antes y justo después de la liberación del objeto, y calcular el ángulo de liberación correcto para lograr la distancia de lanzamiento deseada. Los lanzamientos con un patrón de movimiento simultáneo están caracterizados por rotaciones sincrónicas de dos o más segmentos corporales para que el punto más distal se mueva en una trayectoria rectilínea. Esta trayectoria, previa a la liberación, permite al deportista disponer de un prolongado tiempo para apuntar hacia el blanco; por ejemplo, en el lanzamiento a canasta de baloncesto, los hombros se

flexionan a la vez que se extienden los codos y se flexiona la muñeca. Estos movimientos permiten al deportista mover la pelota a lo largo de una trayectoria rectilínea antes de la liberación y así incrementar la precisión del lanzamiento.

3.2.3. Fase de vuelo

Esta fase tiene un doble objetivo; por un lado, frenar los movimientos del lanzador, y por otro, aprovechar las fuerzas aerodinámicas. Una vez que ha sido lanzado el objeto, el deportista debe realizar alguna forma de recobro con el objetivo de contrarrestar las fuerzas generadas en la fase anterior con el fin bien de prevenir el fallo por salida de la zona de lanzamiento (lanzamientos atléticos), bien de predisponer el cuerpo para enlazar con la siguiente acción técnica (deportes colectivos).

El vuelo de un objeto ha atraído un gran interés científico; por ese motivo son muchos los estudios que intentan explicar cómo las fuerzas que actúan sobre los objetos en vuelo pueden modificar su trayectoria. Por ello, existen numerosos estudios donde se busca determinar las condiciones óptimas de liberación del objeto con el objetivo de modificar su trayectoria en vuelo para alcanzar el fin último del lanzamiento. El comportamiento de un objeto en vuelo está controlado por la interacción de los parámetros de liberación, las características físicas del objeto (momento de inercia, masa y forma...) y las condiciones de viento en la zona de lanzamiento. Para alcanzar el objetivo del lanzamiento, el deportista deberá lanzar el objeto con una óptima combinación de velocidad, altura y ángulo de liberación, así como de una adecuada posición del objeto para unas condiciones aerodinámicas dadas. La posición del objeto en la liberación está definida en función de la dirección del flujo de aire y del sistema de coordenadas absoluto fijado en la tierra. Así, en el análisis del vuelo de los objetos aerodinámicos se han de valorar tres ángulos:

- El ángulo de liberación ([figura 13](#)), definido como el ángulo entre el vector velocidad y la horizontal en el instante de liberación. Es decir, el ángulo del vector velocidad que, como se indicó con anterioridad, será el que determine, junto con la velocidad y la altura de despegue, la trayectoria parabólica del centro de masas del objeto en cada instante.
- El ángulo de inclinación ([figura 13](#)), definido por el eje longitudinal del

objeto respecto a la horizontal en el instante de liberación.

- El ángulo de ataque (figura 13), definido por el ángulo entre el eje longitudinal del objeto y la dirección relativa del viento. Se calcula restando los anteriores.
- Ángulo de basculación, definido por el ángulo entre el eje longitudinal y el plano transversal del objeto.

El ángulo de inclinación del objeto debe ser tal que sitúe la parte inferior del objeto al flujo del aire venidero. Esto provocará que el aire ejerza una fuerza elevadora que ayude al objeto a prolongar su vuelo. En el caso concreto del lanzamiento de disco, las simulaciones del vuelo indican que los valores óptimos del ángulo de inclinación en condiciones de viento calmado deben ser entre 26° y 27° .

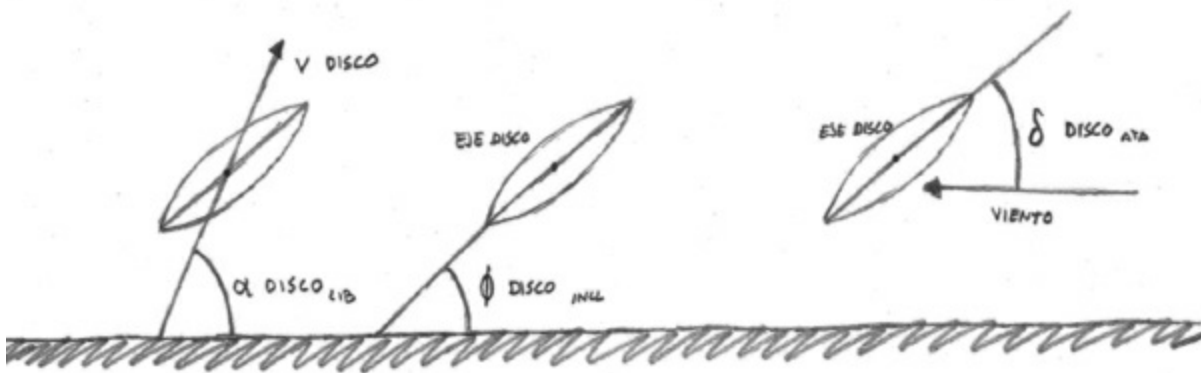


Figura 13. Ángulos de liberación (α_{DISCO_LIB}), inclinación (ϕ_{DISCO_INCL}) y de ataque del disco (θ_{DISCO_ATA}).

Dependiendo del cuál sea el ángulo de ataque, el efecto producido por el medio sobre el objeto será distinto, pudiendo modificar considerablemente la trayectoria de vuelo. En la figura 14 se representa el ángulo de liberación y la trayectoria del disco (línea punteada), así como el ángulo de ataque en tres momentos distintos de la trayectoria. En la figura 15 se observa el efecto provocado por las fuerzas del medio sobre el objeto cuando se modifica el ángulo de ataque. Un excesivo ángulo de ataque (figura 14 c) ocasiona una gran resistencia del medio que dificulta el avance y proporciona poco beneficio de la fuerza elevadora. Por el contrario, un ángulo de ataque moderado permite reducir la fuerza de arrastre y obtener el beneficio de la fuerza elevadora. Con la jabalina ocurrirá algo similar.

Cuando el objeto está en vuelo, está expuesto a la fuerza de la gravedad y a las fuerzas del medio aéreo, que tiene dos componentes: la **fuerza de arrastre superficial** y la **fuerza de elevación**. Los efectos de ambas fuerzas pueden apreciarse cuando los objetos aerodinámicos contactan con el medio con un ángulo determinado.

Fuerza de arrastre superficial (drag). Es la resistencia al avance que se produce entre el objeto y el fluido, el aire, por el que se mueve; por tanto, actúa de forma opuesta al movimiento del objeto (figura 15). Donde R_x es la resistencia del medio al avance frontal; S_x es el área frontal de choque con el fluido; C_x es el coeficiente aerodinámico (factor de forma que indica el grado de penetración del objeto en el fluido); ρ es la densidad del medio aéreo ($1,3 \text{ kg/m}^3$), y v es velocidad relativa entre el objeto y el fluido (ya sea viento a favor, en contra o en calma).

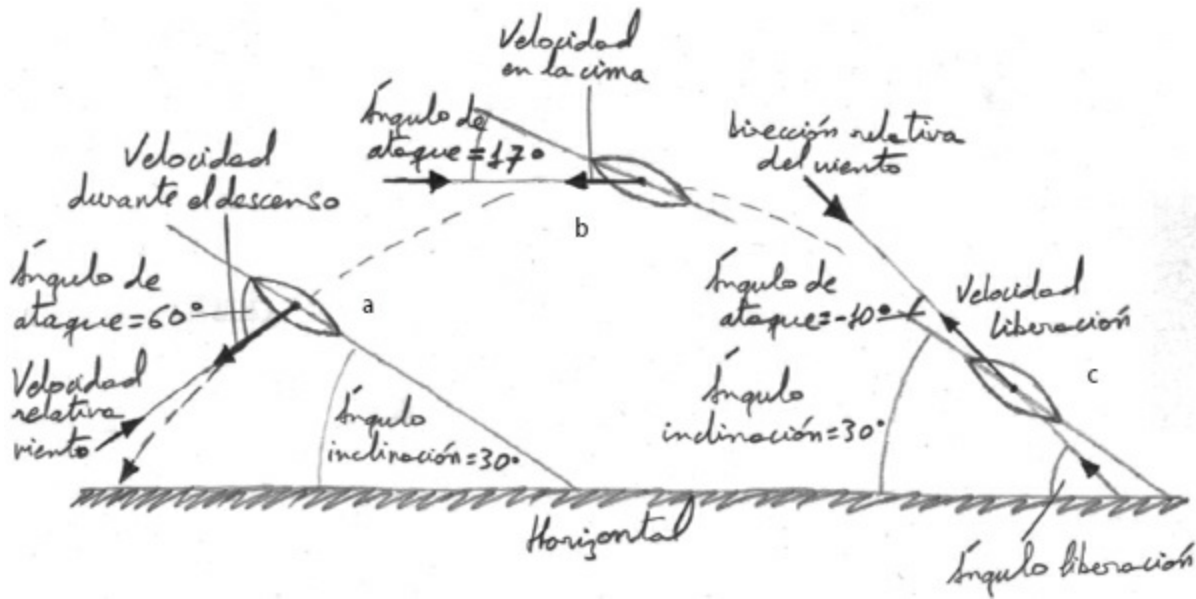


Figura 14. Ángulos de ataque, de liberación y de inclinación del disco en (a) el instante de liberación, (b) altura máxima y (c) en la trayectoria descendente. (Adaptado de Kreighbaum y Barthels, 1999.)

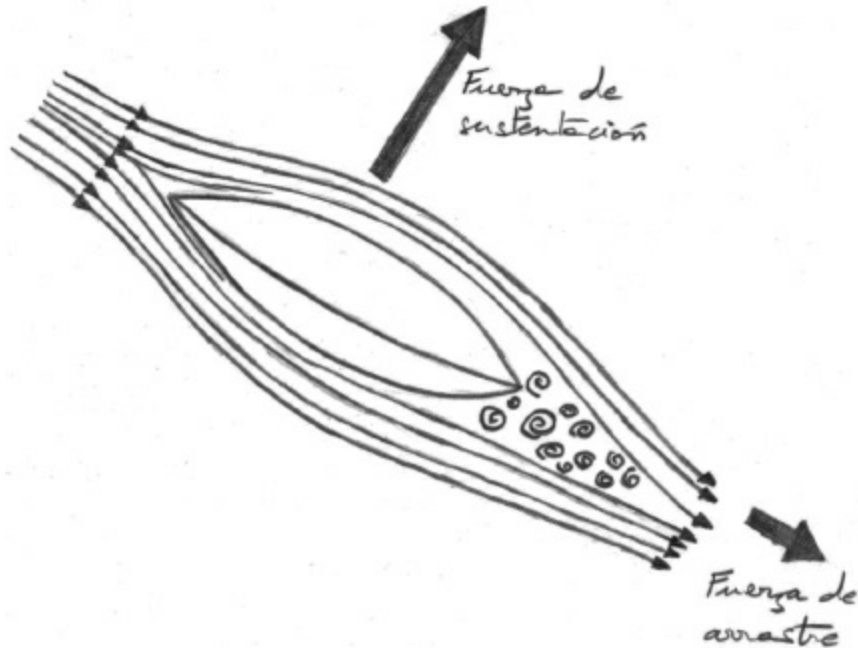


Figura 15. Componentes de las fuerzas del medio. (Adaptado de Kreighbaum y Barthels, 1999.)

$$R = \frac{1}{2} S_x C_x \rho v^2$$

PUNTO CLAVE

La resistencia que el medio aéreo ofrece al avance del objeto en el vuelo dependerá de la forma y el tamaño del objeto, de la velocidad con la que éste se desplace y de la densidad y la viscosidad del aire.

Fuerza de sustentación (lift). Es la fuerza generada sobre un cuerpo que se desplaza a través del aire, de dirección perpendicular a la de la velocidad de la corriente incidente y que depende fundamentalmente del ángulo de ataque ([figura 15](#)). Es, por tanto, la principal fuerza que permite que un objeto se mantenga en vuelo. Esta fuerza de sustentación se produce por el **principio de Bernoulli**. Un cuerpo en contacto con el medio modifica la velocidad del fluido provocando, en consecuencia, una variación en la presión; si aumenta su velocidad, la presión disminuye, y viceversa. Los objetos inmersos en el fluido flotan debido a esa menor presión. Sólo los objetos aerodinámicos se pueden beneficiar del efecto de la fuerza de elevación cuya componente

vertical puede favorecer el mantenimiento del objeto más tiempo en el aire. Si, además, el objeto en el aire gira, se produce el denominado **efecto Magnus**. El objeto al girar hace aumentar la velocidad del medio por una zona, disminuyendo su presión y, en consecuencia, se desplaza hacia las zonas de bajas presiones donde le cuesta menos moverse buscando menor resistencia del medio (figura 16). Este efecto explica la trayectoria curvilínea que adopta el disco en el aire (más acusada que la jabalina).

PUNTO CLAVE

El objeto en vuelo modifica la velocidad del medio aéreo provocando una variación en su presión; en las zonas en las que aumente la velocidad del medio, la presión disminuirá y el objeto “viajará” hacia esas zonas de bajas presiones donde le cuesta menos desplazarse.

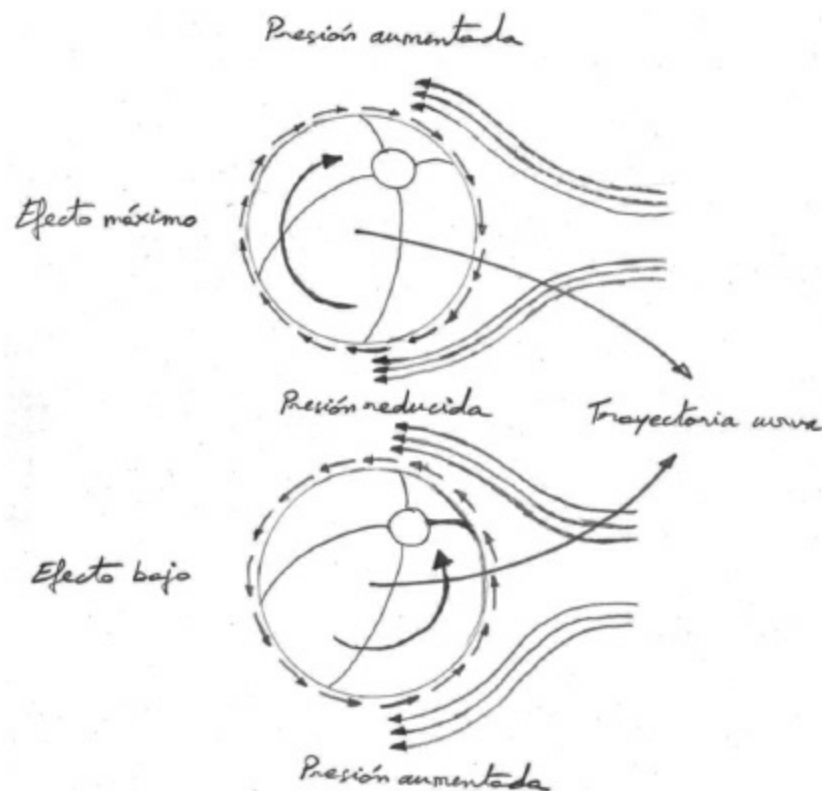


Figura 16. Efecto Magnus. (Adaptado de Luttgens y Wells, 1985.)

PUNTO CLAVE

El efecto Magnus afecta los objetos que rotan en el vuelo y provoca que se desvíen de la trayectoria balística esperada.

4. ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LOS GOLPEOS

En este apartado se analizará el efecto provocado por el impacto de un complemento deportivo como una raqueta, un *stick*, un palo de golf, o bien, una parte del cuerpo como una mano o un pie, sobre un objeto que, posteriormente, describirá una trayectoria de vuelo con el objetivo de alcanzar una distancia máxima o precisa.

4.1 Análisis cualitativo de los golpes

El análisis cualitativo de los golpes es muy similar al del visto en los lanzamientos. El criterio de eficacia es la **distancia** alcanzada por el objeto sobre el que se produce el impacto, normalmente, una pelota, bola u objeto no aerodinámico ([figura 17](#)).

PUNTO CLAVE

Las principales diferencias biomecánicas entre lanzamiento y golpeo se producen en la fase de impacto, pero ambas habilidades comparten principios biomecánicos comunes.

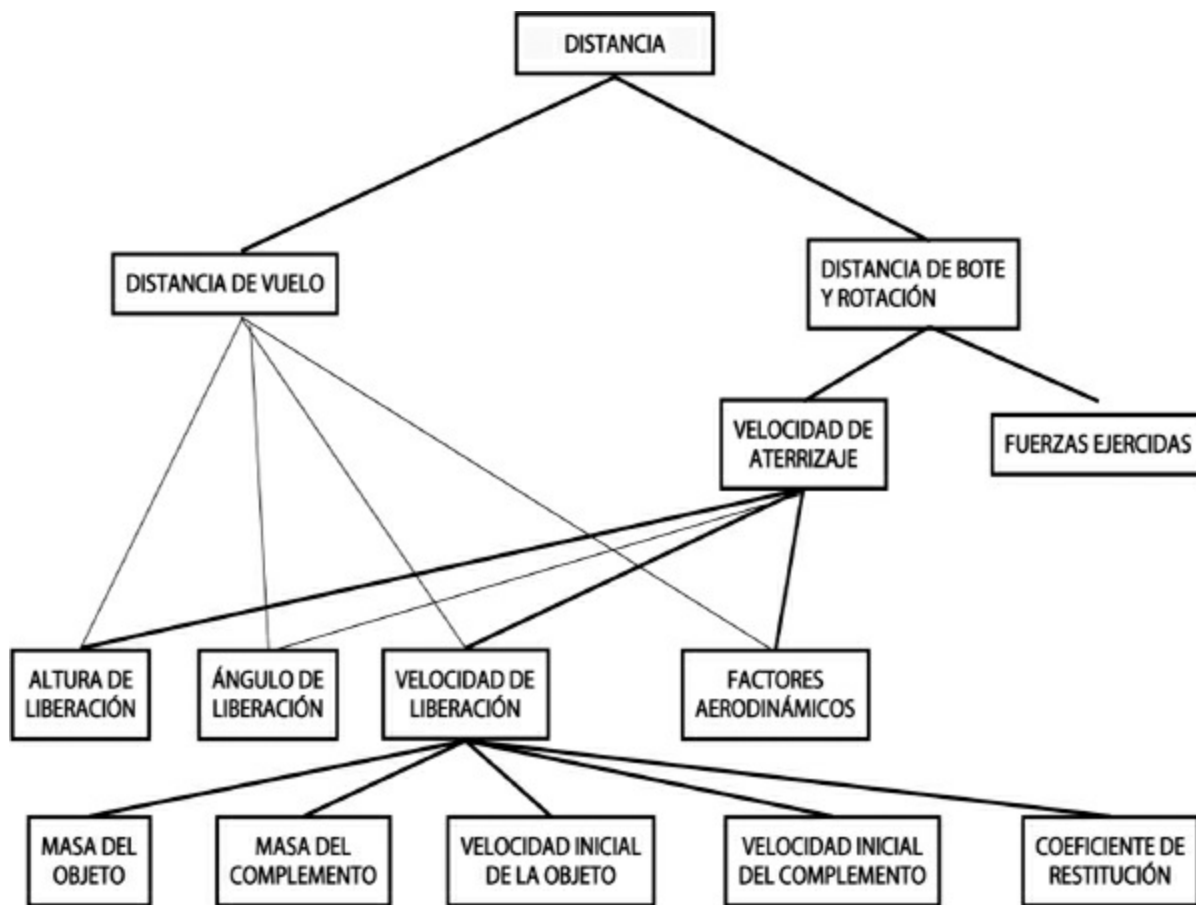


Figura 17. Análisis cualitativo para las acciones de golpeo e impacto. (Adaptado de Hay, 1993.)

El objeto en el aire normalmente describirá una trayectoria lineal curvilínea (parabólica) y, a su vez, rotará respecto a su eje longitudinal logrando en el aterrizaje una **distancia de vuelo** y una **distancia de bote y rotación**, según se indica en el análisis cualitativo de Hay (1993). Esta última distancia dependerá de la **velocidad de aterrizaje** y de las **fuerzas ejercidas**, mientras que la distancia de vuelo estará determinada por cuatro variables: **velocidad**, **altura** en el momento del golpeo o impacto y de **factores aerodinámicos**. A su vez, la velocidad en el impacto dependerá tanto de la **masa del objeto** que se golpea, como de la **masa del complemento deportivo** o parte del cuerpo con la que se golpea el objeto. Asimismo, será decisivo considerar si dicho objeto y el complemento o parte del cuerpo estaban previamente en reposo o en movimiento, es decir, de la **velocidad inicial del objeto** a golpear y la **velocidad inicial del complemento o parte del cuerpo** que golpea. Por último, entre las dos superficies de contacto se produce una interacción, medida a través del denominado **coeficiente de restitución**, que

hace que las velocidades iniciales y finales de las dos superficies que toman contacto en el impacto se modifiquen.

Todas estas variables, así como los principios biomecánicos de las acciones de golpeo de objetos o impactos, se verán en este apartado.

4.2. Fases de los golpes y principios biomecánicos

Las fases de las acciones de golpeo de objetos que posteriormente realizarán una fase de vuelo para lograr una distancia máxima o de precisión generalmente son similares a las que rigen los lanzamientos:

- Fase de aceleración del complemento deportivo o parte del cuerpo que impacta.
- Fase de impacto y liberación del objeto.
- Fase de vuelo del objeto.

4.2.1. Fase de aceleración del complemento deportivo o parte del cuerpo que impacta

En esta fase, los principios biomecánicos vistos en los lanzamientos podrían aplicarse también a las acciones de golpeo o impacto de objetos.

4.2.2. Fase de impacto y liberación del objeto

Esta fase presenta unas claras diferencias con relación a los lanzamientos. En los primeros, el objeto que va a ser lanzado permanece durante un período de tiempo en las manos del lanzador, recorriendo el sistema lanzador-objeto una distancia de aceleración. Posteriormente, el objeto es liberado de las manos del lanzador sin realizar un cambio brusco de dirección y siguiendo un proceso continuo y progresivo de velocidad.

Sin embargo, en los golpes, ambos objetos no mantienen contacto previo. Solo interactúan, normalmente, durante unas centésimas de segundo. En este contacto se modifica bruscamente la velocidad final de despegue del objeto así como su dirección y sentido, y ambas superficies de contacto sufren cambios estructurales más o menos elásticos.

Partiendo del denominado *principio de conservación de la cantidad de*

movimiento o momento lineal, un objeto se aproxima con una velocidad inicial determinada, y un complemento, como una raqueta, adquiere una velocidad merced a una fuerza y un momento de fuerza aplicado a través del cuerpo del deportista. En el momento del impacto, el complemento imprime un impulso mecánico al objeto y cada uno de ellos modifica su velocidad de forma inversa a la masa que poseen, de forma que el objeto ganará velocidad y el complemento que impacta la reducirá. En esta interacción, se proporciona un impulso mecánico al objeto que le hace adquirir una mayor velocidad y una trayectoria determinada.

PUNTO CLAVE

En el momento del impacto, el complemento imprime un impulso mecánico al objeto y cada uno de ellos modifica su velocidad de forma inversa a la masa que poseen, de forma que el objeto ganará velocidad y el complemento que impacta la reducirá. El principio de conservación del momento lineal establece que en el sistema complementoobjeto el momento lineal antes y después del impacto permanece constante.

Esta acción de impacto podría expresarse mediante la siguiente ecuación:

$$m \cdot v_1 + F \cdot \Delta t = m \cdot v_2$$

Donde ***m*** es la masa del objeto que se golpea; ***v*₁** es la velocidad inicial del objeto; ***F*** es la fuerza aplicada por el complemento deportivo; ***t*** es el intervalo de tiempo de aplicación de una fuerza, y ***v*₂** es la velocidad final de salida o despegue del objeto que determina el vuelo.

Tras el impacto, la dirección y sentido del vector velocidad del objeto resulta modificada, pero también su ángulo, denominándose **ángulo de impacto o de incidencia** y **ángulo de reflexión** a los ángulos anteriores y posteriores al impacto. Éstos son medidos mediante el trazado de una línea media perpendicular a la superficie de contacto en el momento del impacto y la dirección de los correspondientes ángulos de los vectores velocidad inicial y final ([figura 18](#)).

La velocidad final que adquiere el objeto tras el impacto será función de las propiedades de sus superficies y del material del que están hechos. Se

define como **elasticidad**, la propiedad física de un cuerpo que le permite recuperar su forma y tamaño original una vez que la carga que lo ha deformado cesa.

Un método de medir la elasticidad de un objeto es determinando la velocidad anterior y posterior que adquiere tras el impacto sobre una superficie dada, por ejemplo, el bote de una bola de golf sobre un pavimento rígido determinado. Las pruebas de elasticidad más sencillas se realizan sobre una misma superficie y con diferentes objetos, como pelotas, balones, bolas, etc. Los resultados siempre estarán referidos a las dos superficies sobre las que se llevó a cabo el estudio. Mediante la siguiente expresión se podría calcular el denominado **coeficiente de restitución**, parámetro que mide indirectamente la elasticidad de un objeto respecto a una superficie dada (figura 19).



Figura 18. Efecto del impacto de un complemento deportivo con un objeto. (Adaptado de Hay, 1993.)

$$\frac{v_2}{v_1} = -e$$

Donde v_1 es la velocidad vertical antes el impacto; v_2 es la velocidad

vertical después del impacto, y e es el coeficiente de restitución entre las dos superficies, objeto y complemento.

Este coeficiente también podría calcularse mediante la medida de las alturas inicial y final que logra el objeto tras el impacto o rebote contra el suelo. La expresión que relaciona dichas variables es la siguiente:

$$e = \frac{h_2}{h_1}$$

Donde h_1 es la altura inicial desde la que se deja caer el objeto mediante caída libre; h_2 es la altura que alcanza el objeto después del bote desde el suelo, y e es el coeficiente de restitución entre ambas superficies.

PUNTO CLAVE

El coeficiente de restitución es una medida del grado de conservación de la energía en un choque entre objetos, y dependerá de las propiedades elásticas del material del que están hechos.

El conocimiento de este coeficiente de restitución y, por tanto, de la elasticidad del objeto a golpear es muy importante de cara a conseguir la máxima eficacia en el impacto. Dado que el tiempo de golpeo es muy reducido, la acción deberá optimizarse para no perder eficacia.

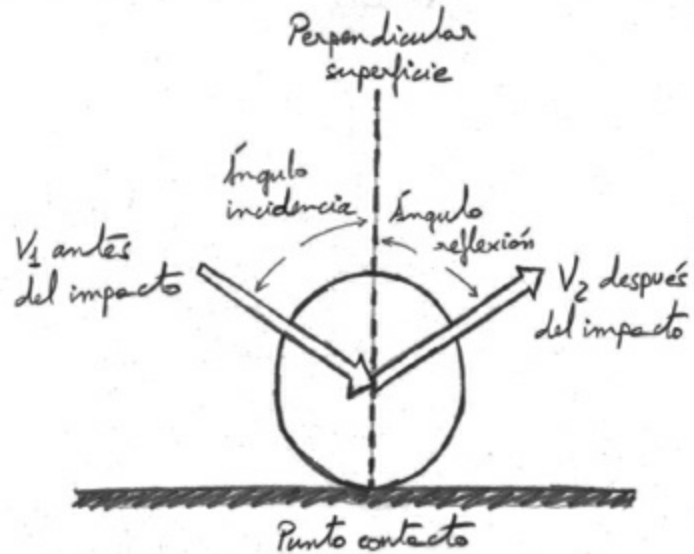
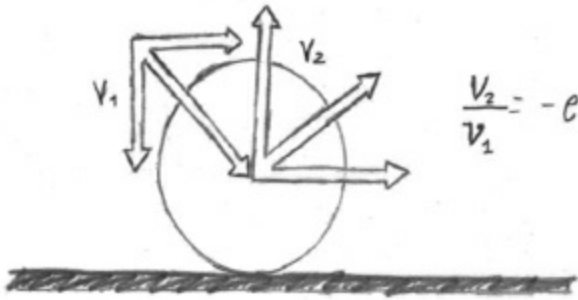


Figura 19. Método de cálculo del coeficiente de restitución entre un objeto y una superficie a partir de las velocidades anteriores al rebote y posteriores a él. (Adaptado de Hay, 1993.)

En el impacto se aplica la segunda ley de Newton de la dinámica y su expresión derivada, es decir, la del impulso mecánico para lograr una cantidad de movimiento lineal del objeto. Si el objeto o el complemento no son elásticos, en el impacto parte de la energía se disipará y no se aprovechará para lograr una mayor velocidad final, por lo que se deberá emplear un mayor impulso mecánico para imprimir al objeto una cierta velocidad. Sin embargo, si el objeto y/o complemento tienen un alto coeficiente de restitución, si son elásticos, no se perderá apenas energía en el impacto y el impulso mecánico se aprovechará para lograr una velocidad final alta. En este sentido, las bolas de golf son muy elásticas mientras que las de *críquet* o *softball* lo son menos.

Un golpeo o impacto podrá ser perfectamente elástico cuando ambas superficies poseen una gran elasticidad, próxima a 1; perfectamente inelástico cuando en el impacto las dos superficies permanecen unidas porque han

sufrido una deformación permanente, y de elasticidad intermedia, que es la elasticidad de la mayoría de los objetos e implementos utilizados en los golpes o impactos. Diversos factores como la temperatura modifican el coeficiente de restitución aumentándolo, por lo que en acciones de impactos repetidos, como en el tenis de mesa o *squash*, el calentamiento de la bola es importante para conseguir una estabilidad en la elasticidad del objeto a golpear y aumentar la precisión en el golpeo.

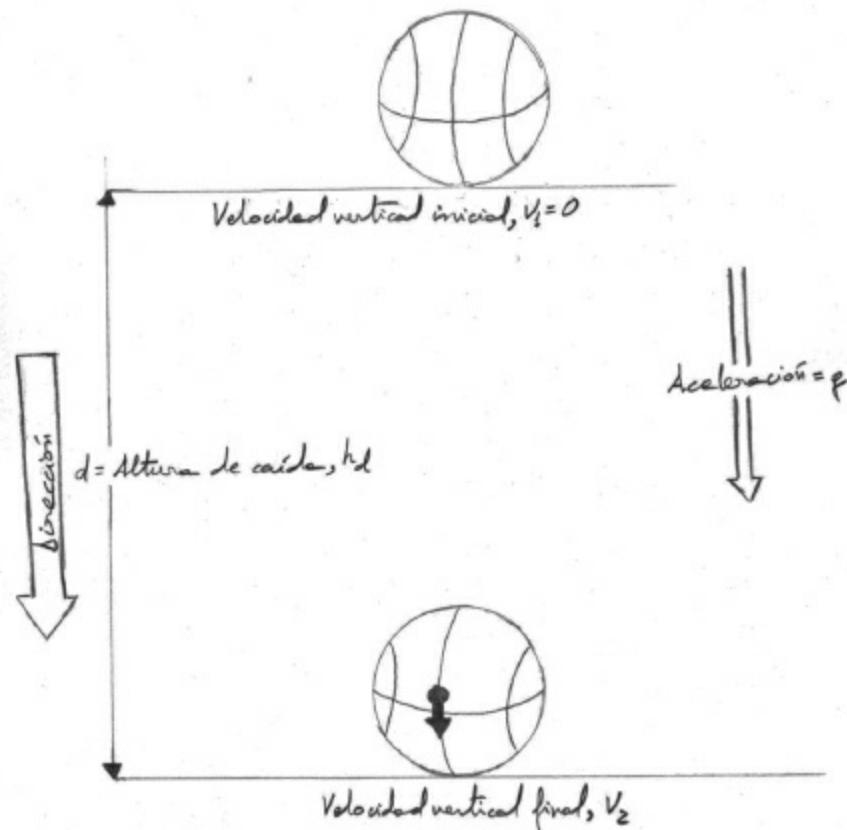


Figura 20. Método de cálculo del coeficiente de restitución entre un objeto y una superficie a partir del cálculo de la altura inicial de caída libre y la altura del rebote. (Adaptado de Hay, 1993.)

PUNTO CLAVE

El ratio entre la velocidad de liberación del objeto y la velocidad del segmento más distal puede ser utilizado como un indicador de rendimiento del golpeo. Cuanto mayor sea el valor del ratio, mayor es la eficacia del golpeo, siendo una medida de la efectividad de la transferencia de velocidad del deportista al objeto.

4.2.3. Fase de vuelo

La fase de vuelo del objeto sigue los mismos principios y leyes que los lanzamientos. La diferencia más importante reside en la velocidad que se logra tras el impacto, que es mucho mayor que la que podríamos producir con un lanzamiento. Se ha de tener en cuenta en este caso que la resistencia frontal que opone el medio al desplazamiento de cualquier objeto guarda una relación cuadrática con la velocidad, de forma que a mayor velocidad del objeto, mayor resistencia del medio a su desplazamiento. Por otro lado, el principio de Bernouilli y el efecto Magnus son especialmente trascendentes en este tipo de acciones.

BIBLIOGRAFÍA

- Ferro, A., Floría, P. (2007) La aplicación de la biomecánica al entrenamiento deportivo mediante los análisis cualitativo y cuantitativo. Una propuesta para el lanzamiento de disco. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte* 7: 49-80.
- Ferro, A., Floría, P., Ferreruela, M., García-Fogeda, A. (2004) Longitudinal biomechanical analysis of individual athletes evolution of the distance of discs throw. En: Van Praagh, E., Coudert, J. (Eds.). *Book of Abstracts of 9th Annual Congress European College of Sport Science*. Clermont Ferrand, Université Blaise Pascal, pág. 340.
- Ferro, A., García-Fogeda, A., Valios, J.C., Blanco, M., Graupera, J.L. (1998) Metodología y modelo de actuación en el proyecto de lanzamiento de disco. En: Aguado, X. (Ed.). *Biomecánica aplicada al deporte I*. León, Universidad de León.
- Ferro, A., Rivera, A., García-Fogeda, A., Pagola, I., Valios, J.C. (1999) Influencia del cambio de peso en la técnica individual de lanzamiento. *Investigaciones en Ciencias del Deporte* 22 25-36.
- Floría, P., Ferro, A. (2006) Biomecánica de la técnica de lanzamiento de disco. Influencia de la trayectoria del disco en la velocidad de liberación. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte* 5 43-75.
- Hay, J.G. (1993) *The Biomechanics of Sports Techniques*. 4th ed. Englewood Cliffs, NJ, Prentice Hall.
- Hay, J.G., Reid, J.G. (1988) *Anatomy, Mechanics, and Human Motion*. Englewood Cliffs, NJ, Prentice Hall.

- Hochmuth, G. (1973) *Biomecánica de los movimientos deportivos*. Madrid, Instituto Nacional de Educación Física.
- Kreighbaum, E., Barthels, K.M. (1996) *Biomechanics. A Qualitative Approach for Studying Human Movement* 4th ed. Needham Heights, MA, Allyn and Bacon.
- Luttgens, K., Wells, K. (1985) *Kinesiología. Bases científicas del movimiento humano*. 7ª ed. Madrid, Augusto E. Pila Teleña.
- McGinnis, P.M. (2005) *Biomechanics of Sport and Exercise*. 2th ed. Champaign, Human Kinetics.

PARA SABE MÁS

<http://coachesinfo.com>. *CoachesInfo* es una página web diseñada para ofrecer la información más reciente a entrenadores, atletas y a todos profesionales con enfoque deportivo. En esta página la información está organizada por deportes con el objetivo de facilitar la búsqueda de artículos enfocados hacia un área específica de vuestro interés.

<http://phet.colorado.edu/en/simulation/projectile-motion>. *Applet* predice la trayectoria de un proyectil a partir de las condiciones iniciales de ángulo, velocidad inicial, masa, diámetro, altura inicial, con y sin resistencia.

<http://www.grc.nasa.gov/WWW/k-12/airplane/soccer.html>. Página web de la Administración Nacional de Aeronáutica y del Espacio de Estados Unidos (NASA) en la que se explica desde un punto de vista biomecánico el vuelo del balón en un golpeo de fútbol. En ella se explica cómo los factores de velocidad, dirección y ángulo de golpeo, así como las condiciones climáticas, influyen en la trayectoria curva del balón en el aire.

<http://wings.avkids.com/Curriculums/Sports/index.html>. En esta página web se puede encontrar información sobre la aplicación de la aerodinámica en el ámbito deportivo. La página está organizada con experiencias prácticas que ayudan a comprender por qué un *frisbee* vuela o la aplicación del *efecto Magnus* en el golf.

<http://engineeringsport.co.uk/2010/06/25/jabulani-a-ball-in-crisis/> En el Campeonato del Mundo de Fútbol de 2010 celebrado en Sudáfrica se utilizó un balón llamado Jabulani. Este balón se caracterizaba por su trayectoria “impredecible”. En esta página web se explica desde la ciencia el comportamiento en vuelo de este balón.

LA BIOMECÁNICA EN EL CICLISMO

22

Zaroso, M.¹, Dr. Pérez, P.² y Dr. Llana, S.²

1. Departamento de Fisiología (Universitat de València)
2. Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València)

RESUMEN

En este capítulo se ofrece una visión general sobre el ciclismo desde una perspectiva biomecánica. La literatura científica en este campo es muy extensa, y existen, además, una gran diversidad de contenidos relacionados con la biomecánica del ciclismo. De este modo, se ha intentado abarcar todos estos contenidos agrupándolos en los siguientes apartados. En primer lugar, se hará un breve repaso a la evolución de la bicicleta y las principales novedades mecánicas que se fueron introduciendo, así como los principales tipos de bicicleta que existen actualmente. A continuación se repasarán los principios físicos relacionados con el sistema bicicleta-ciclista, y en los últimos apartados se incidirá en las principales áreas de interés de la biomecánica en el ciclismo: la eficiencia del pedaleo y la maximización de la potencia, la disminución de las resistencias, el confort y la prevención de lesiones.

1. LA BICICLETA EN EL DEPORTE Y LA ACTIVIDAD FÍSICA

1.1. Historia de la bicicleta

Los orígenes de la bicicleta que conocemos actualmente datan de finales del siglo XVIII, cuando un noble francés, el conde Sivrac, diseñó un nuevo sistema de transporte conocido como *célérifère*, colocando una estructura de madera entre dos ruedas que se encontraban dispuestas una delante de la otra (figura 1a). Durante todo el siglo XIX, la combinación de la necesidad de movilidad a un precio asequible en un entorno urbano y los avances tecnológicos de la época produjeron una rápida evolución de la bicicleta, desde los arcaicos y pesados modelos, hacia un vehículo con el que se podían alcanzar unas velocidades de desplazamiento elevadas y una mejor economía en el desplazamiento y el confort. Muestra de ello son los importantes avances que se desarrollaron a lo largo de este siglo, plasmados en el diseño de diferentes prototipos, cuya evolución reflejaremos a continuación (Kyle, 1995).

En 1817 apareció el *hobby horse*, también llamado la “draisiana” (figura 1b) en honor a su inventor, el varón Karl von Drais. Consistía en dos ruedas de madera unidas por una viga de madera en la que se fijaba el sillín, el manillar y un soporte para pecho y brazos. También se le llamó “máquina para correr” porque la propulsión se conseguía con un movimiento alterno de las piernas empujando sobre el suelo, de forma similar a la marcha o la carrera. Este vehículo supuso poco más que un divertido juguete para la gente pudiente de la época, pero nunca se utilizó como un verdadero medio de transporte.

Cuatro años después, en 1821, Louis Gompertz desarrolló un vehículo de dos ruedas propulsado y dirigido mediante una palanca con engranajes en la rueda delantera que se accionaba con el movimiento de los brazos (figura 1c). En 1839 se utilizaron por primera vez los pedales cuando un herrero escocés, Kirkpatrick MacMillan, ideó una forma de propulsión similar a la de Gompertz, pero utilizando las piernas; éste fue el primer intento de utilizar la potencia producida por las piernas para hacer girar las ruedas directamente a través de un sistema formado por el pedal y la biela (figura 1d).

El primer modelo que fue realmente popular y tuvo un gran éxito comercial fue el *boneshaker* (figura 1e), que apareció alrededor de 1860. El término *boneshaker* se utilizó para designar a aquellos velocípedos con ruedas de madera y llantas metálicas, para distinguirlos de modelos posteriores que iban equipados con neumáticos de goma recubriendo la llanta metálica. El avance tecnológico más importante fue la adición de pedales y bielas a la rueda delantera; además, tenía un mecanismo de dirección bastante

primitivo, por lo que era necesaria una gran habilidad para utilizar este vehículo. Hacia el año 1868, algunos modelos incluyeron unas bielas que podían ser ajustadas a la longitud de la pierna del ciclista.

A principios de 1870 los fabricantes de velocípedos comenzaron a hacer más grande la rueda delantera ([figura 1f](#)) y utilizaron materiales mejores y más ligeros. Las razones de este cambio en el diseño fueron encaminadas a que cada pedalada se tradujera en una mayor distancia de movimiento. El principal material empleado en su construcción era el acero, con lo que el peso se quedó en poco más de la mitad que el de los velocípedos, y tenían ruedas con neumáticos de goma maciza (no hueca). Aunque el propósito de su diseño fue mejorar la eficiencia y seguridad de los velocípedos, eran bicicletas difíciles de controlar.

En el año 1885, el inglés John Kemp Starley diseñó el modelo conocido con el nombre de *rover* ([figura 1g](#)), introduciendo como principal novedad la transmisión por cadena a la rueda trasera. Sin embargo, este modelo tenía una serie de aspectos negativos como un mayor peso y la vibración provocada por la utilización de neumáticos macizos; así, se le fueron añadiendo una serie de sistemas de suspensión en el sillín e incluso en el cuadro.

En las postrimerías del siglo XIX aparece el modelo *pneumatic-tyred safety* o *safety PTS* ([figura 1h](#)). La principal novedad fue la introducción de neumáticos de goma huecos rellenos de aire comprimido, inventados por James Boyd Dunlop en 1888. Este hecho constituyó un gran avance, ya que este tipo de ruedas absorbían mucho mejor la vibración producida por las irregularidades del terreno que el modelo anterior.

PUNTO CLAVE

Tal y como puede observarse, fue en el siglo XIX cuando se desarrollaron todos los elementos que configuran las características básicas de las bicicletas que conocemos actualmente.

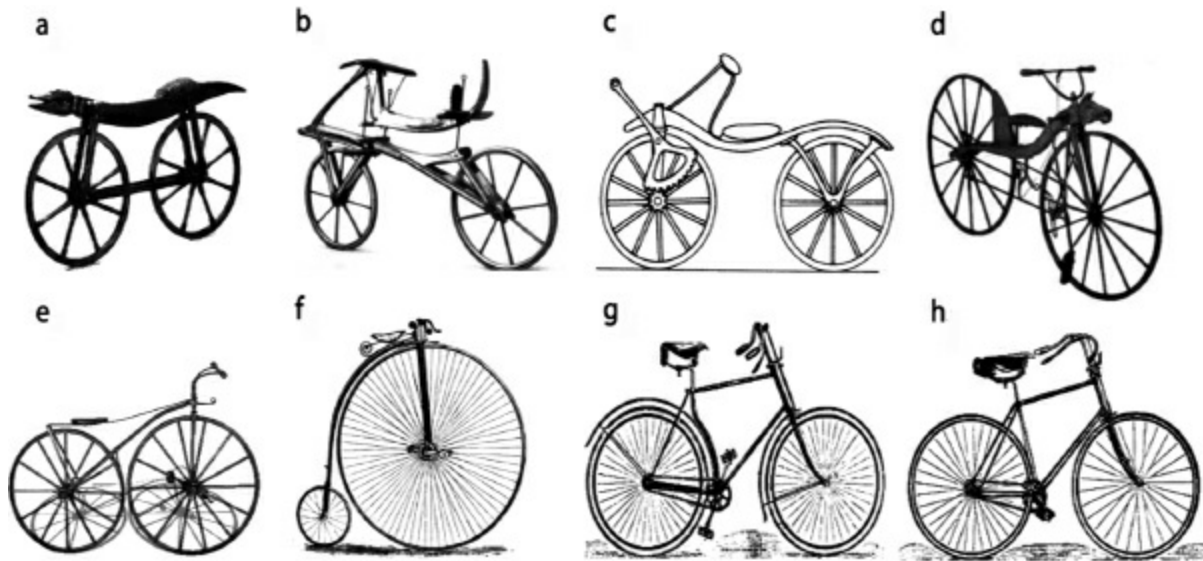


Figura 1. La evolución de la bicicleta en el siglo XIX. a, celerifere, b, draisiana, c, modelo de Gompertz, d, modelo de MacMillan, e, boneshaker, f, high wheeler, g, rover y h, safety PTS.

A partir de este momento, los cambios en el diseño se debieron principalmente a variaciones en la forma o en los materiales para que hiciesen la bicicleta más ligera y nuevos diseños en algunos de sus componentes (ruedas, platos, manillares...), de forma que no se volverían a producir importantes cambios en el diseño de la bicicleta hasta pasados tres cuartos de siglo.

El ciclismo fue adquiriendo popularidad en Europa durante la primera mitad del siglo XX, pero en EE.UU, su importancia fue disminuyendo paulatinamente entre 1900 y 1910 por la aparición del automóvil, que se convirtió en el medio de transporte más utilizado; en Europa, no obstante, el ciclismo se mantuvo como una actividad popular tanto en la vertiente competitiva como actividad recreativa (cicloturismo). Hacia 1960 se produce en EE.UU. un nuevo *boom* en el mundo de la bicicleta, motivado principalmente por la incipiente conciencia sobre el valor del ejercicio y la ventaja de un medio de transporte energéticamente eficiente y comprometido con el medio ambiente. Así, aparecen modelos muy similares a las bicicletas actuales de carretera ([figura 2a](#)), con un diseño de manillar que permitía el pedaleo en diferentes posiciones, neumáticos más estrechos, cambio de velocidades y un sillín más estrecho. Las bicicletas de montaña ([figura 2b](#)) aparecieron a finales de la década de 1980, contando como principales características un cuadro más pesado y resistente, ruedas más anchas, suspensión y manillares que permiten el pedaleo en una posición vertical. En

los últimos años ha aparecido un nuevo modelo de bicicleta, la bicicleta híbrida (figura 2c), como respuesta a las demandas de los consumidores, muchos de ellos descontentos tanto con la fragilidad y la incomodidad de las bicicletas de carretera como con las pesadas bicicletas de montaña.



Figura 2. Bicicleta de carretera (a), bicicleta de montaña (b) y bicicleta híbrida (c).

1.2. Tipos de bicicleta y sus componentes

La bicicleta moderna consiste en un cuadro con varios componentes principales que incluyen el manillar, los frenos, las ruedas, los pedales y el sistema de cambio de marcha (figura 3).

Existen cuatro tipos básicos de bicicleta, cada una de las cuales ha sido diseñada para satisfacer un diferente propósito dependiendo de las necesidades y preferencias del tipo de uso que se le va a dar. Estos cuatro tipos principales son (Burke, 1994):

- Bicicleta de paseo. Se utiliza para recorrer distancias cortas o realizar paseos por el campo y desplazamientos por la ciudad. Existen varios diseños, pero todos ellos tienen en común la priorización de la comodidad y la facilidad en el manejo.
- Bicicleta de montaña. Es una bicicleta pensada para utilizarla en terrenos agrestes, por lo que la resistencia de sus partes es un punto principal. Se trata de una bicicleta de fácil manejo y que da al ciclista un mayor control, en parte gracias a que la posición para el pedaleo es más vertical. Por ello, son ideales para salidas cortas (de 5 a 15 km), pero no son tan adecuadas para largos rodajes porque la posición más vertical durante el pedaleo y la mayor resistencia a la fricción de los neumáticos la hacen más ineficiente para este tipo de salidas.
- Bicicleta de competición. Es una bicicleta de cuadro y ruedas

relativamente grandes en la que la ligereza de todos sus componentes es un elemento fundamental. Tiene unos ángulos del cuadro considerables y ruedas estrechas, por lo que responde al control de manera más rápida pero también más brusca que el resto de bicicletas. El manillar tiene diferentes diseños para que el ciclista adopte una posición más aerodinámica.

- Bicicleta híbrida. La bicicleta híbrida apareció un poco después que las bicicletas todo terreno. Su cuadro combina características de la bicicleta de carretera y la de montaña. Sus ruedas son más estrechas que las de montaña y pesan menos que éstas, siendo sus componentes menos resistentes. Están diseñadas con la idea de ofrecer una bicicleta muy confortable sin sacrificar por ello aspectos más relacionados con el rendimiento.



Figura 3. Componentes principales de la bicicleta. (Modificado de Mellion, 1991.)

Además, pueden encontrarse otros modelos de bicicleta como las bicicletas reclinables, las bicicletas de BMX y trial, el tándem, la bicicleta

urbana plegable, el velomóvil (bicicleta o triciclo bajo, muy aerodinámico, cubierto por un carenado), o las bicicletas adaptadas a personas con discapacidad. Dentro de este último grupo existen bicicletas tándem adaptadas a personas con deficiencia visual, triciclos para personas con problemas graves de equilibrio y “*handbikes*” o triciclos de propulsión con los brazos para personas con afectación de sus miembros inferiores.

2. FUNDAMENTOS MECÁNICOS DE LA BICICLETA

En este apartado se tratarán de forma general los principios físicos relacionados con el sistema bicicleta-ciclista. De este modo, comenzaremos por explicar lo que sucede al subir a la bicicleta y cómo lo primero que hacemos es aprender a mantener el equilibrio, a dirigirla y a imprimirle un movimiento a través del pedaleo gracias a un sistema de transmisión de fuerza desde el pedal hasta la rueda motriz. También es necesario conocer cómo se produce este movimiento y las fuerzas que lo facilitan o lo dificultan, por lo que se explicarán brevemente los principios de la dinámica aplicados a la bicicleta, así como los términos de trabajo y potencia. Por último, se introducirán unos conceptos más relacionados con el rendimiento, como la eficiencia mecánica.

2.1. Equilibrio, fuerza y centro de gravedad

El equilibrio es un estado que poseen los cuerpos cuando sobre ellos no actúa ninguna fuerza ni momento de fuerzas, o, si actúan, conducen a un sistema nulo por compensación. Cuanto mayor sea el peso, la base de sustentación y más bajo se encuentre el centro de gravedad (CDG), mayor será la situación de equilibrio (Sánchez, 1984) (ver [capítulo 5](#)). En el caso de la bicicleta, el equilibrio es inestable puesto que no es fácil de conseguir, y cuando se consigue, la situación de equilibrio dura poco tiempo. Esto se debe principalmente a que los neumáticos de la bicicleta ofrecen una base de sustentación muy pequeña.

El peso de la bicicleta suele variar, desde 6-8 kg para las bicicletas de pista hasta 7-11 y 10-14 para las bicicletas de carretera y de montaña, respectivamente. El peso es una fuerza que se aplica en dirección vertical y sentido descendente, y resulta del producto de la masa del cuerpo por la fuerza de la gravedad. El punto de aplicación, es decir, el lugar donde

podemos suponer que se encuentra concentrada la masa de la bicicleta, es el CDG, situado en la vertical que pasa por el eje de pedaleo y 25 cm por encima de dicho eje (Sánchez, 1984). Sin embargo, cuando el ciclista se encuentra en la bicicleta, la configuración de fuerzas cambia y, con ello, el lugar el CDG del conjunto bicicleta-ciclista.

En la bicicleta actúan principalmente dos tipos de fuerzas: las concurrentes y las paralelas. Como ejemplo de las primeras encontramos las que actúan sobre los radios de la rueda y que evitan su deformación. La fuerza resultante es igual a la diagonal del paralelogramo formado por la fuerza vertical que actúa en sentido opuesto a la que produce el aplastamiento y por la fuerza horizontal que actúa en sentido opuesto a la que produciría su doblado (figura 4a). Por otro lado, encontramos las fuerzas paralelas en el peso del ciclista y el de la bicicleta, fuerzas en las que la resultante es de igual dirección y sentido de las fuerzas que la componen (figura 4b).

Aplicando estos principios podemos deducir la localización del CDG del sistema bicicleta-ciclista. En posición de paseo, por ejemplo, la posición de pedaleo adoptada en una bicicleta de montaña, éste se encontrará en un punto situado por encima del tubo horizontal 15-20 cm por detrás de la vertical que pasa por el eje de pedaleo. Si el ciclista se coloca en posición de carrera, esto es, más inclinado en el manillar como sucede en las bicicletas de carretera, el CDG desciende un poco y se adelanta; con esto, la resultante se encuentra en el tubo horizontal y pasa por encima de la vertical del eje de pedaleo (Sánchez, 1984).

Como se ha dicho anteriormente, puede incrementarse el equilibrio de la bicicleta aumentando el peso, la base de sustentación o haciendo que descienda el CDG. Como no interesa hacer la bicicleta más pesada ni el cuadro más bajo, para hacer que la bicicleta esté en equilibrio estático la maniobra más sencilla es aumentar la base de sustentación. Para ello, basta con añadir un tercer punto de apoyo, para lo cual se han diseñado, por ejemplo, las pequeñas ruedas que se utilizan cuando se aprende a montar en bicicleta.

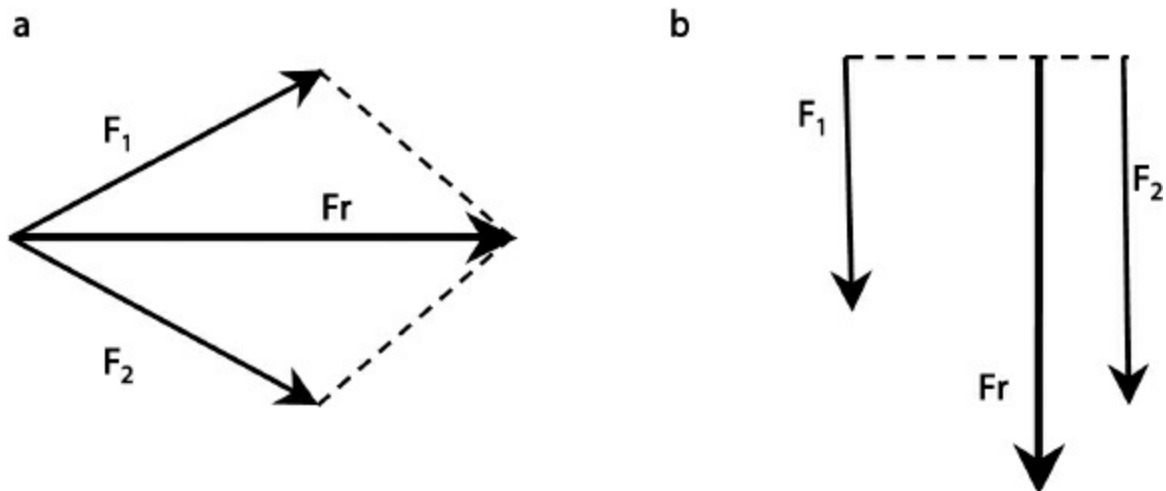


Figura 4. Fuerzas concurrentes (a) y fuerzas paralelas (b); F_r , fuerza resultante.

El mantenimiento del equilibrio en movimiento se obtiene gracias a la acción estabilizadora de las ruedas mediante su acción de giro. Además, la fuerza de giro depende de las características de la rueda, es decir, la estabilidad aumenta cuanto mayor sean el radio de la rueda, la velocidad de giro y el peso de la parte externa de la rueda (neumático y llanta). Por esto, cuando se pedalea a una velocidad elevada, es fácil mantener el equilibrio sin apoyar las manos sobre el manillar. Al pedalear a bajas velocidades, el equilibrio se mantiene gracias a pequeños movimientos del manillar de un lado a otro (figura 5). La explicación es sencilla, y es que al ir despacio se produce un mayor desequilibrio (disminuye la acción estabilizadora por la velocidad de giro de las ruedas), por lo que se gira el manillar de un lado a otro generando una fuerza centrífuga en sentido contrario a la que produce el desequilibrio (Sánchez, 1984).

En las curvas entra en juego además otro componente, la fuerza centrífuga. Esta fuerza actúa hacia fuera a lo largo de todo el radio de la curva y su valor depende del peso del sistema bicicleta-ciclista, del radio de la curva y de la velocidad con la que se toma. Para conseguir que esta fuerza no caiga fuera de la base de sustentación (lo que supondría la pérdida del equilibrio), es necesario inclinarse hacia la parte interior de la curva (con un movimiento que será más o menos pronunciado en función de la velocidad) o bien inclinar el suelo. Esto último es lo que se hace en los velódromos, ya que las velocidades alcanzadas por los ciclistas son tan grandes que la inclinación necesaria para contrarrestar la fuerza centrífuga comprometería seriamente su estabilidad.

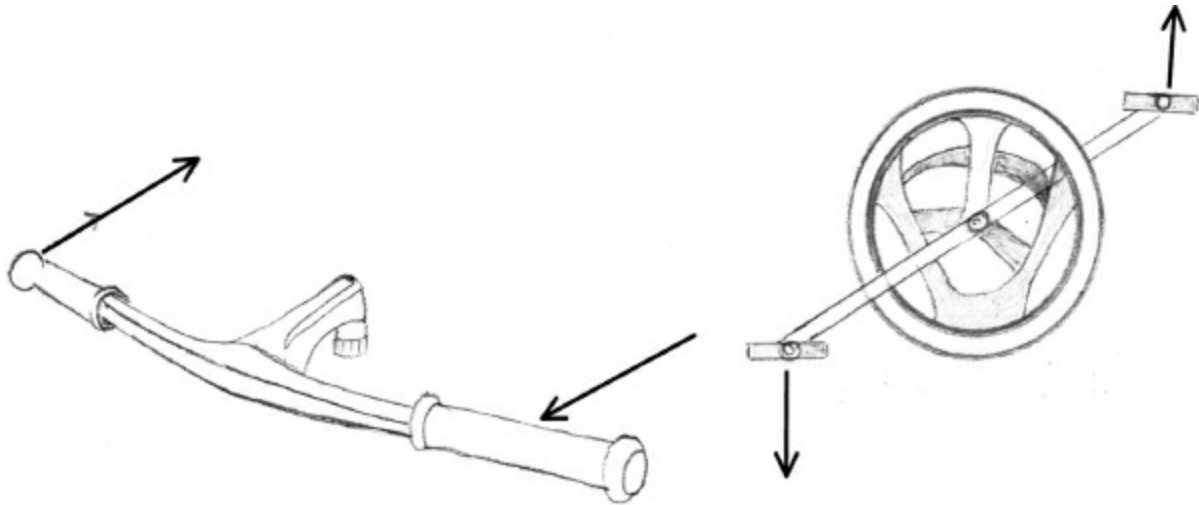


Figura 5. Aplicación de pares de fuerzas en la bicicleta

2.2. La dirección y los pedales

En la bicicleta se aplican una serie de fuerzas que actúan sobre un punto o eje fijo. El efecto de dichas fuerzas, conocido como momento de fuerza, va a depender tanto de la magnitud de la fuerza como de la distancia a la que actúa del eje de movimiento. En este sentido, en el manillar y en los pedales se aplican pares de fuerzas para poder conseguir el efecto deseado, se aplica un par de fuerzas sobre el manillar para dirigir la bicicleta y sobre los pedales para pedalear (figura 6). El momento de este par se define como la suma de los momentos de las dos fuerzas que lo forman, es decir, un sistema formado por dos fuerzas de igual magnitud y dirección, pero de sentido contrario.

El efecto de la fuerza realizada dependerá de su magnitud y de su distancia al eje de movimiento. De este modo, teóricamente, para girar el manillar o pedalear con el mínimo esfuerzo posible, sería necesario aplicar las fuerzas lo más alejado del eje posible. Sin embargo, esto no es factible debido a una serie de limitaciones tanto anatómicas, como de comodidad y reglamentarias (normativas ISO y de la UCI).

2.3. La transmisión del movimiento: relación plato-piñón

Aunque se han ideado diferentes sistemas de transmisión del movimiento de los pedales a la rueda (mediante barras, cardan o correa), el sistema más utilizado es la transmisión por cadena. Con este sistema, la cadena se fija al

plato y al piñón a través de unas estructuras dentadas que llevan en sus bordes. Cuando los pedales se mueven hacen girar al plato, que arrastra la cadena y hace girar al piñón, transmitiendo el movimiento a la rueda trasera. Al estar todas estas piezas “unidas”, el recorrido lineal de la cadena y de los bordes dentados es el mismo, y, por lo tanto, la longitud del arco recorrido es la misma en las dos ruedas dentadas (plato y piñón) que, al tener distintos radios, provocarán que los ángulos girados por uno y otro sean distintos (Sánchez, 1984).

PUNTO CLAVE

Un mismo trabajo puede ser generado con distintas combinaciones de plato-piñón, de manera que una fuerza grande que se aplica durante un recorrido corto puede producir el mismo trabajo que una fuerza pequeña con mayor recorrido.

El número de dientes de los platos suele oscilar entre 28 y 52, mientras que el de dientes de cada piñón se sitúa entre 13 y 28, con lo que la fuerza aplicada realiza un trabajo que varía según la combinación utilizada. El ratio de marchas es la relación entre el tamaño del plato y el piñón (ratio de marcha = nº de dientes del plato / nº de dientes del piñón). Ratios de marcha mayores resultan en una mayor resistencia al pedaleo, mientras que ratios menores producen una menor resistencia y permiten pedalear a cadencias más elevadas.

2.4. La dinámica

La dinámica estudia las relaciones que se establecen entre las fuerzas, las masas de los cuerpos sobre las que actúan y las aceleraciones, es decir, la implicación de las fuerzas en los cambios de movimiento (ver [capítulo 6](#)). Estas relaciones están recogidas por las tres leyes de la dinámica formuladas por Newton en el siglo XVII, y tal como veremos a continuación, pueden verse reflejadas en la bicicleta.

La primera ley de la dinámica o ley de la inercia afirma que, en ausencia de fuerzas exteriores, todo cuerpo continúa en su estado de reposo o de movimiento rectilíneo uniforme a menos que actúe sobre él una fuerza que le obligue a cambiar dicho estado. Si el rozamiento no existiese, el ciclista

podría mantener el movimiento, una vez iniciado el mismo, sin tener que aplicar ninguna fuerza adicional.

La segunda ley de la interacción de la fuerza mantiene que la fuerza que actúa sobre un cuerpo es directamente proporcional al producto de su masa y su aceleración ($F = m.a$), de la que se extrae que, para una misma fuerza, la aceleración será mayor cuanto menor sea la masa del sistema bicicleta-ciclista; de aquí la importancia de buscar la relación adecuada entre ambas variables (fuerza y masa) en función de la disciplina ciclista que se practique.

La tercera ley de acción y reacción dice que por cada fuerza que actúa sobre un cuerpo, éste realiza una fuerza igual pero de sentido opuesto sobre el cuerpo que la produjo. Mediante esta ley se explica por qué se desplaza la bicicleta, y es que, como las ruedas se encuentran fijadas al suelo, al pedalear ejercen una fuerza horizontal que arrastra el pavimento hacia atrás; como el pavimento no cede, se genera una fuerza horizontal en sentido contrario al de las ruedas que hace avanzar la bicicleta.

2.5. El trabajo

Cuando las fuerzas actúan sobre un cuerpo, realizan un trabajo determinado que es el producto de la magnitud de la fuerza por la distancia que recorre el cuerpo, siempre que la dirección y sentido de la fuerza coincidan con la dirección y sentido del desplazamiento.

PUNTO CLAVE

En el caso de la bicicleta, el trabajo realizado por un pedal en una vuelta será el producto de la fuerza aplicada por la longitud de la circunferencia descrita ($W = F \cdot 2 \cdot \pi \cdot r$), donde π es la constante, y r el radio de la circunferencia.

Debe tenerse en cuenta que la fuerza aplicada en los pedales es variable (figura 6a). Al principio del ciclo de pedaleo las fuerzas aplicadas son pequeñas y en general dirigidas ligeramente hacia delante; cuando la biela se encuentra en una posición horizontal (90-110°), las fuerzas son mayores y dirigidas casi perpendicularmente a la biela. Por último, durante la fase de recobro, las fuerzas son pequeñas y se dirigen en contra de la dirección de movimiento del pedal, considerándose una fase negativa en el ciclo de

pedaleo.

Como en la bicicleta tenemos dos pedales, debe tenerse en cuenta el efecto combinado de las fuerzas aplicadas a cada pedal, es decir, el par neto. Este par neto también varía durante el ciclo de pedaleo (figura 6b), encontrando dos picos que coinciden con la fase de impulso de ambos pedales. El par neto es ligeramente inferior que la fuerza desarrollada en un solo pedal, ya que uno de los pedales se encuentra en fase negativa cuando el otro está desarrollando la mayor fuerza.

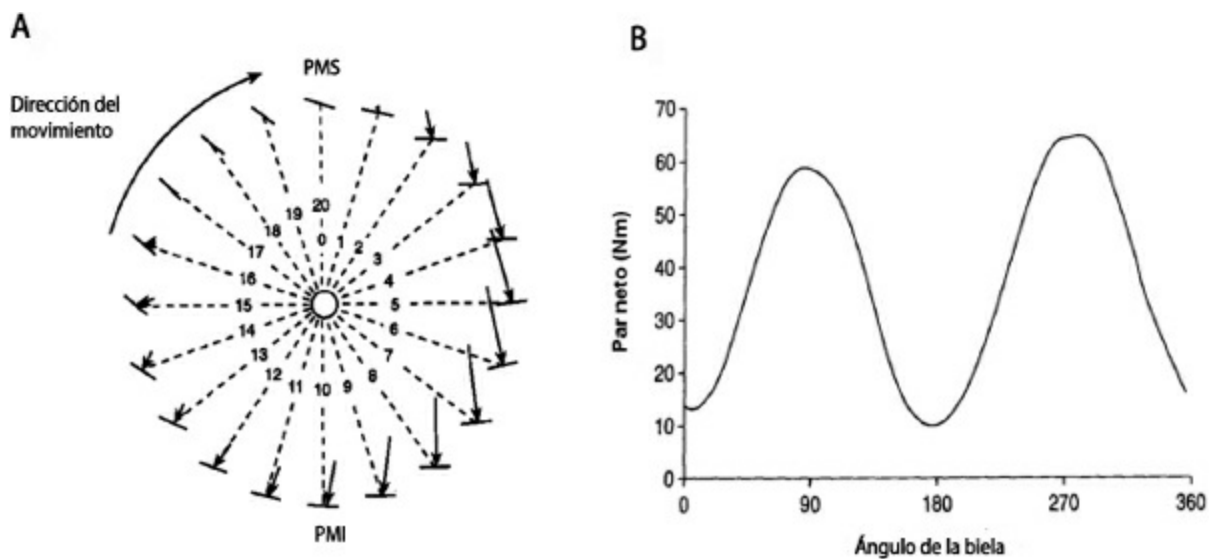


Figura 6. Fuerzas aplicadas en el ciclo de pedaleo (A). Variaciones en el par neto de fuerzas (B). (Broker, 2003). PMS, punto muerto superior; PMI, punto muerto inferior.

Además, suele encontrarse una cierta asimetría en el par neto registrado en el ciclo de cada pedal, que puede deberse a la diferencia en la aplicación de la fuerza tanto durante la fase de impulso como en la fase de recobro. Generalmente, los ciclistas suelen ejercer más fuerza con una de sus piernas durante el pedaleo.

2.6. El trabajo perdido

En la bicicleta no todo el trabajo aplicado por el ciclista se aprovecha y es transmitido a la bicicleta, sino que parte de él se pierde. A continuación veremos cuáles son los responsables de esa pérdida de trabajo y las medidas que pueden adoptarse para evitar dicha pérdida (Sánchez, 1984).

2.6.1. La energía cinética de rotación

La energía cinética de rotación sirve para mantener la estabilidad, pero también puede considerarse como una pérdida de energía que no se emplea en la traslación. Como la energía cinética de rotación guarda una relación directa con la masa de la rueda, para evitar que aumente demasiado, es necesario que la masa sea la menor posible (siempre teniendo en cuenta las limitaciones existentes según el modelo de bicicleta).

2.6.2. El rozamiento

En la bicicleta existen diferentes partes móviles con superficies en contacto sobre las que pueden aparecer fuerzas, causadas por las irregularidades de sus superficies, que dificulten su movimiento. Por ello es importante realizar un mantenimiento periódico de elementos como la cadena o el eje de movimiento de los pedales. En el caso de la cadena, además del buen estado de conservación, es necesario que exista un perfecto acoplamiento con los dientes del plato y los piñones, ya que el trabajo perdido en el roce de la cadena puede llegar al 5% del trabajo total aplicado.

Al variar las características del terreno por el que se pedalea, cambian las características de las superficies y con ello también los coeficientes de rozamiento. Esta resistencia puede tener una gran influencia sobre la potencia producida a bajas velocidades y, además, está relacionada de forma inversa con el radio de la rueda (Faria *et al.*, 2005).

2.6.3. La resistencia del aire

Al desplazarse, el ciclista se encuentra con una resistencia al avance, la resistencia del aire, que guarda una relación directa con la velocidad, con la superficie y con la forma del conjunto. La resistencia del aire es proporcional al cubo de la velocidad, por lo que es el principal factor que condiciona el gasto de energía a altas velocidades (Faria *et al.*, 2005). Además, si el aire se mueve con relación al ciclista puede aumentar la resistencia en caso de que vaya en contra, o disminuirla si va a favor. Este apartado se ampliará más adelante.

2.7. La potencia

La potencia mecánica entregada por el ciclista es la cantidad de energía mecánica producida por segundo, es decir, el trabajo realizado por unidad de tiempo. Generalmente se expresa en julios/segundo o en vatios (W) y, en el caso de los motores de vehículos, suele hablarse de caballos de potencia (1 caballo = 600 W).

PUNTO CLAVE

Muchos ciclistas pueden alcanzar picos de potencia de 600 a 1.200 W en un esprint y los esprinters de élite pueden producir hasta 2.300 W; las sesiones de rodaje suelen moverse entre 100 y 200 W.

La máxima producción de potencia ($W_{\text{máx}}$) suele utilizarse como una medida para evaluar el rendimiento del ciclista, utilizándose para ello un test incremental en el que la carga va aumentando en un tiempo determinado hasta que el ciclista no puede continuar; la carga de trabajo en ese punto se considera la W_{max} .

En el laboratorio puede medirse utilizando un cicloergómetro, mientras que durante los rodajes e incluso las pruebas ciclistas pueden emplearse medidas directas (figura 7) a través de potenciómetros como el Look MaxOne® (A), sensores de potencia en pulsómetros Polar Cs600® (B), sistema Ergomo® (C), potenciómetros de rueda Power Tap®(D) y finalmente el más empleado en la actualidad, tanto en entrenamiento como en competición, el SRM® (*Schoberer Rad Messtechnik*) (E). El más popular es el SRM®, que permite conocer en el momento y de forma continua la potencia que está desarrollando el ciclista, existiendo modelos que proporcionan también datos relacionados con la velocidad o con la distancia recorrida. Su éxito viene dado por su gran precisión, simplicidad en el uso, su solidez ante terrenos irregulares y su gran adaptabilidad a diferentes tipos de bicicletas; no obstante, presenta una serie de inconvenientes, además del elevado precio, como la necesidad de utilizar unas bielas determinadas y su peso (entre 700 y 850 g).

2.8. La eficiencia del pedaleo

Uno de los principales determinantes del rendimiento en ciclismo es la eficiencia mecánica del pedaleo. Existen varios cálculos relacionados con la eficiencia/economía del pedaleo, siendo utilizado generalmente el de la eficiencia bruta, que puede definirse como la relación entre el trabajo realizado y la energía utilizada (Faria *et al.*, 2005). En este sentido, nuestro organismo no tiene una eficiencia mecánica del 100%, ya que sobre el 75-90% de la energía producida se disipa en forma de calor, mientras que sólo se aprovecha un 10-25%. Este apartado será explicado con más detalle en puntos posteriores del capítulo.

PUNTO CLAVE

En el mejor de los casos, el 25% de la potencia generada por los músculos se transfiere a la bicicleta, es decir, por cada Julio de energía entregado a la bicicleta, los músculos del ciclista deben producir 4.

3. PRINCIPALES ÁREAS DE INTERÉS DE LA BIOMECÁNICA EN EL CICLISMO

En la actualidad, la investigación biomecánica en este deporte está ganando bastante importancia, persiguiéndose el objetivo de conseguir una posición en la bicicleta lo más aerodinámica y eficiente posible. La posición correcta en la bicicleta está influida por varios factores: la eficiencia mecánica y la máxima potencia desarrollada, la disminución de las resistencias y el confort.

Los dos primeros factores son los que más atención han recibido en la investigación en biomecánica deportiva, siendo abordada desde la vertiente más relacionada con el deporte y la competición, es decir, aquella que ve la bicicleta como un instrumento para poder alcanzar el mayor rendimiento y las mejores ventajas mecánicas posibles, evaluando generalmente variables de rendimiento fisiológicas y biomecánicas. Existen dos formas básicas de estudio que han sido llevadas a cabo en la literatura científica: la optimización analítica (*analytical optimization analysis*) y las pruebas de rendimiento humano (*human performance testing*) (Gonzalez y Hull, 1989).



Figura 7. *Sistemas de medición directa de potencia en ciclismo (Pérez et al., 2010).*

En la optimización analítica, las medidas de rendimiento toman la forma de funciones de coste objetivas que deben ser maximizadas o minimizadas en función de la variable, para desarrollar modelos matemáticos que permiten abordar el problema desde una perspectiva multivariable. Por otro lado, las pruebas de rendimiento humano tratan de evaluar el efecto de una serie de variables biomecánicas sobre medidas de rendimiento como el consumo de oxígeno (VO_2) o la frecuencia cardíaca. La optimización de variables biomecánicas y fisiológicas ocurre cuando la transferencia de energía desde el cuerpo humano hasta la bicicleta también se optimiza.

Los estudios sobre confort no son tan abundantes, siendo muchos de ellos estudios epidemiológicos y descriptivos. Al utilizar la bicicleta como medio de transporte o en actividades como el ciclismo recreativo, el confort cobra una mayor importancia frente al rendimiento; no obstante, el estudio del confort ha estado siempre relegado a un segundo plano en la investigación, principalmente centrada en la eficiencia mecánica y el rendimiento.

A continuación veremos con más detalle cada uno de estos 3 factores que determinan la posición del ciclista en la bicicleta.

4. LA EFICIENCIA EN EL PEDALEO Y LA MAXIMIZACIÓN DE LA POTENCIA

Junto con la posición sobre la bicicleta, la pedalada es una de las acciones técnicas más importantes que determinan el rendimiento. Se trata de una acción de carácter cíclico, basada en una cadena cinética cerrada y/o empuje. Generalmente se emplea la trayectoria de la biela como elemento de referencia para definir las fases de pedaleo, comprendiendo un ciclo de pedal la circunferencia delimitada por el giro de la biela. En cuanto a la nomenclatura de las fases, existen diversas opciones, pudiéndose describir

tantas como fracciones de circunferencia recorre la biela (figura 7). En este sentido, una clasificación bastante sintética podría ser aquella que durante las fases del pedaleo diferencia dos fases de punto muerto (superior-biela 0° e inferior-biela 180°), una fase activa donde aproximadamente se produce la mayor potencia (anterior-biela 90°) y finalmente la fase de recobro (posterior-biela 270°) antes de reanudar nuevamente el ciclo de pedaleo. En cuanto a la participación de los diferentes grupos musculares en las articulaciones más determinantes durante el pedaleo (coxofemoral, rodilla y tibiotarsiana), según la posición que ocupa la biela, se observa (Pérez *et al.*, 2010):

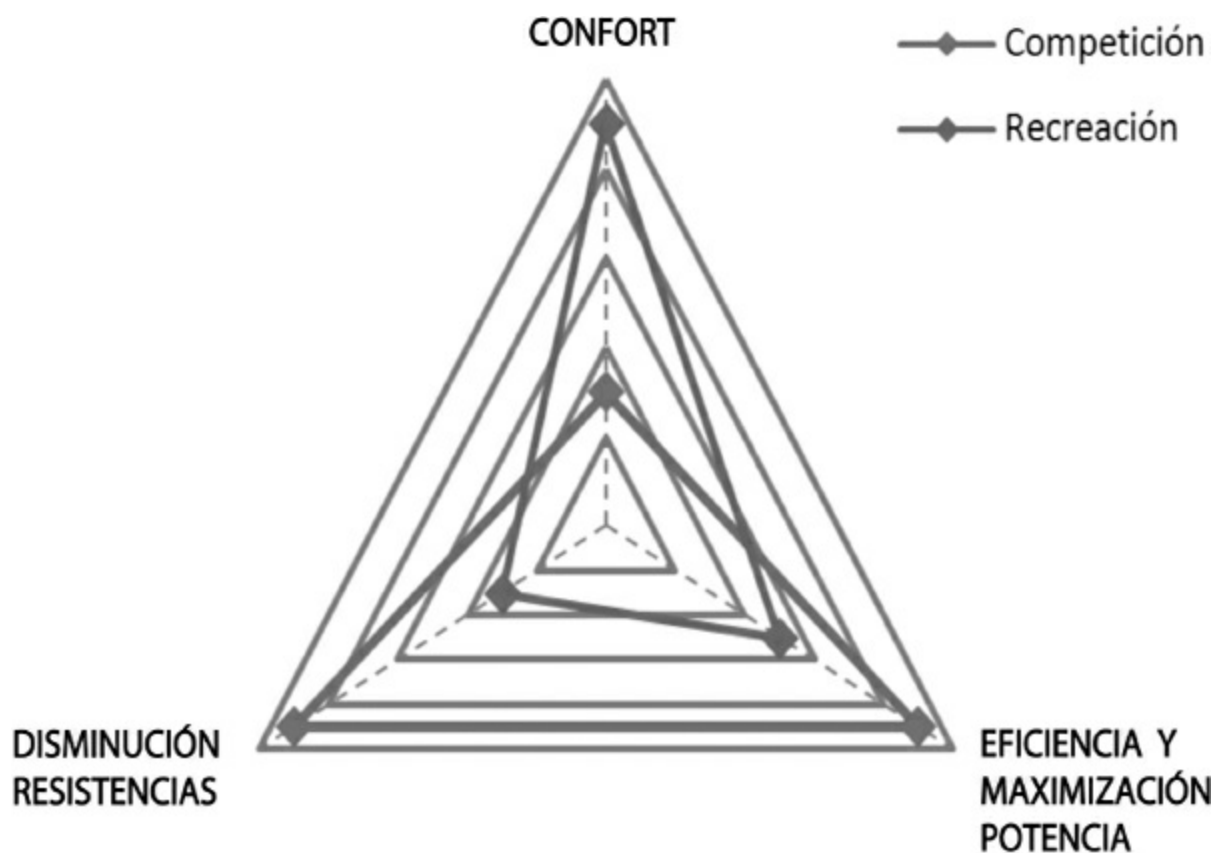


Figura 8. Factores determinantes de la posición del ciclista.

- De los 20° a los 145°, se produce la extensión del muslo gracias a la acción del glúteo mayor, tensor de la fascia lata e isquiotibiales. La extensión de la pierna se debe a la acción de los cuádriceps por medio del vasto externo y el crural. La extensión del pie se produce por la acción del tríceps sural con la colaboración de los grupos retromaleolares (interno y externo). Durante esta fase se produce la

mayor cantidad de potencia del ciclo de pedaleo en el momento descendente.

- De los 145° a los 215°, se observa cómo el pedal pasa de la fase oblicua a la horizontal, siendo el instante de transición en el cual existe un momento de máxima coordinación entre la musculatura agonista y antagonista. Esta fase se conoce como uno de los denominados “puntos muertos” de la acción de pedaleo, y es un momento de inversión donde se pasa de completar la extensión del miembro inferior y se inicia la flexión del mismo. Se puede dividir en dos subfases: 1) de 145° a 180°, con una extensión del tobillo por la acción del sóleo, y 2) de 180° a 215°, con una flexión activa del miembro inferior, donde la pierna se flexiona de 150° a 135° sobre el pie; la rodilla también se flexiona en este caso sobre el muslo y pasa de 150° a 125°.
- De los 215° a los 325°, se produce el recobro del miembro inferior. Este momento del ciclo supone una fase de escaso rendimiento, pues existe una subfase activa y otra pasiva, donde se producen movimientos de elevación del pie. En dicha fase, la musculatura empleada no resulta muy potente, debiendo actuar en contra de la fuerza de la gravedad. El pie en este momento flexiona 15° el tobillo. La flexión del muslo se realiza mediante la acción del psoasíliaco, el recto anterior y el sartorio. La pierna se flexiona mediante la activación de los músculos isquiotibiales, poplíteos y bíceps femoral. De esta forma el pie se flexiona gracias a la acción del tibial anterior, el extensor común de los dedos y el extensor propio del primer dedo.
- Finalmente, la última parte del pedaleo es similar a la fase descrita como transición, en este caso de la fase de recobro a la fase de empuje, produciéndose en este momento un corto período de punto muerto. En esta fase, la amplitud de movimientos de la rodilla y de la cadera es mínima, mientras que la del pie es bastante grande al pasar de estar extendido a 140° a una flexión de 105°.

Entre las variables más importantes que afectan el pedaleo y/o la postura del ciclista, y con ello la transferencia de energía desde el cuerpo humano hasta la bicicleta, destacan (Gonzalez y Hull, 1989): la cadencia de pedaleo, la altura del sillín, el ángulo del tubo del sillín, la longitud de la biela y la interfaz pie-pedal (sobre todo la posición longitudinal del pie en el pedal).

A continuación se presentará una explicación de cada una de estas

variables y las principales conclusiones a las que han llegado las investigaciones más relevantes.

4.1. La cadencia de pedaleo

La cadencia o frecuencia de pedaleo es el número de vueltas que da el pedal por minuto. Se trata de una variable ampliamente estudiada dada su relación con el rendimiento en el ciclismo, aunque no existe un claro consenso que determine la selección de la cadencia óptima (Faria *et al.*, 2005). Diversos factores pueden alterar la cadencia óptima o la cadencia preferida por los ciclistas, incluyendo la duración del ejercicio, el tipo de prueba que se realice (de campo o de laboratorio), el nivel de preparación del individuo, la forma de pedaleo o la elevada variabilidad interindividual, que se observa incluso entre los ciclistas entrenados de condición física similar (Lucia *et al.*, 2003).

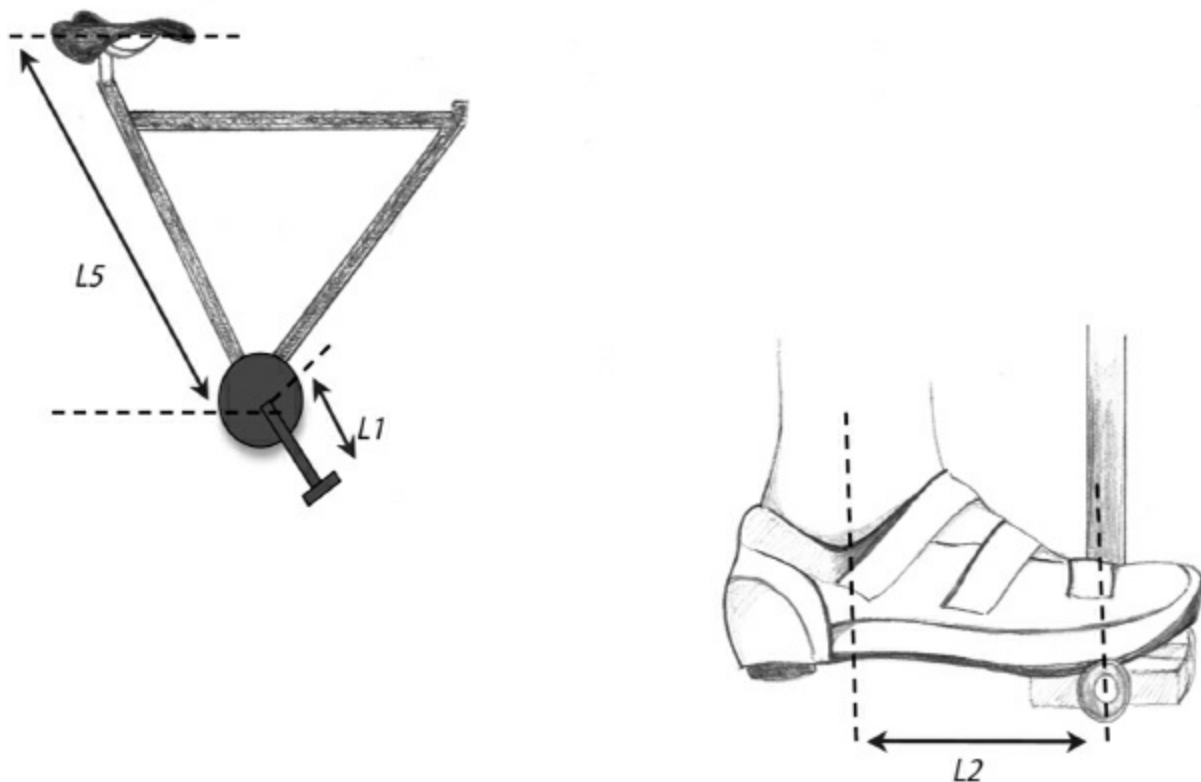


Figura 9. Variables que afectan la transferencia de energía desde el cuerpo humano hasta la bicicleta (Gonzalez y Hull, 1989).

Se conoce que la cadencia de pedaleo óptima varía de forma lineal con la

resistencia, de forma que la cadencia más económica tiende a incrementar a medida que lo hace la resistencia (y, por tanto, la potencia que debe producirse para vencerla). Por ejemplo, Seabury *et al.* (1977) encontraron que la cadencia más eficiente aumentaba desde 42 rpm a 40 W hasta 60 rpm a 327 W. El incremento en la cadencia de pedaleo es un fenómeno lógico cuando se tienen en cuenta las fuerzas necesarias para realizar el trabajo. Si un ciclista mantuviera una cadencia estable de 50 rpm, al aumentar la resistencia, la fuerza media necesaria para impulsar el pedal aumentaría desde 109 N a 100 W hasta 328 N a 300 W; si se aumenta la frecuencia de pedaleo al incrementar la resistencia, a 300 W la fuerza necesaria para impulsar el pedal pasaría a ser de 207 N con una frecuencia de pedaleo de 79 rpm.

También se conoce que una potencia determinada puede conseguirse con diferentes cadencias, por lo que existen varias combinaciones entre cadencia y resistencia con las que el sujeto puede conseguir una misma potencia. Sin embargo, el mismo nivel de activación muscular no es suficiente para conseguir la potencia deseada con todas las combinaciones existentes de cadencia-resistencia, por la relación intrínseca fuerza-velocidad. Considerando que los músculos están compuestos de dos tipos principales de fibras (FT y ST), existe una cadencia óptima (nivel mínimo de activación) para generar una potencia dada.

La cadencia de pedaleo influye en la aparición de la fatiga neuromuscular, además de tener efecto en el tipo de fibras musculares que se reclutan. Por ejemplo, al aumentar la cadencia de pedaleo de 50 a 100 rpm, se reclutan una menor cantidad de fibras rápidas (tipo II) en comparación con las fibras lentas (tipo I). Este reclutamiento se produce como respuesta a la reducida fuerza necesaria por revolución en cadencias más altas para una potencia dada. En consecuencia, una cadencia de 100 rpm no es demasiado elevada para que las fibras lentas contribuyan de forma efectiva a mantener la velocidad, de forma que mientras no se alcance una velocidad máxima, el ciclista minimizará el reclutamiento de fibras rápidas manteniendo una elevada cadencia con una baja resistencia, con menos dependencia de las fibras rápidas, evitando así la aparición prematura de la acidosis (Faria *et al.*, 2005).

La [figura 10](#) muestra la relación potencia-cadencia para el mismo nivel de activación (Mc Intosh *et al.*, 2000).

La cadencia de pedaleo óptima se ha estudiado en función de diferentes variables cardiorrespiratorias, la producción y eliminación de lactato o el esfuerzo percibido. Así, en ciclistas entrenados, la cadencia óptima para

alcanzar la mayor eficiencia bruta es de 60 a 80 rpm para cargas de trabajo moderadas o altas, mientras que en función de la frecuencia cardíaca varía de 60 a 100 rpm con un pico óptimo de 80 a 90 rpm para cargas de bajas a moderadas y 100 rpm para cargas elevadas. La cadencia óptima en función del esfuerzo percibido se encuentra entre 60 y 100 rpm, con un pico óptimo a las 80 rpm, al igual que la cadencia óptima para prevenir una elevada concentración de lactato.

Existe un consenso general respecto a que los ciclistas entrenados utilizan una cadencia relativamente mayor (>90 rpm) y son más eficientes a cadencias más elevadas. Lucia *et al.* (2003) presentan una serie de ventajas/desventajas teóricas en función de la cadencia, destacando que:

- En cadencias bajas (< 60-70 rpm), se registran valores más bajos en cuanto a frecuencia cardíaca y VO_2 , y la economía en el pedaleo y la eficiencia son mayores. Por el contrario, aumentan la tensión en los músculos y disminuyen el flujo sanguíneo en el cuádriceps.
- Al utilizar cadencias elevadas (> 90 rpm), se mejora el flujo sanguíneo en las piernas y se minimiza la tensión local muscular; estas ventajas podrían compensar el mayor coste en cuanto a VO_2 de las cadencias más altas y explicar por qué los ciclistas entrenados, a pesar de ello, prefieren estas cadencias.

4.2. La altura del sillín

La altura del sillín puede definirse como la distancia desde el eje de pedalier hasta la superficie del sillín (medida a lo largo del tubo del sillín), o bien la distancia del punto más alto del sillín a la superficie del pedal (medida a lo largo del tubo con la biela en la posición más baja y paralela al tubo).

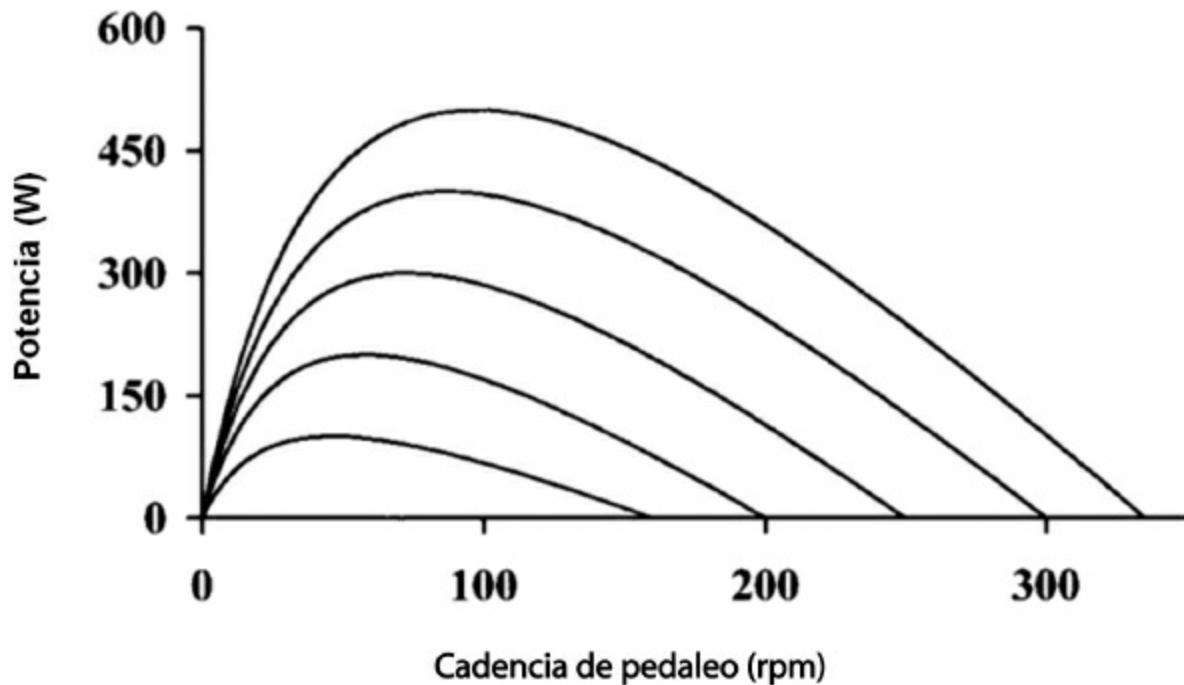


Figura 10. Relación potencia-cadencia para el mismo nivel de activación muscular. Cada línea representa el mínimo nivel de activación muscular requerido para conseguir la potencia deseada. El modelo también ilustra que hay una única cadencia en la que esta mínima activación puede generar la potencia deseada. (Modificado de McIntosh et al., 2000).

La altura del sillín ha sido ampliamente estudiada en la literatura especializada, puesto que su manipulación resulta en alteraciones del rango de movimiento de cadera, rodilla y tobillo, así como en las velocidades angulares de los segmentos corporales que constituyen estas articulaciones y, en definitiva, en la pedalada. Estas variaciones afectan, además, las velocidades y el rango de acortamiento de los músculos que cruzan dichas articulaciones, lo que tiene un efecto directo en la producción de energía y, en determinadas ocasiones, en el desencadenamiento de lesiones por sobrecarga; dado que un ciclista que pedalea a 90 rpm realiza 5.400 ciclos de pedaleo en 1 hora, una altura de sillín incorrecta podría ocasionar una gran tensión en la rodilla y provocar la aparición de lesiones como la condromalacia.

La flexión y extensión de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo debe ocurrir dentro de ciertos límites para obtener una elevada producción de potencia al tiempo que se mantiene un movimiento de pedaleo sin interrupciones. Al cambiar la longitud del sillín, se cambia el rango de los ángulos articulares durante el ciclo de pedaleo, provocando: (1) un cambio relevante del estiramiento o acortamiento de los músculos implicados en el movimiento, de forma que cambia su comportamiento en la curva tensión-

longitud del músculo, y (2) un cambio en los brazos de palanca con los que traccionan los músculos. Estos dos cambios dan lugar a modificaciones en las denominadas “curvas de fuerza” de las articulaciones (Hay, 1992), lo que puede implicar un incorrecto aprovechamiento del momento de fuerza generado por las articulaciones.

La determinación de la altura óptima del sillín supone encontrar el equilibrio entre la efectividad (producción de energía/suministro de energía) y la eficiencia (suministro de energía/uso de energía). A lo largo de las últimas cuatro décadas se han desarrollado una serie de métodos científicos y otros de tipo empírico para el establecimiento de la altura óptima del sillín. Entre los métodos empíricos o de observación, el más simple y rápido es la estimación a partir de la longitud de la pierna: el ciclista pedalea sobre un rodillo, sentado en la parte central del sillín, en una posición en la que se encuentre cómodo; pasados unos minutos, coloca los talones en el pedal y pedalea hacia atrás, de forma que la altura de sillín debe fijarse en el punto en que los talones mantienen el contacto con los pedales sin que se produzca un excesivo balanceo de las caderas cuando el ciclista alcanza el punto muerto inferior.

Por su parte, en la literatura científica, la altura óptima de sillín se ha estudiado basándose en la producción de potencia, el VO_2 y el consumo calórico. Para su determinación se han empleado dos medidas anatómicas, que son la altura trocánterea (distancia medida desde el suelo hasta el trocánter mayor del fémur) y la altura de la sínfisis púbica o longitud de entrepierna (distancia desde el suelo a la sínfisis púbica). Entre las diferentes medidas para regular la altura de sillín destacan (Zarzoso, 2008):

- A. El método de Hamley y Thomas (1967). Consiste en multiplicar la longitud de entrepierna por 1,09, tomada con el calzado que utiliza normalmente el ciclista. El número resultante sería la altura óptima de sillín, que se mediría desde la superficie del pedal hasta la superficie del sillín. Años más tarde, Nordeen-Snyder, utilizando el VO_2 como medida de eficiencia durante la realización de ejercicio aeróbico, comprobó que la altura óptima de sillín era el 107% de la longitud de entrepierna, obteniendo unos resultados muy similares a los de Hamley y Thomas. De este modo, la posición del sillín al 109% de la longitud de entrepierna determinada por Hamley y Thomas puede considerarse como la “altura máxima de sillín”, mientras que la longitud del 107%

que estableció Nordeen-Snyder sería la “altura de sillín óptima”, ya que permitía mantener una elevada producción de potencia durante mayor tiempo.

- B. Van der Plas (1986) utilizó la longitud de los segmentos óseos de pierna y pantorrilla. Su método consistía en medir, con el ciclista de pie, apoyado en una pared y las piernas ligeramente separadas, la longitud desde el trocánter mayor hasta el cóndilo femoral externo (L1) y la longitud desde el maléolo externo hasta el cóndilo externo (L2). La altura del sillín se calcula con la fórmula: $(L1+L2) \cdot 0,96$.
- C. El ciclista Greg Lemond, ganador del Tour de Francia en 3 ocasiones, también estableció un método para determinar la altura óptima de sillín. Este procedimiento consistía en multiplicar la longitud de entrepierna por 0,883. Esta medida se aplicaría desde el eje de pedalier hasta la superficie del sillín.
- D. Por su parte, Holmes propuso en 1994 un método de determinación de la altura óptima de sillín para reducir el riesgo de lesiones por sobrecarga basado en el rango de movimiento de la rodilla. Según estos autores, la altura de sillín ideal es aquella que, con el pedal en la posición más baja posible, permite un movimiento de 25 a 30° de la pierna extendida (figura 11). Para medir este ángulo se toman como referencia el trocánter mayor del fémur, el cóndilo externo y el maléolo externo de la pierna extendida.

Recientemente, Peveler y colaboradores compararon la producción de potencia anaeróbica entre el método de Hamley y el de Holmes, en sujetos entrenados y no entrenados. Tras el análisis de los resultados obtenidos recomiendan, basándose tanto en criterios de rendimiento como de prevención de lesiones, que la altura del sillín se determine de forma que el ángulo de rodilla se encuentre entre 25° y 35°, preferiblemente más cercano a 25°. Posteriormente examinaron el efecto de la altura de sillín en la producción de potencia aeróbica usando ambos métodos, recomendando que la altura de sillín se determine utilizando un ángulo de rodilla de 25° para mejorar el rendimiento y evitar la aparición de lesiones por sobreesfuerzo.

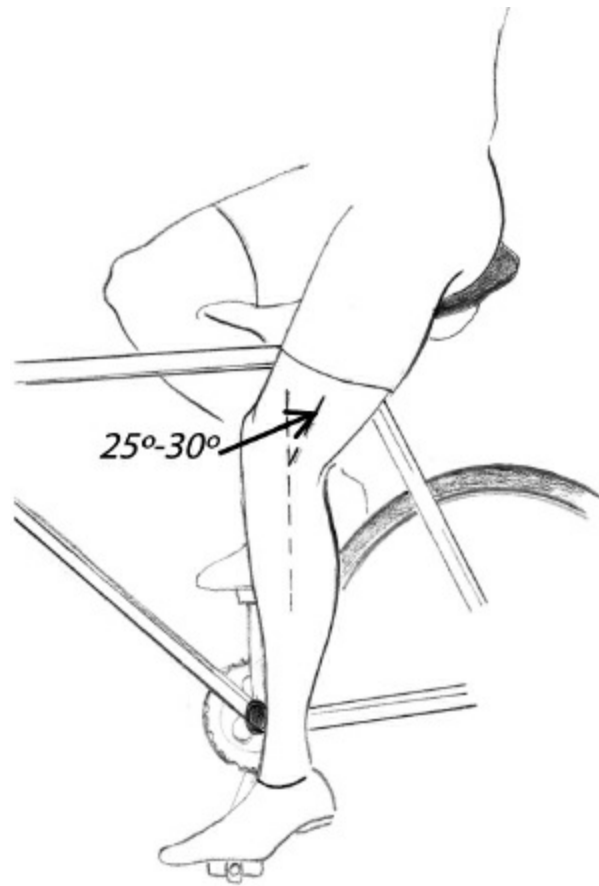


Figura 11. Método de Holmes para determinar la altura óptima de sillín (Burke, 1994).

Sin embargo, debe tenerse en cuenta que todos estos métodos suponen una estimación, y tras realizar un ajuste inicial, el ciclista debe decidir según sus propias sensaciones si es apropiado realizar ligeros ajustes, recomendándose que estos ajustes se lleven a cabo con pequeñas variaciones de 6 mm (Mellion, 1991)

Las consecuencias derivadas de un ajuste incorrecto del sillín inciden en:

- A. Si se incrementa la altura del sillín, se produce un aumento en la extensión de la rodilla y el tobillo; la flexión plantar del tobillo aumenta cerca del punto más bajo del ciclo de pedaleo para prevenir que la rodilla se extienda completamente. Una vez que la altura de sillín supera la longitud trocantérea, la flexión plantar ya no puede compensar la extensión de pierna requerida en la parte más baja del ciclo, por lo que se produce una inclinación lateral de la pelvis para ganar longitud de pierna. La utilización de los grandes grupos musculares requeridos para el movimiento pélvico adicional produce un incremento en el gasto

cardiorrespiratorio, lo que significa una pérdida importante de eficiencia.

- B. La mayor o menor actividad muscular también puede verse afectada por las variaciones en la altura del sillín, de forma que la actividad muscular en el cuádriceps e isquiotibiales es mayor cuando el sillín está más bajo.

Por ello, se recomienda que el ángulo de rodilla en el punto muerto inferior del pedal sea de 150° , mientras que en el punto muerto superior, nunca debe ser inferior a 65° . La flexión plantar óptima del pie en el punto muerto inferior que permite una competencia óptima de los flexores de tobillo es de aproximadamente 13° (de Vey Mestdag, 1998).

4.3. El ángulo del tubo del sillín

El ángulo del tubo del sillín (ATS) se define como la posición del sillín relativa al eje de pedaliar de la bicicleta ([figura 9](#)). Los ciclistas de carretera prefieren valores entre 72° y 76° , moviéndose en un rango de 73.2° para los ciclistas de mayor altura hasta los 78.5° para aquellos de menor tamaño (Faria *et al.*, 2005). Los triatletas se decantan por ángulos ligeramente superiores, entre 76° y 78° , e incluso ángulos más cercanos a la vertical, ya que atenúan los cambios negativos en la respuesta fisiológica y cinemática durante la transición bicicleta-carrera a pie y la siguiente fase de carrera.

Diversos estudios han evaluado el impacto del cambio del ATS sobre determinadas variables fisiológicas, destacando entre sus principales conclusiones:

- Un ATS de 69° perjudica las variables cardiorrespiratorias (VO_2 , frecuencia cardíaca y ventilación), mientras que los ATS de 76° , 83° y 90° producen respuestas similares; curiosamente, los ángulos menores de 76° eran los preferidos por los ciclistas.
- Un incremento del ATS de 72° a 82° permite a los ciclistas mantener la producción de potencia mientras se reduce la activación muscular del bíceps femoral.
- Aumentando el ATS se extienden más las caderas, permitiendo una posición del cuerpo más elevada y hacia delante, que resulta en un descenso de la resistencia del aire a velocidades elevadas.

Basándonos en estos hallazgos, parece ser que incrementando el ATS se mejora la eficiencia en el pedaleo. No obstante, los estudios de optimización biomecánica han demostrado que el ajuste óptimo de la bicicleta depende de más de una variable y que estas variables están relacionadas e interactúan entre sí (Gonzalez y Hull, 1989). Estos mismos autores determinaron, por ejemplo, que el ángulo óptimo del tubo del sillín variaba dependiendo de la longitud de la pierna y de la cadencia; aumentando la longitud de la pierna, el ángulo óptimo disminuía de 78° a 73°, mientras que la cadencia óptima decrecía de 120 a 100 rpm.

4.4. La longitud de la biela

La longitud de la biela es la distancia comprendida desde el centro del eje de pedalier hasta el centro del eje de giro del pedal ([figura 9](#)). Esta variable influye de forma importante en la máxima producción de potencia, relacionándose la longitud óptima de la biela con la longitud de la pierna.

La longitud de la biela determina el tamaño de la circunferencia que describe el pie durante el pedaleo y, con ello, el grado de flexo-extensión de rodilla y cadera y el movimiento vertical necesario para un ciclo de pedaleo. Es por ello que la utilización de una biela excesivamente larga puede ocasionar diversos problemas al ciclista; por ejemplo, si un ciclista utiliza una biela mayor de la que le correspondería, la flexión de rodilla y cadera aumentaría en el punto muerto superior aunque la altura del sillín fuera la correcta, pudiendo causar molestias y discomfort (Burke, 1994). Tradicionalmente, se han venido utilizando bielas más largas (de 170 a 180 mm) para conseguir una mayor palanca durante la escalada, mientras que las bielas más cortas (de 160 a 170 mm) se emplean para obtener mayores cadencias de pedaleo y una aceleración más rápida. Buttars (1982) describió una fórmula para determinar la longitud de la biela, consistente en multiplicar la distancia en milímetros desde el suelo al trocánter mayor por 0,185; si el número que resulta de la fórmula está entre dos longitudes, se recomienda escoger la biela más corta. Por su parte, Martin y Spirduso (2001) establecen como longitud óptima el 20% de la longitud de la pierna o el 41% de la longitud de la tibia.

Una propulsión efectiva implica la transmisión de grandes fuerzas durante la fase hacia abajo del pedaleo, mientras se evita un descenso exagerado en la fuerza aplicada durante el punto muerto existente en el ciclo de pedaleo. Ésta

ha sido una de las líneas de investigación abiertas para la optimización del pedaleo en los últimos años, de forma que se han diseñado diferentes adaptaciones de la biela, de los platos, o de ambos. Estas adaptaciones se han realizado buscando (García-López *et al.*, 2007):

- Aumentar el par motor de la biela, o la distancia del eje del plato al punto de aplicación de la biela en la fase de impulso, sobre todo entre los 90° y 110°, para incrementar el momento de fuerza.
- Disminuir la velocidad relativa de la biela en la fase de impulso (0°-180°) para alargar el tiempo de aplicación de la fuerza.
- Aumentar la velocidad relativa de la biela en el punto muerto superior y/o inferior para minimizar el tiempo durante el que no se aplica fuerza efectiva.

Así, diversos estudios han intentado ajustar la longitud de la biela durante el pedaleo para aumentar la eficiencia de la bicicleta. Zamparo *et al.* (2002) utilizaron un mecanismo que reducía la longitud durante la fase de recobro mientras aumentaba la longitud durante la fase de empuje. Este sistema no afectaba el rendimiento en bajas intensidades, pero sí se observaron los efectos en intensidades elevadas (250-300 W), en las que el VO_2 resultó ser significativamente inferior y la eficiencia fue un 2% mayor.

Recientemente ha empezado a comercializarse un dispositivo conocido con el nombre de *bike power saver (BPS)*, que cambia el ángulo de las fuerzas aplicadas durante el pedaleo y reduce la fase negativa, haciendo que, teóricamente, el pedaleo sea más efectivo (figura 12). Los resultados obtenidos indican que el BPS no altera el movimiento de cadera y rodilla de forma significativa, pero sí el del tobillo. Esta alteración del movimiento conduce a un incremento de la actividad muscular, y por ello del gasto energético de los principales músculos, resultando en consumos mayores que las bicicletas convencionales (Shan, 2008).

Otros investigadores, buscando la mejora de la eficiencia energética y la producción de potencia, han adoptado estrategias como variar la forma circular del plato o la longitud de las bielas durante el ciclo de pedaleo; de este modo, han aparecido sistemas de pedaleo no circulares (figura 13), como el sistema *Eng90*, *Eng10*, *Biopace*[®], *O'Symmetric*[®], el sistema *Rotor*[®] o el *Q-Ring*[®] (para revisión ver García-López *et al.*, 2007). Los estudios realizados con este tipo de sistemas no parecen mejorar la eficiencia energética al

pedalear a una potencia constante durante un ejercicio de larga duración, pero sí pueden hacerlo en pruebas de corta duración o potencia.

También existen sistemas de pedaleo que se utilizan en el entrenamiento, como es el caso del Power Crank®. Se basa en el movimiento independiente de los pedales y permite, por un lado, reeducar el movimiento de pedaleo para que las fuerzas aplicadas por ambas piernas sean similares (normalmente se “empuja” más con una pierna), y por otro, la utilización de los grupos musculares para recoger la pierna durante el recobro, ya que la biela no sube por acción del otro pedal al funcionar de forma independiente.

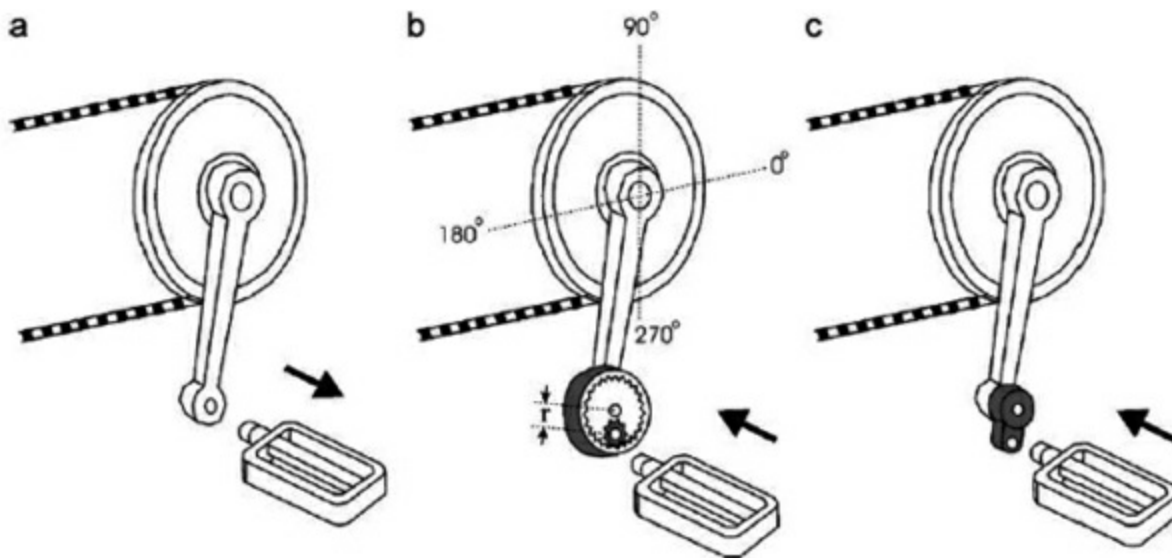


Figura 12. Modificaciones del sistema pedal-biela: a) sistema convencional, b) sistema ideado por Zamparo et al. (2001) y c) modificación del BPS (Shan, 2008).



Figura 13. Sistemas no circulares. a, Biopace, b, O'Symetric y c, Q-Ring.

4.5. La interfaz pie-pedal

De entre todas las modificaciones que pueden hacerse a la bicicleta, el

pedal es un elemento que ha recibido una gran atención, puesto que es el punto de contacto entre el ciclista y la bicicleta donde se produce la transferencia de energía. La posición más comúnmente aceptada para el pedaleo es aquella en la que la cabeza del primer metatarsiano se encuentra alineada con el eje de giro del pedal. El tipo de calzado también es un factor importante a considerar, ya que cuanto más gruesa y flexible sea una suela, habrá más zona muerta y menos sensibilidad en el pedaleo (según el grosor de la suela debe modificarse también la altura del sillín).

La mecánica del pedaleo implica la transferencia de fuerza desde los músculos de la pelvis y miembro inferior, a través del pie, hacia la superficie del pedal. Para la cuantificación de dichas fuerzas suelen utilizarse pedales instrumentados, que pueden ser de tres tipos: 1) formados por una galga extensométrica; 2) formados por un transductor piezoeléctrico entre dos superficies rígidas, y 3) formados por un sistema eje-galga extensométrica entre la biela y el pedal (Broker, 2003). Las fuerzas que registran suelen medirse y describirse en términos de sus componentes: el componente normal de la fuerza actúa de forma perpendicular al pedal, mientras que el componente tangencial lo hace paralelo a la superficie del pedal; conociendo el ángulo del pedal respecto a la biela, ambos componentes pueden transformarse en componentes efectivos e inefectivos. El componente efectivo actúa de forma perpendicular a la biela y la mueve durante el ciclo de pedaleo; el componente inefectivo actúa de forma paralela a la biela y no produce trabajo útil (Broker, 2003). En la [figura 14](#) podemos ver los componentes normal y tangencial medios durante el ciclo de pedaleo.

Diversas investigaciones han intentado mejorar las fuerzas aplicadas durante la acción del pedaleo introduciendo diferentes diseños de pedal. Dentro de estos rediseños del pedal encontramos, por ejemplo, el pedal Vista[®], en el que el punto de apoyo se adelanta 18 mm y la superficie del pedal tiene una hendidura de 20 mm con respecto a un pedal convencional. Los resultados observados tras su puesta a prueba indicaron que este nuevo pedal mejora la máxima producción de potencia a cualquier cadencia entre 40 y 120 rpm.

En cuanto a la utilización de diferentes formas de fijación del calzado al pedal, se ha comprobado que el momento de fuerzas sobre la biela es significativamente superior cuando se usa calzado de suela fina en lugar de calapiés, por lo que la utilización de calapiés puede retrasar la aparición de fatiga en el cuádriceps.

La elección del tipo de calzado, como ya hemos dicho, también es fundamental a la hora de evitar posibles lesiones y molestias. Existen trabajos publicados que hablan de una isquemia localizada, parestesia y metatarsalgia como problemas frecuentes entre los ciclistas, lesiones que se ven favorecidas por una presión local elevada en el pie. El material de fabricación del calzado es un elemento a tener en cuenta, ya que la incapacidad de determinados tipos de calzado para doblarse bajo determinadas cargas puede incrementar la presión plantar y provocar de esta manera problemas en el pie, al igual que ocurre en otras disciplinas deportivas.

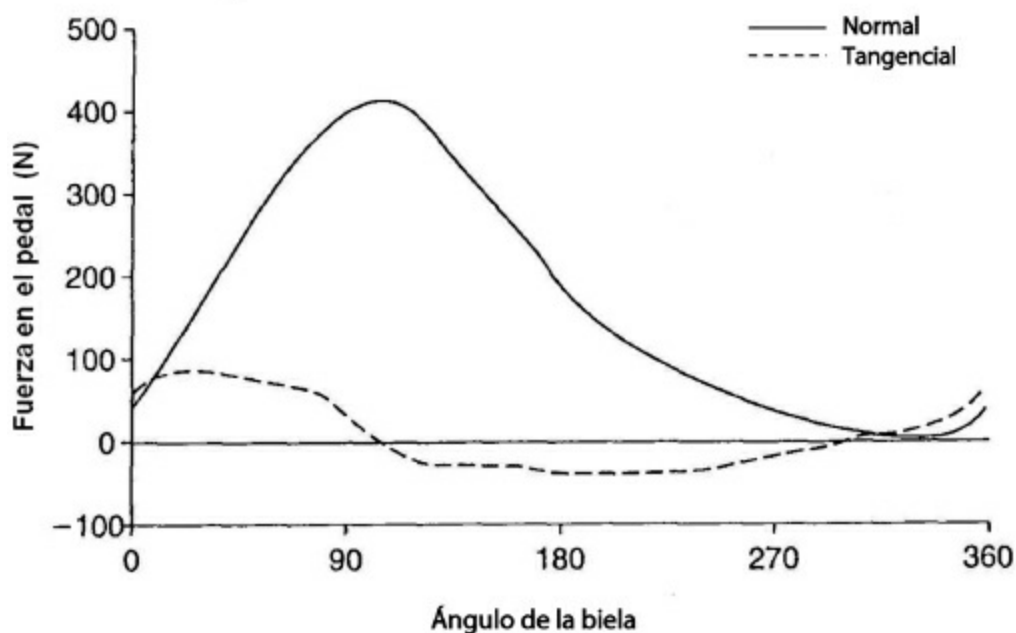


Figura 14. Componentes normal y tangencial medios durante el ciclo de pedaleo (Broker, 2003).

PUNTO CLAVE

Existen diferentes métodos para regular los componentes de la bicicleta y con ello obtener una posición efectiva para el pedaleo. Estos métodos suponen una estimación, y tras un ajuste inicial, el ciclista debe decidir según sus propias sensaciones: la medida definitiva se obtiene pedaleando.

5. LAS RESISTENCIAS

5.1. La resistencia aerodinámica

La resistencia aerodinámica es el principal factor que determina el coste energético de pedaleo a altas velocidades, ya que es proporcional al cuadrado de la velocidad. Al pedalear a velocidades mayores de 50 km/h, la resistencia aerodinámica es la variable que más influencia tiene en el rendimiento (Kyle, 2003).

Se puede reducir esta resistencia adoptando una forma que se mueva de forma eficiente a través del aire.

La eficiencia aerodinámica de un cuerpo viene dada por el coeficiente de arrastre (C_x), de manera que cuanto mayor es el coeficiente, mayor es la fuerza de arrastre; así, por ejemplo, las formas con bordes afilados o con formas rectangulares (como los pedales o las bielas) tienen un C_x de 2,0 (figura 15a) y las formas cilíndricas (como el manillar o los tubos de la bicicleta) presentan un C_x de 1,2 (figura 15b). La fuerza de arrastre se produce por la formación de una zona de baja presión en la parte posterior del cuerpo que genera una diferencia de presión con un elevado arrastre. Por su parte, las formas más aerodinámicas presentan coeficientes de arrastre tan bajos como 0,1 (figura 15c).

En las dos últimas décadas se han realizado numerosas pruebas utilizando el túnel de viento, siendo ésta la técnica más válida y fiable para evaluar las fuerzas de arrastre y las modificaciones tanto de posición como de los materiales de la bicicleta para alcanzar la posición más eficiente y aerodinámica posible.

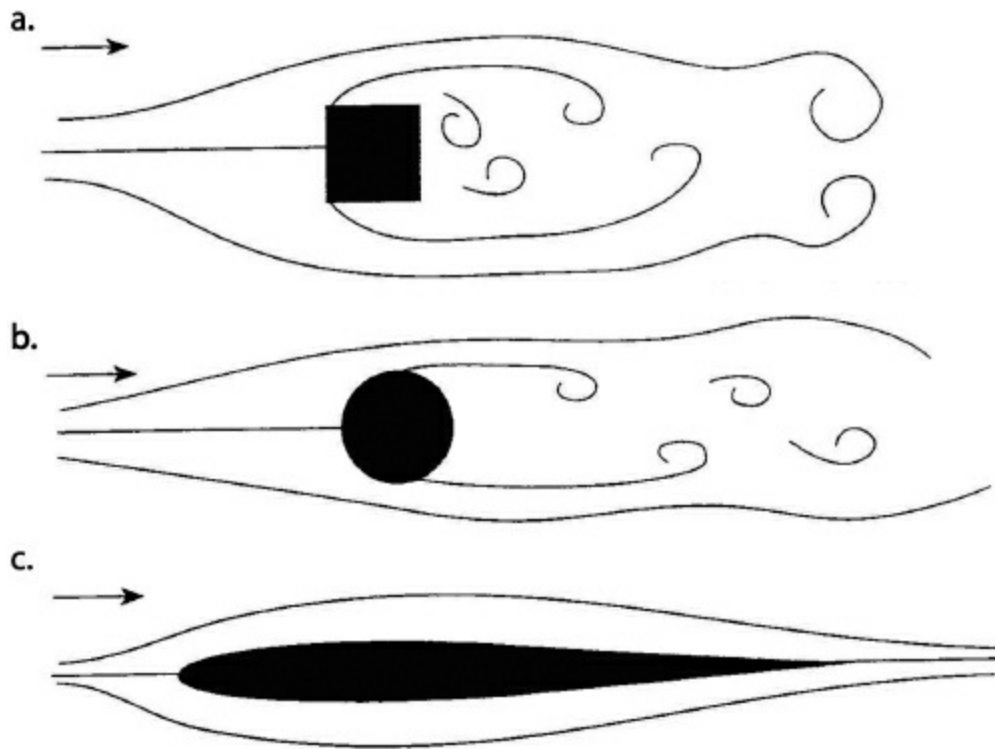


Figura 15. Arrastre aerodinámico según la forma. a, forma cilíndrica, b, forma con bordes afilados, c, forma perfecta (Kyle 2003).

Una bicicleta de carretera con el ciclista en posición de carrera tiene un C_x de 0,9. Para reducirlo, pueden modificarse los componentes de la bicicleta, eliminando las formas que poseen un elevado coeficiente de arrastre y haciéndolas más aerodinámicas, redondeando y puliendo los bordes y las superficies.

También puede optarse por reducir el área frontal del ciclista y de la bicicleta. Basset *et al.* (1999) desarrollaron una ecuación para calcular el área frontal del ciclista a partir de su altura y peso:

$AF=0,0293H^{0,725} + 0,0604$. Donde AF es el área frontal en m^2 , H la altura en m y M la masa en kg.

El área frontal de la bicicleta y del ciclista, que representa aproximadamente el 18% de la superficie corporal, son los responsables de la mayoría de la fuerza de arrastre. La energía utilizada para vencer la resistencia del aire es proporcional a la superficie corporal del ciclista; por esto, la adopción de una posición aerodinámica puede llegar a reducir la fuerza de arrastre un 30-35%. En la tabla podemos ver el área de arrastre de un ciclista tipo de 70 kg al pedalear en diferentes posiciones.

Para conseguir una buena posición aerodinámica, existen tres puntos clave que deben tenerse en cuenta. Primero, lograr una posición horizontal del torso; cuanto más paralela al suelo se encuentre la espalda, mayores ventajas aerodinámicas pueden obtenerse; sin embargo, es una posición difícil de mantener, ya que suele interferir con el movimiento de otras partes del cuerpo durante el pedaleo y además no es muy confortable. Para conseguir esta posición es necesario rotar las caderas hacia delante, produciéndose un trasvase del peso hacia las partes blandas que puede favorecer la aparición de molestias y lesiones en la zona perineal. Además, también pueden aparecer molestias en el cuello derivadas de la necesidad de extender el cuello para tener un buen control visual de la carretera. En segundo lugar, reducir la separación entre los codos, para lo que es aconsejable utilizar un manillar aerodinámico. En tercer lugar, hay que pedalear con las rodillas próximas al tubo, en un movimiento que se desvíe lo menos posible del eje longitudinal de la bicicleta. En este sentido, una buena posición en el pedaleo es fundamental, tal y como puede verse en la [tabla 1](#).

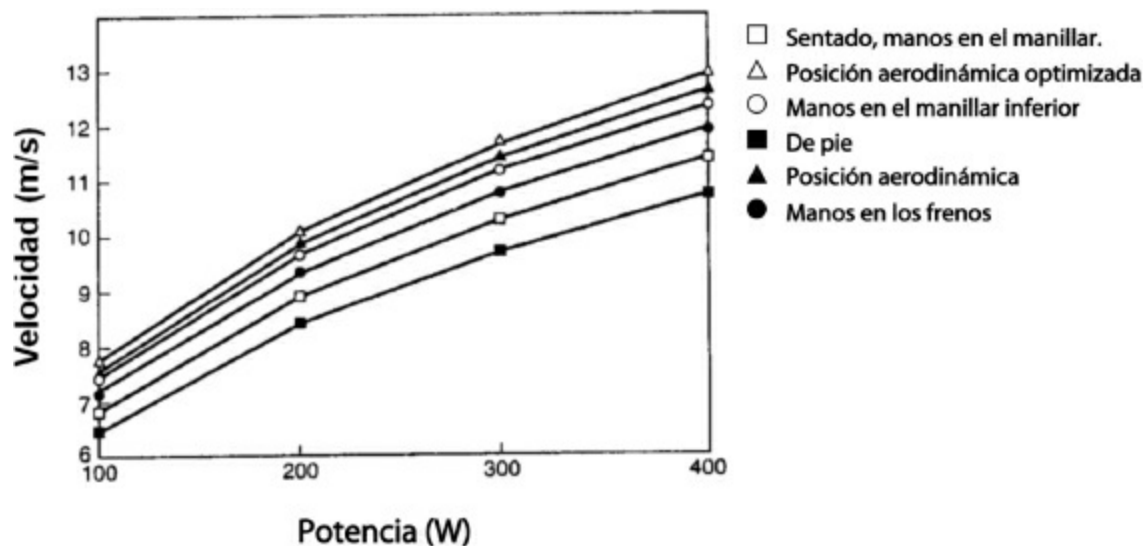


Figura 16. Relación potencia-velocidad con 6 posiciones diferentes al pedaleo en llano (Martin y Cobb, 2002).

Tabla 1. Área de arrastre de un ciclista de 70 kg en diversas posiciones de pedaleo. (Modificado de Martin y Cobb, [2002].)

	Posición de las manos	Posición de los brazos	Area de arrastre (cm ²)
De pie	En los frenos		4.080
Sentado	En el manillar superior	Rectos	4.010
Sentado	En los frenos	Doblados	3.240
Sentado	En el manillar inferior	Doblados	3.070
Sentado	En el manillar aerodinámico	Normal	2.914
Sentado	En el manillar aerodinámico	Optimizada	2.680

Para reducir la resistencia del aire, los ciclistas también utilizan la táctica de correr “pegado a rueda” (*drafting*), con lo que consiguen reducir la resistencia del aire y la utilización de energía hasta un 40%. Esta reducción en la resistencia hace que en los ciclistas que pedalean “pegados a rueda” disminuya el VO_2 , la frecuencia cardíaca y los valores de lactato al compararlos con los ciclistas que pedalean al frente (Faria *et al.*, 2005).

5.2. La fuerza de la gravedad y la fuerza peso

La fuerza de la gravedad ejerce dos acciones fundamentales: cuando un ciclista está ascendiendo, hace que disminuya su velocidad mientras, que cuando está en descenso, la incrementa. Además, la fuerza de la gravedad deforma los neumáticos e incrementa el peso de forma proporcional a la masa, resultando en un incremento de la resistencia al rodamiento. Sin embargo, el efecto del peso sobre la velocidad de la bicicleta es muy pequeño al compararlo con el efecto de la resistencia aerodinámica (Kyle, 2003). Cuanto más ligera sea la bicicleta, menor será el efecto negativo de estas fuerzas.

5.3. La fricción de los neumáticos

Es la capacidad que presenta un neumático a su movimiento natural de girar o rodar. Cuanto menor es la resistencia al rodamiento de un neumático, menos energía será necesaria para hacerlo girar. La fricción externa-interna y la deformación de las marcas del neumático causan pérdidas de energía a

medida que el neumático rueda y contacta con el suelo; estas pérdidas de energía se conocen como resistencia por fricción de los neumáticos. Aunque la fricción del neumático supone una resistencia bastante menor que la aerodinámica, la utilización de los neumáticos adecuados puede conllevar una mejora significativa del rendimiento.

La resistencia por fricción aumenta o disminuye en función de una serie de variables como son la rugosidad o las irregularidades que presenta la superficie del pavimento, la superficie de rodadura, el tipo de tubo, la presión de los neumáticos, el peso que soporta la rueda, el diámetro de sección cruzada del neumático, el diámetro de la rueda, la velocidad y la temperatura del neumático (Kyle, 2003). De todas ellas, las que contribuyen de forma decisiva son el material y la presión de los neumáticos, la rugosidad del pavimento y la carga por rueda.

Las ruedas sufren una deformación para adaptarse a las irregularidades del terreno de forma que pavimentos más lisos causan una menor deformación. También el material y diseño de las ruedas influye de manera que neumáticos más finos, flexibles y con una superficie elástica presentan una menor resistencia. El dibujo de la rueda, pensado principalmente para mejorar la tracción, también puede influir en la resistencia por fricción, siendo recomendable utilizar superficies híbridas con una banda ancha en el centro y bandas de agarre laterales para proporcionar una buena tracción y una baja resistencia.

También es importante mantener una adecuada presión de los neumáticos, ya que ante una misma carga, presiones más altas disminuyen la deformación del neumático (figura 17). Las presiones que suelen utilizarse son de 8 a 10 atm en pruebas de carretera y de 10 a 15 atm en pruebas de pista, aunque cada neumático suele llevar una presión recomendada por el fabricante. También es un factor a considerar la carga que soporta la rueda, que guarda una relación directamente proporcional con la resistencia por fricción, ya que cargas más ligeras disminuyen la deformación que se produce en la rueda.

5.4. La fricción de los sistemas de rodamiento

El buje de las ruedas de la bicicleta puede ser de dos tipos, de cono y de cartucho. Suele ir lubricado con grasa y tiene un bajo índice de fricción. Los bujes lubricados con grasa presentan una fricción siete veces mayor que los

lubricados con aceite ligero de 20 w; la pérdida resultante del uso de grasa sería equivalente a una subida de 15 m durante una contrarreloj de 40 km, suficiente para perder una carrera.

Para estimar la pérdida energía conjunta de la cadena, piñones y bujes, puede emplearse un cicloergómetro y un dinamómetro (Kyle, 2003). Las pérdidas de energía oscilan entre un 2% y un 4%, lo que supone una eficiencia bastante elevada. Para minimizar las pérdidas de energía en la transmisión, se aconseja que la cadena y los piñones estén limpios y bien lubricados.

PUNTO CLAVE

La velocidad del sistema bicicleta-clista es el resultado del equilibrio entre la fuerza propulsiva aplicada en los pedales y la suma de todas las fuerzas resistivas que actúan sobre la bicicleta. Estas fuerzas incluyen la resistencia del viento o resistencia aerodinámica, la fuerza de la gravedad (peso) y la fricción (neumáticos y sistemas de rodamiento). Por ello es de gran importancia conocer cómo afectan cada una de ellas para poder así optimizar el rendimiento.

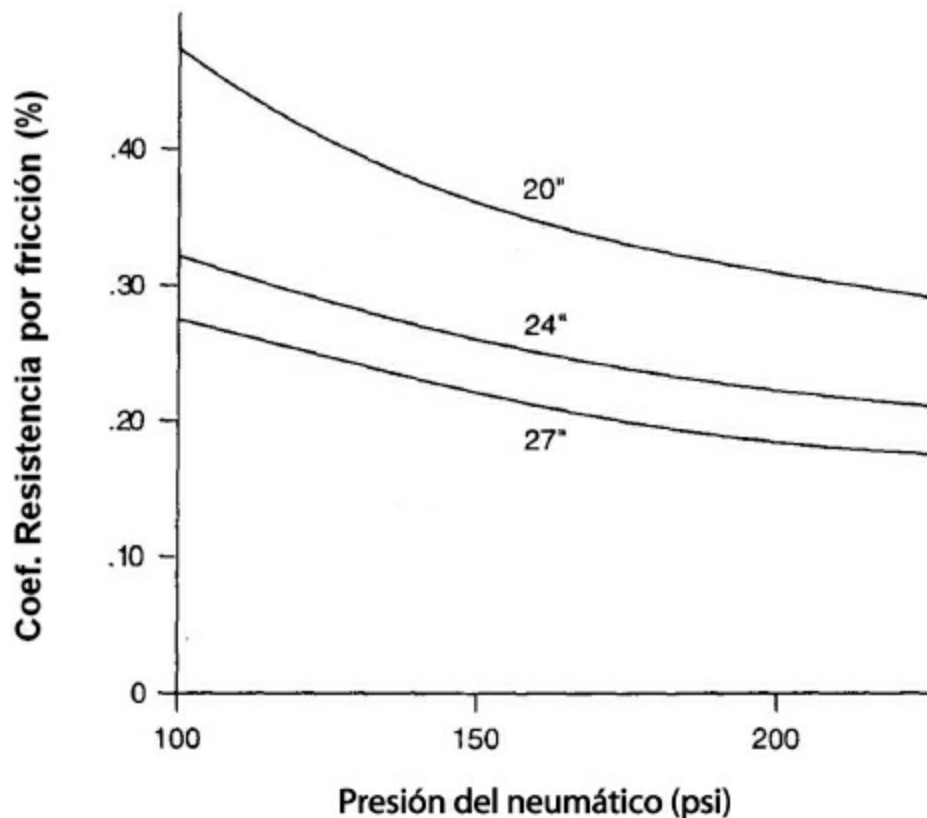


Figura 17. Coeficiente de resistencia por fricción del neumático en función de la presión y el tamaño del neumático (Kyle 2003). ‘’: pulgadas.

6. CONFORT Y PREVENCIÓN DE LESIONES

Existen tres factores que determinan el confort del ciclista: los factores ambientales (especialmente la resistencia del terreno, la lluvia y el viento, pero también la indumentaria que lleva el ciclista), los biomecánicos y los fisiológicos. Una vestimenta inapropiada puede ocasionar molestias por fricción, rozaduras y posibles llagas en la zona que está en contacto con el asiento (ver [capítulo 15](#)). Sin embargo, el área de mayor importancia en términos de confort al pedalear está relacionada directamente con la persona (factores biomecánicos y fisiológicos).

En este sentido, existen diferentes métodos que se utilizan para medir el confort. Desde una metodología que podríamos denominar “evaluación subjetiva”, que consiste en preguntar directamente a los sujetos cuán confortable se sienten, hasta métodos más objetivos como la medida de la distribución de presiones, la electromiografía para el registro de la activación y fatiga muscular, el análisis de la postura y el movimiento o estimaciones sobre las cargas presentes en la columna. Estos últimos parece que, *a priori*, presenten ciertas ventajas frente a los métodos subjetivos, ya que requieren una muestra menor, son menos susceptibles al error de medida y aplicables de forma más temprana en el proceso de diseño del producto. Sin embargo, pese a que permiten una mejor cuantificación de variables de carácter biomecánico y fisiológico, no hay que olvidar que la sensación de confort es de carácter subjetivo. Por ello, en la actualidad, la tendencia predominante en el estudio del confort presenta una combinación de ambas metodologías, de forma que estas variables objetivas suelen relacionarse con una serie de parámetros subjetivos que incluyen escalas de confort.

El confort está bien documentado en la literatura relacionada con la ergonomía, siendo uno de los aspectos a menudo considerados el del asiento (asientos de oficina y el entorno de trabajo, el asiento de las sillas de ruedas, los asientos de pasajeros). Sin embargo, los estudios realizados sobre el confort en bicicleta son muy escasos en la literatura, puesto que la mayoría de investigaciones están centradas en bicicletas de competición, valorándose aspectos como el rendimiento o la eficiencia mecánica. Los pocos estudios que pueden encontrarse han tratado de evaluar el efecto de diferentes diseños

de sillín, mientras que prácticamente ninguno ha evaluado la configuración óptima de las diferentes variables del diseño de la bicicleta para conseguir la posición más confortable.

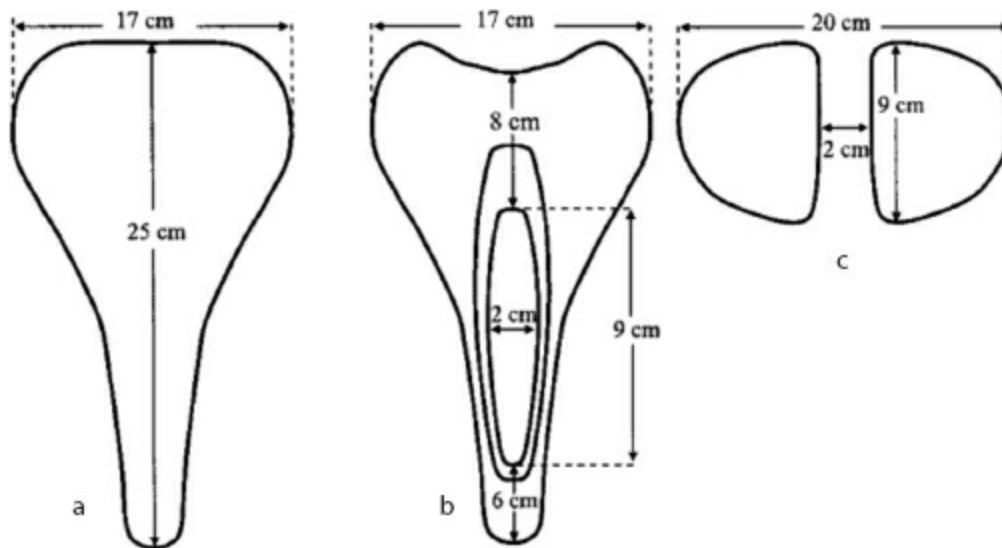


Figura 18. Distintos diseños de sillín: a) sillín convencional, b) sillín con corte parcial, c) sillín con corte completo (Bressel y Larson, 2003).

PUNTO CLAVE

Las variables de diseño de la bicicleta exponen al ciclista a una serie de factores de carga relacionados con las fuerzas aplicadas, presión y los ángulos articulares; estas cargas externas pueden producir unos efectos internos en términos de activación muscular, presión intradiscal, oclusión de los nervios o la circulación, aumento de la temperatura de la piel y el cuerpo, provocando determinadas respuestas químicas y fisiológicas.

También son numerosas las referencias halladas en el ámbito de la medicina deportiva que han tratado las lesiones más comunes que suelen aparecer por el uso prolongado de la bicicleta, ya que debido a las adaptaciones posturales prolongadas, combinadas con un movimiento repetitivo de los segmentos corporales que tienen lugar durante los largos períodos de rodaje que realizan muchos ciclistas, pueden aparecer las temidas lesiones por sobrecarga. Wilber *et al.* (1995) reportaron en un estudio que el 85% de los ciclistas encuestados sufrían una o más lesiones por sobrecarga y el 36% de ellos necesitaban tratamiento médico. La localización anatómica

de las lesiones más comunes era el cuello (49%), rodillas (41%), ingles/nalgas (36%), manos (31%) y espalda (30%), siendo la probabilidad de desarrollar, en el caso de las mujeres, lesiones en el cuello y hombros de 1,5 a 2 veces mayor que en los hombres. Como dato a tener en cuenta, encontraron que las lesiones por sobreesfuerzo en ciclismo recreativo resultaron ser mayores que en otras actividades como la carrera o el baile aeróbico (aerobic).

Finalmente, como punto destacado en este capítulo se describirán a continuación una serie de pautas o indicaciones a considerar en el correcto ajuste de la posición de la bicicleta, centradas en los 3 puntos de contacto entre el ciclista y la bicicleta: sillín, pedal y manillar.

6.1. El sillín

En lo que respecta al sillín, deben tenerse en cuenta una serie de aspectos como son la inclinación, el avance/retroceso, la altura, el ángulo del tubo y su material/diseño.

6.1.1. Inclinación del sillín

La inclinación del sillín debe establecerse utilizando un nivel, de forma que el sillín quede colocado paralelo al suelo. Puede colocarse la punta ligeramente inclinada hacia abajo para reducir la presión en la zona perineal, o bien elevar ligeramente la punta, pero esto puede producir dolores neuropáticos o problemas urológicos (Mellion, 1991; Burke, 1994).

6.1.2. Avance/retroceso del sillín

El avance y el retroceso de sillín pueden afectar la mecánica de las piernas durante el pedaleo. La distancia de la cadera del ciclista al pedal disminuye a medida que el asiento se avanza e incrementa cuando se retrasa. Cuando el asiento se avanza se consigue una mayor cadencia de pedaleo, mientras que si se retrasa puede conseguirse una mayor potencia en la pedalada. El método tradicional de ajuste del asiento consiste en dejar caer una línea de plomada desde la tuberosidad anterior de la tibia, con la biela en una posición horizontal paralela al suelo. El sillín debe ajustarse de forma que la línea de plomada caiga perpendicular al eje del pedal adelantado (Mellion,

1991; Burke, 1994); a esto se le llama posición neutra de la rodilla.

Algunos triatletas prefieren situar su rodilla por delante de la posición neutra de 2 a 5 cm, mientras que en una bicicleta de montaña es aconsejable que la rodilla se sitúe 1 cm por detrás de la posición neutra. Las fases de ascenso en la bicicleta de montaña deberían hacerse lo más retrasado en el sillín posible, lo que permite una mayor tracción de la rueda trasera (Mellion, 1991; Burke, 1994).

6.1.3. Altura del sillín

Como ya hemos visto anteriormente, existen varios métodos científicos y cuasi científicos para determinar la altura óptima de sillín. Todos estos métodos son estimaciones; después de un ajuste inicial el ciclista debe adaptar ligeramente la altura según sus sensaciones (Mellion, 1991).

Peveler (2008) recomienda que la altura de sillín se determine utilizando un ángulo de rodilla de 25° (según el método de Holmes, pág. 496) para mejorar el rendimiento y evitar la aparición de lesiones por sobreesfuerzo. Al regular la altura en una bicicleta de montaña, la altura será la misma o ligeramente inferior a la altura utilizada en una bicicleta de carretera (Burke, 1994).

6.1.4. El ángulo del tubo del sillín

El ángulo está relacionado con la longitud del fémur, de forma que a mayor longitud del fémur es recomendable utilizar ángulos menores, lo que tiende a mover al ciclista a una posición más retrasada en la bicicleta. Las bicicletas de montaña suelen tener un ángulo menor, próximo a los 72°, para permitir al ciclista sentarse más retrasado y adoptar una posición en el pedaleo que le permita aplicar más fuerza a los pedales en los tramos de ascenso (Burke, 1994).

6.1.5. El material/diseño del sillín

Las cargas que sufren los tejidos blandos al permanecer sentados largos períodos de tiempo en el sillín se han asociado con problemáticas dolencias como el adormecimiento de la zona, escozor, disfunción eréctil y uretritis traumática. Al seleccionar un sillín, hay que tener en cuenta tres factores

fundamentales: confort (debe proporcionar sustento a las estructuras de soporte y a la cadera de forma uniforme), libertad de movimiento (debe permitir movimiento para que no se produzca un roce excesivo) y debe permitir el correcto mantenimiento del flujo sanguíneo en la zona perineal.

A finales de la década de 1990 se empezaron a fabricar sillines con cortes o canales en la zona central para reducir la presión en las zonas de apoyo. Diversos estudios han demostrado que estos cortes pueden mejorar el aporte de oxígeno a los genitales, mientras que otros han encontrado pocas diferencias. El gel también se ha utilizado como método para mejorar el confort, siendo recomendado exclusivamente en zonas donde hacen contacto los huesos pélvicos.

Algunos autores, no obstante, sugieren que los sillines con cortes parciales y sin morro prominente pueden afectar negativamente la posición de pedaleo y la distribución del peso del ciclista en la bicicleta. Así, Bressel y Larson (2003) encontraron incrementos en la activación del tríceps y una inclinación anterior de pelvis y tronco con la utilización de sillines con un corte parcial como completo, al compararlos con los sillines tradicionales. Estos hallazgos sugieren un incremento en el porcentaje de peso corporal soportado en el manillar con los sillines de corte parcial y completo, así como una pérdida en la estabilidad y maniobrabilidad de la bicicleta.

También existen diferencias en función del género, ya que los centros de presión en el caso de los hombres están situados significativamente más adelantados respecto a las mujeres. Éstas deberían utilizar un sillín que fuera ligeramente más ancho en la zona posterior para acomodar la mayor anchura de las tuberosidades isquiáticas que viene dada por sus características morfológicas.

6.2. El pedal

El ciclista deber colocar el pie de forma que la zona más ancha esté directamente sobre el eje del pedal ([figura 19](#)). El método más eficaz para proporcionar un adecuado ajuste es utilizar un instrumento conocido como *Rotational Adjustment Device* (Burke, 1994). Es muy importante que el pie calzado esté bien ajustado al pedal, de forma que pie y pierna estén colocados en una posición que no cause una torsión o giro anormal en las distintas articulaciones de la pierna, lo que podría ocasionar graves problemas al ciclista por la aparición de lesiones por sobrecarga.

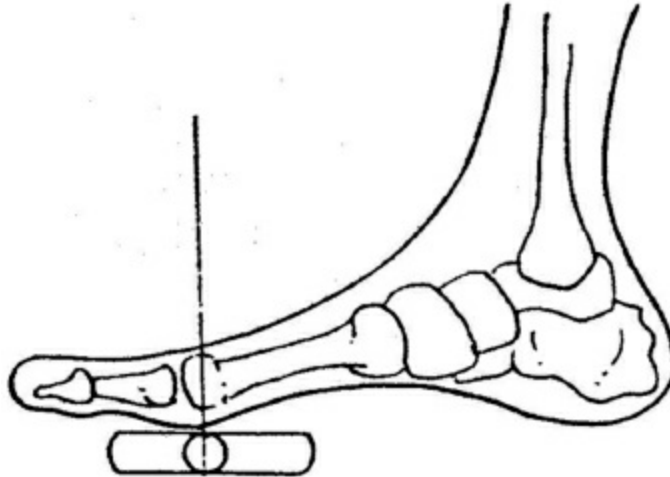


Figura 19. Colocación correcta del pie en el pedal. a la ingeniería, anatomía y pintura.

6.3. El manillar

Para realizar un ajuste correcto del manillar debe tenerse en cuenta la anchura, la longitud y la altura del manillar. Con la combinación de estas variables se determina la posición de la parte superior del cuerpo. Se trata, no obstante, de la determinación menos exacta de todas, y viene influida en gran medida por aspectos como la experiencia, la flexibilidad y el confort. Una buena posición de la parte superior del cuerpo permite sentarse cómodamente en la bicicleta con los brazos relajados y los codos ligeramente flexionados. El método tradicional de ajuste del manillar consiste en colocarlo de tal manera que el ángulo de tronco se encuentra a 45° de la horizontal, con los brazos ligeramente flexionados por los codos. Los ciclistas experimentados generalmente prefieren tener el manillar más bajo, lo que les permite pedalear en una posición más aerodinámica.

Al bajar el manillar o aumentando la distancia respecto al sillín incrementaremos la inclinación hacia delante del ciclista; en esta posición, la pelvis está rotada y aumenta la tensión en los isquiotibiales, al mismo tiempo que se produce un trasvase del peso hacia los brazos-manos (adoptándose una postura más aerodinámica). La espalda se hiperextiende y los músculos paraespinales deben mantener una mayor tensión a medida que el ciclista se inclina. Los glúteos están con una mayor tensión al aumentar la flexión de cadera y por ello pueden ser más efectivos; este incremento de tensión en los glúteos también produce una mayor tensión en la banda iliotibial.

6.3.1. Anchura del manillar

La anchura del manillar en una bicicleta de carretera debería ser la misma que la anchura de los hombros. En una bicicleta de montaña, la anchura del manillar varía de 40 a 50 centímetros. Un manillar más ancho es más controlable a bajas velocidades, mientras que un manillar más estrecho permite girar de forma más rápida y hace más maniobrable la bicicleta al utilizarla en circuitos con abundantes obstáculos. Un “alcance” confortable en una bicicleta de montaña no deberá permitir que la rodilla y el codo se superpongan.

6.3.2. La longitud del manillar

Se trata de la distancia desde el sillín hasta la parte transversal del manillar. Para una determinación ajustada pueden utilizarse las mediciones del tronco del ciclista con sistemas como el Fitkit®. Generalmente se utiliza una estimación aproximada colocando el codo en la punta del sillín, con el ante-brazo paralelo al suelo y los dedos completamente extendidos. La parte transversal del manillar debería situarse a la distancia comprendida entre el codo y la punta de los dedos (Mellion, 1991).

En las bicicletas de carretera, para encontrar la extensión adecuada de la potencia, el ciclista debe sentarse en la bicicleta con los brazos doblados ligeramente, las manos en los frenos y con la vista hacia delante. Entonces, desde la punta de la nariz del ciclista, se deja caer una plomada que debería dividir en dos partes iguales el manillar en el centro de la potencia. Se recomienda una posición en la que el codo y la rodilla están separados de 3 a 5 cm en su punto más cercano cuando la rodilla se encuentra en su punto de máxima flexión, con el ciclista pedaleando con las manos en el manillar inferior y con los brazos doblados 65°-70°.

6.3.3. La altura del manillar

En una bicicleta de carretera, el manillar debe estar siempre por debajo del sillín. La altura dependerá de las características del ciclista y del tipo de carrera. Los manillares aerodinámicos deben colocarse a una altura significativamente menor que el sillín para que el ciclista adopte una posición lo más aerodinámica posible (Mellion, 1991). En las bicicletas de montaña, el

manillar, por norma general, debería estar 2-4 cm por debajo de la superficie del sillín.

PUNTO CLAVE

En el caso de los deportistas que utilizan la bicicleta durante largos períodos de tiempo, es aconsejable realizar una evaluación biomecánica de la posición en la bicicleta no sólo para optimizar el rendimiento, sino también para evitar la aparición de lesiones.

BIBLIOGRAFÍA

- Bassett, D.R., Kyle, C.R., Passfield, L., Broker, J.P., Burke, E.R. (1999) Comparing cycling world hour records, 1967-1996: modeling with empirical data. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31(11): 1665-1676.
- Bressel, E., Larson, B.J. (2003) Bicycle seat designs and their effect on pelvic angle, trunk angle, and comfort. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35(2): 327-332.
- Broker, J.P. (2003) Cycling biomechanics: road and mountain. En: Burke, E.R. *High-tech cycling*. Champaign, Human Kinetics.
- Burke, E.R. (1994) Proper fit of the bicycle. *Clinics in Sports Medicine* 13(1): 1-14.
- Buttars, K.R. (1982) Crank length and gearing. *Bicycling* 23:26.
- De Vey Mestdagh, K. (1998) Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics* 29(5): 325-334.
- Faria, E.W., Parker, D.L., Faria, I.E. (2005) The science of cycling: Factors affecting performance. Part 2. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 35(4): 313-337.
- García López, J., Rodríguez-Marroyo, J.A., Ávila-Ordás, M.C., Villa-Vicente, J.G. (2007) Utilización de sistemas de pedaleo no circulares en ciclismo: puntos de vista energético y mecánico. En: Pérez, P., Llana, S. (Ed.) *Biomecánica aplicada a la actividad física y al deporte*. Valencia, Ayuntamiento de Valencia.
- González, H., Hull, M.L. (1989) Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics* 22(11-12): 1151-1161.

- Kyle, C.R. (1995) A history of human-powered land vehicles and competitions. En: Abbot, A.V., Wilson, D.G. (Ed.) *Human-powered vehicles*. Champaign, Human Kinetics.
- Kyle, C.R. (2003) Selecting cycling equipment. En: Burke, E.R. (Ed) *High-tech cycling*. Champaign, Human Kinetics.
- Lucia, A., Earnest, C., Hoyos, J., Chicharro, J.L. (2003) Optimizing the crank cycle and pedaling cadence. En: Burke, E.R. *High-tech cycling*. Champaign, Human Kinetics.
- Martin, J., Cobb, J. (2003) Body position and aerodynamics. En: Jeukendrup, A.E. (Ed.) *Body position and aerodynamics*. Champaign, Human Kinetics.
- Martin, J.C., Spirduso, W.W. (2001) Determinants of maximal cycling power: Crank length, pedaling rate and pedal speed. *European Journal of Applied Physiology* 84(5): 413-418.
- Mc Intosh, B.R., Neptune, R.R., Horton, J.F. (2000) Cadence, power and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32(7): 1281-1287.
- Mellion, M.B. (1991) Common cycling injuries. Management and prevention. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 11(1): 52-70.
- Pérez, P., Llana, S., Encarnación, A. (2010) Técnicas de análisis biomecánico en el ciclismo de competición. En: Cejuela *et al.* (Eds.) *Nuevas tendencias en entrenamiento deportivo*. Editorial ECU, Alicante.
- Sánchez, J. (1984) *La física de la bicicleta*. Valencia, Servei de publicacions de la Universitat de València.
- Seabury, J.J., Adams, W.C., Ramey, M.R. (1977) Influence of pedalling rate and power output on energy expenditure during bicycle ergometry. *Ergonomics* 20(5): 491-498.
- Shan, G. (2008) Biomechanical evaluation of bike power saver. *Applied Ergonomics* 39(1): 37-45.
- Too, D. (1990) Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Sports Medicine* 10(5): 286-302.
- Wilber, C.A., Holland, G.J., Madison, R.E. *et al.* (1995). An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 16(3): 201-6.
- Zamparo, P., Minetti, A., di Prampero, P. (2002) Mechanical efficiency of cycling with a new developed pedal-crank. *Journal of Biomechanics* 35(10): 1387-1398.

Zarzoso, M. (2008) *Determinación de la altura óptima de sillín en una bicicleta de trekking sport. Trabajo de investigación 3^{er} ciclo.* Departamento de Educación Física y Deportiva, Universitat de València.

PARA SABER MÁS

- Burke, E.R. (2003) *High-tech cycling.* Champaign, Human Kinetics.
- Jeukendrup, A.E. (2002.) *High performance cycling.* Champaign, Human Kinetics.
- Davis, R.R., Hull, M.L. (1981) Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics* 14(12): 857-872.
- Garside, I., Doran, D.A. (2000) Effects of bicycle frame ergonomics on triathlon 10-km running performance. *Journal of Sports Sciences* 18(10): 825-833.
- Jeukendrup, A.E. (2002) Power output. En: Jeukendrup, A.E. (Ed.) *High performance cycling.* Champaign, Human Kinetics.
- Koninckx, E., van Leemputte, M., Hespel, P. (2008) Effect of a novel pedal design on maximal power output and mechanical efficiency in well-trained cyclists. *Journal of Sports Sciences* 26(10): 1015-1023.
- Kronisch, R.L. (1998) How to fit a mountain bike. *The Physician and Sportsmedicine* 26(3) 71-72.
- Peveler, W.W. (2008) Effects of saddle height on economy in cycling. *Journal of Strength and Conditioning Research* 22(4): 1355-1359.
- Peveler, W.W., Pounders, J.D., Bishop, P.A. (2007) Effects of saddle height on anaerobic power production in cycling. *Journal of Strength and Conditioning Research* 21(4): 1023-1027.
- Potter, J.J., Sauer, J.L., Christine, L. *et al.* (2008). Gender differences in bicycle saddle pressure distribution during seated cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 40(6): 1126-1134.

<http://www.analyticcycling.com/>

<http://www.exploratorium.edu/cycling/>

<http://www.cptips.com/>

http://www.olympic.org/uk/sports/programme/index_uk.asp?SportCode=CY

<http://www.cyclingnews.com>

BIOMECÁNICA DE LAS ACTIVIDADES ACUÁTICAS

23

Dr. Llana, S. y Dr. Pérez, P.
Departamento de Educación Física y Deportiva.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el deporte (Universitat de València)

RESUMEN

Cuatro son las fuerzas que gobiernan la interacción del ser humano con el medio acuático: la fuerza peso y el empuje hidrostático (o fuerza de flotación) determinan la flotabilidad del individuo, mientras que las fuerzas propulsivas y de resistencia hidrodinámica determinan sus desplazamientos (segmentarios o globales). Además, hay que añadir el efecto de la presión hidrostática que está presente siempre que un cuerpo está en el seno de un fluido y que en el agua es mucho más patente que fuera de ella. La interacción de estas fuerzas supone, para nuestro organismo, unos estímulos diferentes a los que proporciona el medio terrestre, y su conocimiento es clave para entender la locomoción humana en este medio. Por un lado, esta interacción explica la baja eficiencia mecánica del nado (no más del 9%) frente a la carrera a pie (puede llegar al 35%). Para aumentar la eficiencia de nado, dado que las fuerzas peso y de flotación no pueden modificarse durante el mismo, hay que minimizar la fuerza de resistencia hidrodinámica y maximizar la fuerza propulsiva.

Por otro lado, como el medio acuático modula alguna de las fuerzas a las que se ve sometido el cuerpo humano, nadar y/o hacer ejercicio en su seno puede ser muy beneficioso y saludable para nuestro organismo. Resumiendo mucho, se puede decir que la fuerza de flotación y la presión hidrostática son responsables de la descarga articular, muscular y de la mejora del retorno venoso que experimentamos al sumergirnos en el agua, mientras que la propulsión y la resistencia hidrodinámica son las responsables de la mejora cardiovascular y muscular al hacer ejercicio acuático.

1. INTRODUCCIÓN

Gran parte de las adaptaciones funcionales y estructurales del cuerpo

humano se deben a las fuerzas a que se ve sometido. El medio terrestre es la situación natural de nuestro organismo, donde ha evolucionado durante millones de años y donde tiene una alta eficiencia mecánica. Sin embargo, el efecto de algunas fuerzas que de forma natural acontecen en él pueden no ser saludables. Por el contrario, el medio acuático no es filogenéticamente natural para el ser humano, por lo que su locomoción presenta una baja eficiencia mecánica. Por el contrario, el medio acuático modula alguna de las fuerzas a las que se ve sometido el cuerpo humano, de manera que nadar y/o hacer ejercicio en su seno puede ser muy beneficioso para nuestro organismo.

En este capítulo se explica el origen de las fuerzas que gobiernan la locomoción humana en el medio acuático, así como sus principales efectos sobre los sistemas funcionales y estructurales del cuerpo humano. El texto está estructurado de manera que primero se explican las causas que modulan las fuerzas en el medio acuático y, después, se explican los efectos sobre el cuerpo humano.

2. LAS FUERZAS QUE HACEN DIFERENTE AL MEDIO ACUÁTICO DEL MEDIO TERRESTRE

Cuatro son las fuerzas que gobiernan la interacción del ser humano con el medio acuático: la **fuerza peso** y el **empuje hidrostático** (o fuerza de flotación) determinan la flotabilidad del individuo, mientras que las **fuerzas propulsivas** y de **resistencia hidrodinámica** determinan sus desplazamientos (segmentarios o globales). Además, hay que añadir el efecto de la **presión hidrostática** que está presente siempre que un cuerpo está en el seno de un fluido y que en el agua es mucho más patente que fuera de ella.

Estas fuerzas ([figura 1](#)) explican por qué el medio acuático supone unos estímulos a nuestro organismo diferentes a los que proporciona el medio terrestre, y su conocimiento es clave para entender la baja eficiencia mecánica del nado, hasta un 9% (Di Prampero y Rennie, 1972) mientras que en la carrera a pie puede superar el 35% (Cavagna y Kaneko, 1977).

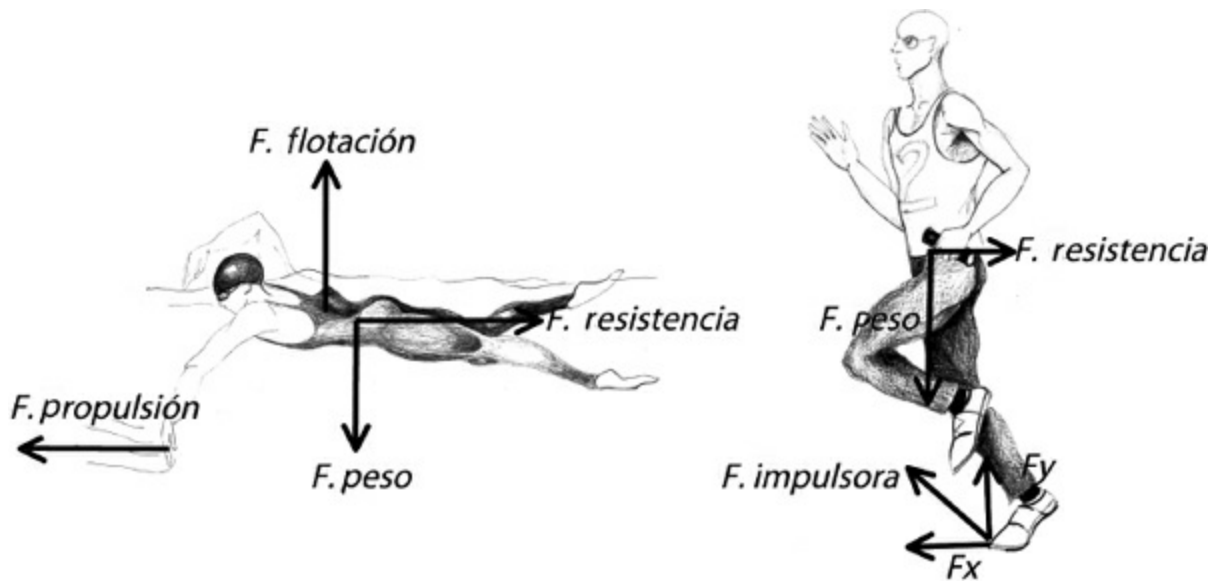


Figura 1. Fuerzas que gobiernan la locomoción en el medio terrestre y en el medio acuático

2.1. Flotación

La flotación de un cuerpo en el agua depende del componente vertical de las fuerzas que se apliquen en un instante dado. En reposo, la flotación viene determinada por el **principio de Arquímedes** (s. III a.C.) según el cual “todo cuerpo sumergido en un fluido experimenta un empuje vertical (dirección) y ascendente (sentido) igual al peso del volumen del fluido desalojado”. Dicho empuje se denomina **empuje hidrostático (E_h) o fuerza de flotación**. Consecuentemente, cuando una persona se introduce en el medio acuático, y no realiza ningún movimiento, su flotación depende de su peso y del empuje hidrostático: cuando el peso sea menor que el empuje hidrostático, flotará, y cuando sea mayor, se hundirá. En última instancia, esta relación de fuerzas verticales (fuerza peso y fuerza de flotación) depende de la densidad del cuerpo en relación con la densidad del agua.

La densidad del agua puede variar ligeramente con la temperatura, aunque poco. El agua dulce alcanza a 4 °C la **densidad máxima de 1.000 kg/m³**. Las sustancias disueltas tienen un efecto mayor sobre la densidad; así, la densidad del “agua salada” (dos tercios de las sales son cloruro sódico) del mar es, aproximadamente, de 1.035 kg/m³, pero puede llegar hasta 1.225 kg/m³ como ocurre en el Mar Muerto (en la frontera entre Israel y Jordania), lo que hace que sea muy fácil flotar en él, hasta el punto de que en algunas guías turísticas se indica que “es un mar en el que es imposible ahogarse”.

PUNTO CLAVE

La densidad del agua dulce ronda los 1.000 kg/m^3 . La grasa tiene una densidad ligeramente menor, la del músculo es ligeramente mayor y la del hueso considerablemente mayor.

En el caso de la densidad del cuerpo humano, la situación es algo más compleja debido a que no tiene una densidad homogénea, sino que existen diferencias importantes entre los diferentes tejidos biológicos que lo forman (Clauser *et al.*, 1969): el más denso es el tejido óseo, con valores de entre 1.400 kg/m^3 (hueso trabecular o esponjoso) y 1.800 kg/m^3 (hueso cortical o compacto); tejidos como el muscular, el tendinoso y el ligamentario poseen densidades ligeramente superiores a las del agua, entre 1.020 y 1.050 kg/m^3 , y el único tejido menos denso que el agua es el tejido adiposo, con una densidad de $940\text{-}950 \text{ kg/m}^3$. Estos son valores medios, que pueden variar ligeramente en función de la edad, género y estado fisiológico del individuo. Así, por ejemplo, pacientes con osteoporosis presentan niveles de densidad ósea notablemente disminuidos.

Según lo indicado, el ser humano debería hundirse siempre. ¿Por qué no ocurre esto? La respuesta hay que buscarla en el aire ubicado en los pulmones y vías respiratorias, puesto que la densidad del aire es unas ochocientas veces menor que la del agua, es decir, aproximadamente $1,2 \text{ kg/m}^3$ a $20 \text{ }^\circ\text{C}$. De esta manera, los pulmones actúan como flotadores, pues durante la inspiración se introducen 4-5 litros de aire, que aumentan el volumen del cuerpo con un aumento de peso de tan sólo $0,047\text{-}0,058 \text{ N}$ (lo que equivale a $0,0048\text{-}0,006 \text{ kg}$ de masa).

Por lo tanto, la habilidad del ser humano para flotar (flotación pasiva) depende, en gran medida, de su habilidad para expandir su caja torácica al inspirar. Así, por ejemplo, para un grupo de 245 estudiantes de ciencias de la actividad física y el deporte, todos de raza blanca, el 100% flotó en la condición de inspiración máxima, mientras que tras una espiración máxima se hundieron el 99 % de los varones (194 de 196) y el 91,8 % de las mujeres (45 de 49). Con el paso de los años (especialmente a partir de los 30) empieza a aumentar la cantidad de tejido adiposo, a disminuir el tejido muscular y a disminuir la densidad ósea, motivo por el cual la flotación aumenta de forma notable. Pasados los 50-60 años de edad, la flotación es muy patente, siendo

extraordinario que un individuo no flote.

La situación de **microgravedad hidrostática que se experimenta en el agua supone una gran descarga, tanto para la musculatura como para las articulaciones del cuerpo**. En efecto, la existencia de la fuerza de la gravedad hace que, fuera del agua, la musculatura tenga que estar permanentemente actuando para mantener la posición del cuerpo (especialmente la musculatura denominada “antigravitatoria”), y esta tensión, junto con el propio peso de los segmentos corporales, se transmite de unos segmentos a otros a través de las articulaciones. Esto hace que, con el paso del tiempo, algunos músculos, especialmente los antigravitatorios, se vuelvan hipertónicos y que las articulaciones sufran problemas de desgaste y sobrecarga. Como consecuencia, con el paso de los años, nuestra talla tiende a disminuir (figura 2). En el medio acuático, la aparente pérdida de peso hace que la acción de los músculos antigravitatorios para mantener la postura no sea tan necesaria y que la sobrecarga articular se reduzca considerablemente, especialmente en la columna vertebral. Éste es el motivo fundamental por el que se recomienda la actividad física en el medio acuático para aquellas personas con problemas articulares, especialmente de columna vertebral.

PUNTO CLAVE

El motivo por el que se recomienda el ejercicio en el agua para personas con problemas articulares, y especialmente de columna vertebral, es la descarga que experimentan las articulaciones al estar el cuerpo en una situación de microgravedad.

Tabla 1. “Peso hidrostático” para hombres y mujeres en función del nivel del agua.

Sumergido hasta	% peso en hombres	% peso en mujeres
Rodilla	84	84
Cadera	63	56
Pelvis	54	47
Zona media abdominal	35	26

Clavícula	13	12
Mentón	8	8

En aquellas situaciones en que el nivel del agua no cubre por completo al cuerpo, también se experimenta cierto nivel de hipogravidez hidrostática. En la [tabla 1](#) se muestra lo que se denomina el “**peso hidrostático**” (peso de un cuerpo inmerso en agua) en función del nivel del agua. Este aspecto tendrá una gran relevancia en las actividades denominadas genéricamente “gimnasias acuáticas”, por ejemplo, para grupos de población con osteoporosis a quienes se les prescribe ejercicio físico pero evitando los grandes impactos.

Otro aspecto importante en relación con la habilidad para flotar del ser humano es el hecho de que las fuerzas peso y empuje hidrostático no se aplican en el mismo punto. Esto es así porque la densidad del agua es homogénea, mientras que la del cuerpo humano, como se ha indicado antes, no lo es. De esta manera, el peso se aplica en el centro de gravedad del individuo, generalmente en la zona lumbar-pélvica, mientras que el empuje hidrostático se aplica en el centro de gravedad del volumen de agua desalojada (centro volumétrico), generalmente en la zona caudal del tórax. La ubicación de estos dos puntos puede variar dependiendo de dos factores, por un lado, la posición de los segmentos corporales y, por otro, de la fase de inspiración-espирación en que se encuentre el individuo.

Si los centros de gravedad del individuo y del volumen de agua desalojado no coinciden, un cuerpo en la superficie del agua en posición horizontal se ve sometido a un **momento torsor** (momento de fuerzas o par torsor) que obliga al cuerpo a girar hasta que las líneas de acción de las dos fuerzas mencionadas sean coincidentes, cosa que ocurre cuando el cuerpo queda en posición vertical y, siempre, con el centro de gravedad por debajo del centro de flotación ([figura 3](#)). Esta situación final se denomina de **superequilibrio o equilibrio superestable**, pues tras aplicarle fuerzas externas que perturben esa situación, el cuerpo siempre volverá a esa condición.

En el caso de individuos amputados de los miembros inferiores la situación es diferente, pues los puntos de aplicación de las fuerzas peso y empuje hidrostático tienden a estar muy próximos, motivo por el que resulta

posible flotar en una posición horizontal. Algo parecido ocurre con individuos que presentan parálisis de sus miembros inferiores, pues la cantidad y densidad de tejido óseo está reducida al mínimo.

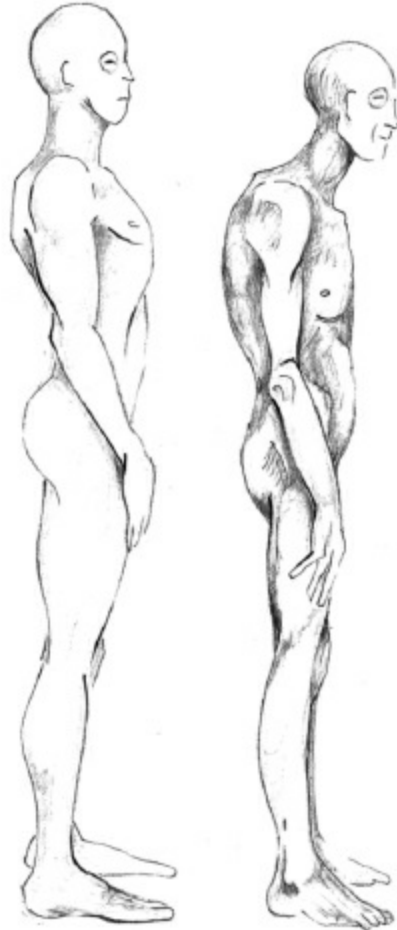


Figura 2. Diferencia en la postura y la estatura de un individuo en la juventud y en edad avanzada.

La habilidad para la flotación pasiva también difiere según el género. El porcentaje de tejido adiposo en mujeres es, como valor medio, mayor que el de los hombres. Así, entre los 20 y los 39 años de edad, los hombres tienen un 8-20% de tejido adiposo, por un 21-33% de las mujeres (Willmore y Costill, 2004). Esto hace que la flotación de las mujeres sea superior a la de los hombres. Pero, además, la localización anatómica del tejido adiposo difiere de un género a otro; las mujeres suelen acumular más grasa en la zona pélvica, mientras que los hombres suelen acumularla en la zona abdominal. Esto hace que la distancia entre los centros de flotación y de gravedad sea menor en las mujeres y, por lo tanto, también será menor el valor del par

torsor. En consecuencia, mantener la posición horizontal en el agua requiere un menor gasto energético en las mujeres que en los hombres. Con el paso de los años, el porcentaje de tejido adiposo va aumentando, a la vez que disminuye la cantidad de tejido muscular y la densidad del tejido óseo. Por ello, no es infrecuente ver mujeres de edad avanzada capaces de flotar de forma pasiva en posición horizontal, especialmente si sufren osteoporosis.

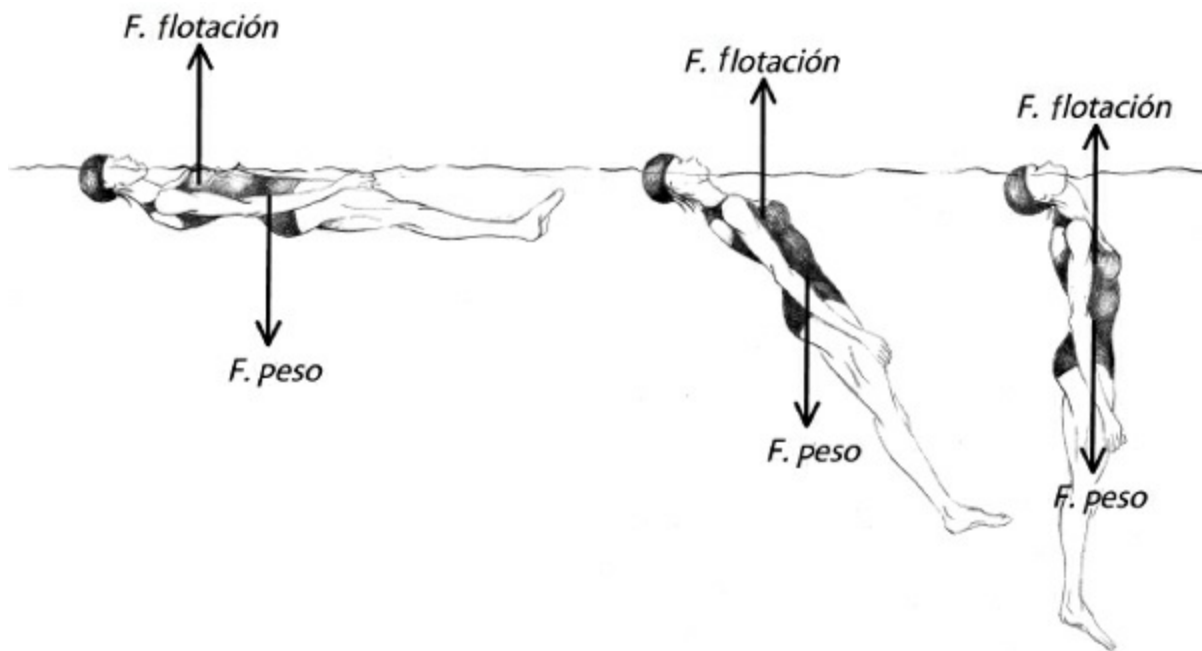


Figura 3. Momento de fuerzas generado por las fuerzas peso y de flotación (empuje hidrostático) hasta alcanzar el equilibrio.

Otra consecuencia importante de la situación de microgravedad que se experimenta en el agua es que durante el nado la musculatura trabaja de forma diferente a como lo hace en el medio terrestre. Así, en la locomoción terrestre los segmentos corporales están sometidos a **fuerzas de impacto** de forma periódica, por ejemplo, cada vez que se apoya el pie durante la marcha, la carrera o los saltos. En estas situaciones, la musculatura trabaja, en primer lugar, de forma excéntrica para frenar el movimiento e, inmediatamente después, de forma concéntrica. Es el denominado **ciclo de estiramiento-acortamiento**. Cuando se nada, la situación de microgravedad hidrostática que el cuerpo humano experimenta hace que no existan fuerzas de impacto y, en consecuencia, que la importancia del ciclo de estiramiento-acortamiento sea mínima.

Así pues, durante el nado predominan las acciones musculares de carácter

concéntrico. No obstante, si el ejercicio se realiza en piscina poco profunda y en bipedestación, sí que habrá impactos (que serán menores cuanto mayor sea el nivel del agua, tal como se indica en la [tabla 1](#)) y sí se pondrá en marcha el ciclo de estiramiento-acortamiento, pero con menor intensidad.

2.2. Propulsión y resistencia hidrodinámica: dos caras de la misma moneda

La fuerza propulsiva y la resistencia hidrodinámica son dos caras de una misma moneda. En efecto, cuando movemos un segmento corporal dentro del agua, desaloja el agua que se encuentra en su camino, transfiriéndole momento ($m \cdot v$). El momento que transfiere el segmento al agua es el que él pierde y representa la resistencia hidrodinámica. Por tanto, para continuar el movimiento es necesario que la musculatura trabaje, como mínimo, con una intensidad equivalente a ese momento. En consecuencia, la resistencia hidrodinámica a vencer determina el nivel de exigencia muscular a desarrollar por parte del individuo.

Cuando es todo el cuerpo el que avanza en el agua, como sucede durante el nado, la resistencia hidrodinámica a vencer viene determinada por el gradiente de presiones que aparecen entre la parte delantera y trasera de su cuerpo ([figura 4](#)).

Si bien el nivel de resistencia hidrodinámica que ofrece el agua depende de dos tipos de fuerzas (tangenciales y perpendiculares a la superficie) se puede hacer una estimación aproximada gracias a una ecuación desarrollada por Isaac Newton en el s. XVII que, aunque a primera vista puede parecer compleja, proporciona las claves para entender cómo aumentar o disminuir la resistencia hidrodinámica en función de lo que interese (Llana y Pérez, 2008):

$$R = \frac{1}{2} \rho \cdot C_x \cdot S \cdot V^2$$

Donde:

R, resistencia hidrodinámica (N)

ρ , densidad del agua (kg/m^3)

C_x , coeficiente de forma (parámetro adimensional que depende de la forma del cuerpo y que se determina experimentalmente)

S, superficie de choque ó área frontal proyectada (m^2)

V^2 , velocidad de nado elevada al cuadrado (m/s)

Veamos cómo afecta cada uno de estos factores:

- La densidad del agua (ρ) no podemos modificarla, a menos que introduzcamos grandes cantidades de sales. Como esto no es factible, lo único que podemos hacer es cambiar el lugar de ejercitación. Así, en el agua del mar, la resistencia hidrodinámica será mayor que en una piscina de agua dulce.
- El coeficiente de forma (C_x) determina lo hidrodinámico que es un objeto y, como su propio nombre indica, depende de la forma (morfología) del objeto y de cómo (orientación en el espacio) se mueva. Por ejemplo, una tabla de corcho convencional que se mueve dentro del agua en la misma dirección que su eje longitudinal apenas ofrece resistencia al movimiento; sin embargo, mover esa misma tabla perpendicularmente puede suponer una gran resistencia. Moverla en posiciones intermedias supone niveles de resistencia intermedios. Algo similar ocurre cuando un nadador se impulsa desde la pared y se desliza, pues dependiendo de cómo coloque sus segmentos corporales, su resistencia hidrodinámica será mayor (deslizará menos) o menor (deslizará más).



Figura 4. Gradiente de presiones que aparecen entre la parte delantera y la trasera de su cuerpo.

En el caso de la natación de competición, el coeficiente de forma del nadador determinará en gran medida su eficiencia de nado. Durante la fase cíclica del nado, se le denomina **resistencia activa**, y durante los

deslizamientos, se le denomina **resistencia pasiva** (Llana, 2002).

En el caso de las gimnasias acuáticas, hay que tener presente el coeficiente de forma del material utilizado, pues es una forma muy eficaz de adaptar e individualizar el esfuerzo a realizar. Aunque también puede “engañar” al monitor, pues pequeñas inclinaciones en una tabla de corcho pueden hacer que el ejercicio sea menos costoso de lo que él había ideado. Por ello, se ha diseñado material que genera altos niveles de resistencia con independencia de la dirección de desplazamiento, como los “hydrobells”.

- La superficie de choque (S) depende básicamente del tamaño del objeto y, también, de su orientación. Siguiendo con el ejemplo de la tabla de corcho, cuanto más grande sea, mayor resistencia generará, con independencia de la posición y dirección en que se mueva. Asimismo, si se inclina disminuirá esta superficie de choque, cosa que no ocurre (o muy poco) con materiales como las “hydrobells” o similares.
- La velocidad de desplazamiento (V^2) del objeto o segmento corporal tiene un gran efecto, pues, tal y como aparece en la ecuación, está elevada al cuadrado. Esto quiere decir que si duplicamos la velocidad, cuadruplicaremos la resistencia. En el caso de las gimnasias acuáticas, la velocidad de ejecución es uno de los parámetros más importantes a tener en cuenta durante la ejercitación en el medio acuático, pues determina mucho la intensidad de ejercicio. Por el contrario, en la natación de competición, el objetivo es que la velocidad de nado sea máxima, lo que implica nadar con gran resistencia hidrodinámica, por lo que habrá que intentar disminuir la resistencia hidrodinámica basándose en el resto de parámetros citados.

En resumen, de la ecuación de Newton se puede concluir:

1. Para las gimnasias acuáticas. Son varias las formas en que se puede aumentar o disminuir la resistencia hidrodinámica a vencer, de manera que el esfuerzo muscular se puede graduar e individualizar de forma muy sencilla; si se desean altos niveles de resistencia, basta con elegir un objeto poco hidrodinámico (p. ej., *hydrobells* o *hydroboots*) y moverlo rápidamente (aunque nunca se conseguirán resistencias tan altas como las que se pueden obtener “en seco”, por ejemplo, con pesas), por el contrario, si se desean niveles bajos de resistencia, basta

con no utilizar implementos (sólo los segmentos corporales) y moverlos a velocidades bajas.

2. Para la natación de competición. La eficiencia de nado depende de tener poca resistencia hidrodinámica, pero ésta aumenta con la velocidad (al cuadrado), por tanto, es imprescindible disminuirla mediante una correcta colocación de los segmentos corporales (coeficiente de forma) y no aumentar en demasía el volumen del nadador (superficie de choque), por ejemplo, con mucho trabajo de hipertrofia muscular.

Otro aspecto que afecta en gran medida la resistencia hidrodinámica es el oleaje. Tiene una especial importancia durante el nado en superficie, pues el patrón de olas que se genera ([figura 5](#)) puede suponer un freno muy grande para el nadador: es la denominada “hull speed” (Llana 2002).

Como se mencionó en el apartado 2.1, en el agua las acciones musculares son básicamente concéntricas; por ello, y a diferencia de lo que ocurre en el medio terrestre, cuando se realiza un movimiento y se vuelve a la posición de partida, se trabaja siempre basándose en “**pares de músculos**”. Por ejemplo, para un movimiento de flexo-extensión del codo en bipedestación, la flexión la hacen los flexores (bíceps braquial, braquial anterior y supinador largo) mientras que la extensión la hacen los extensores (tríceps braquial). En el medio terrestre, tanto la flexión como la extensión la realizan los flexores, primero concéntricamente y luego excéntricamente. Esto es muy interesante, pues hace que sea difícil generar descompensaciones musculares, puesto que siempre se trabaja de forma bastante simétrica.

PUNTO CLAVE

Como el trabajo muscular dentro del agua es básicamente concéntrico, al realizar un movimiento (ida) y su contrario (vuelta) el trabajo muscular es simétrico entre los agonistas y antagonistas, por lo que resulta difícil provocar descompensaciones musculares.

La única opción de realizar algo de trabajo excéntrico en el agua es cuando hay que frenar alguna fuerza externa, aunque raramente será tan intenso como en el medio terrestre. Esto se puede conseguir de varias maneras: (1) cuando nos apoyamos en alguna superficie sólida, por ejemplo,

en piscina poco profunda como se mencionó en el apartado 2.1 o al nadar y hacer un viraje apoyando sobre la pared de la piscina; (2) cuando interactuamos con otro usuario, por ejemplo, en ejercicios de desequilibrio por parejas, o (3) con material de flotación, por ejemplo, al resistir la subida de una pelota que previamente hemos hundido.

Un aspecto muy importante a tener en cuenta en las gimnasias acuáticas en piscina poco profunda es el hecho de la **estabilidad corporal**. Lo que tiene dos efectos importantes: (1) cualquier ejercicio de tonificación muscular en estas condiciones, por ejemplo un movimiento de abrir y cerrar brazos (abrazar y desabrazar) origina una inestabilidad importante, por lo que tanto la musculatura del tronco como de los miembros inferiores tienen que trabajar de forma activa, lo cual es muy beneficioso. (2) Por el contrario, esta inestabilidad es la principal responsable del límite de resistencia que podemos vencer, de manera que el esfuerzo muscular de la musculatura agonista estará en gran parte limitado por la capacidad de mantener la posición. Para paliar esto, se puede emplear calzado especialmente diseñado para ejercitarse en el agua, que se caracteriza por aumentar considerablemente el agarre al suelo.

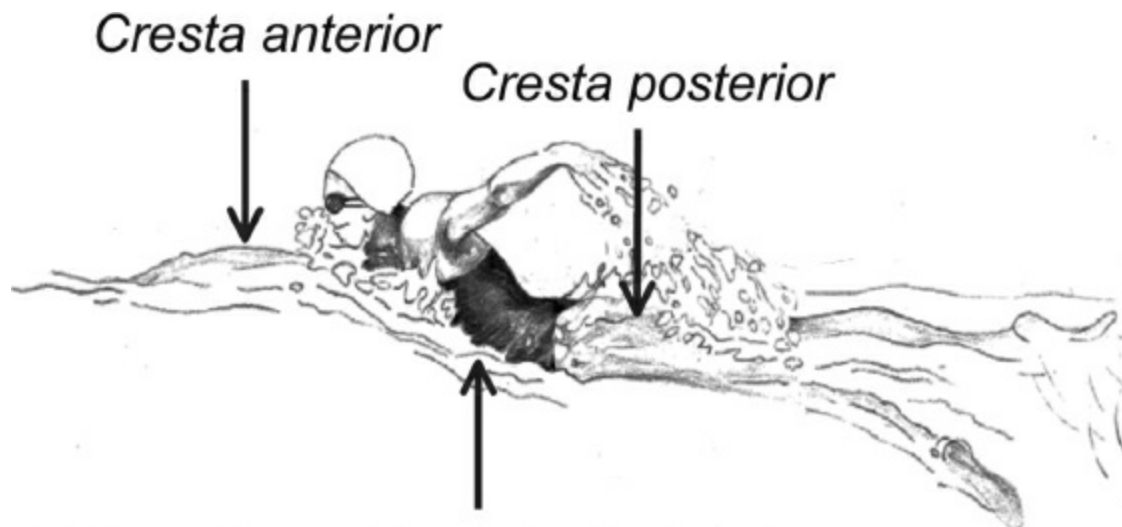


Figura 5. Patrón de olas durante el nado en superficie.

2.3. La presión hidrostática

Otro aspecto de interés que diferencia el medio acuático del terrestre es el del aumento de la **presión hidrostática** que se experimenta al introducirse en el agua. La presión hidrostática está directamente relacionada con la densidad

del fluido, y el agua es 800 veces más densa que el aire. Esto hace que cada 10 m de profundidad la presión hidrostática aumente, aproximadamente, 1 atmósfera (101.325 Pa ó 760 mm de mercurio). Hay que destacar que esta presión se ejerce perpendicularmente a la superficie sumergida, de manera que el cuerpo sumergido tiende a comprimirse por toda su superficie (Ley de Pascal).

Esta compresión hay que tenerla presente cuando se bucea, pues puede ser causa de molestias en el oído, pero también tiene efectos positivos, pues facilita el retorno venoso y el llenado del corazón (hasta un 35%), especialmente si el cuerpo se encuentra en posición horizontal. Por ello, la frecuencia cardíaca durante el nado suele ser entre 3 y 17 pulsaciones/minuto menor que en un ejercicio terrestre de similar intensidad. El aumento de la presión hidrostática tiene, por tanto, un **efecto beneficioso sobre el retorno venoso de la sangre, siendo éste uno de los motivos por los que se recomienda la natación en poblaciones con problemas circulatorios**. En el medio terrestre, la bipedestación hace que la sangre de los miembros inferiores deba ir en contra de la gravedad, situación que se ve agravada por la incapacidad del sistema venoso para bombear la sangre de forma autónoma. Con el tiempo, esta situación puede degenerar en problemas circulatorios como, por ejemplo, la formación de varices. Por el contrario, durante el ejercicio físico sumergidos en agua, el “masaje” que ejerce ésta debido a la presión hidrostática facilita mucho la circulación periférica de retorno.

PUNTO CLAVE

La presión hidrostática comprime al cuerpo sumergido en todas direcciones por igual; esto ayuda a que la sangre de los miembros regrese al corazón (retorno venoso) y, a grandes profundidades, puede comprimir tanto los pulmones que puede llegar a ser letal.



Figura 6: Trayectoria de la mano en el plano horizontal, tras entrar al agua, en el caso del estilo crol.

BIBLIOGRAFÍA

- Clauser, C., McConville, J., Young, J. (1969) *Weight, volume and center of mass of segments of the human body*. AMRL-TR-60-70. Wright Patterson Air Force Base, Ohio.
- Di Prampero, P.E., Rennie, D.W. (1972) Body drag and efficiency in swimming. *Fed Am Soc Exp Biol* 31:312.
- Llana, Pérez (2008) Biomecánica de la Natación. En: Izquierdo (Coordinador). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Editorial Médica Panamericana.
- Llana, S. (2002) Resistencia hidrodinámica en natación. *Rendimientodeportivo.com*. nº2.
- Willmore, J.H., Costill, D.L. (2004) *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. Ed. Paidotribo.

Cavagna, G.A., Kaneko, M. (1977) Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol* 268(2):467-81.

PARA SABER MÁS

Llana, S., Pérez, P. (2008) Biomecánica de la natación. En: Izquierdo (Coordinador). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Editorial Médica Panamericana.

Miller, D.I. (1975) Biomechanics of swimming. *Exerc Sport Sci Rev* 3:219-48.

<http://www.swim.ee/>

<http://www.ifkb.nl/B4/indexsw.html>

JUDO: FUNDAMENTOS BIOMECÁNICOS BÁSICOS

24

Dr. Carratalá, V., Pablos, Blasco-Lafarga, C. y Antón, P.

Departamento de Educación Física y Deportiva.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València)

RESUMEN

En el judo actual, la táctica supone un componente importantísimo para el desarrollo y desenlace del combate. Así, para crear judocas inteligentes que sepan regular los tiempos del combate y aplicar las técnicas adecuadas en el momento idóneo, y con las fuerzas necesarias, debemos conocer en profundidad los elementos, características y leyes que intervienen en la interacción entre dos judocas durante el combate. A continuación tratamos de desmenuzar aquellas leyes y principios que afectan el movimiento del ser humano, y que aplicadas de forma adecuada pueden servir de enorme ayuda al judoca en su participación y evolución. Para ello, nos servimos de la biomecánica como ciencia que estudia la aplicación de estas leyes a los seres vivos, y en nuestro caso a los judocas. Partiendo de esta base, se puede observar cómo esta ciencia contribuye en gran medida a la adopción de una táctica adecuada para que el judoca tome las decisiones acertadas en cada situación, en la consecución de la victoria. Por último se muestra un análisis biomecánico de las técnicas Uchi Mata basado en el modelo de Ramón y Zissu (1997) y Seoí Nage, según el estudio de Blais y Trilles (2004).

1. INTRODUCCIÓN

La biomecánica del deporte busca alcanzar en todo momento el máximo rendimiento muscular con el mínimo gasto energético y el mínimo riesgo de lesiones (ver [capítulo 2](#)). En el caso del judo, y probablemente debido a su elevado componente técnico, la biomecánica nos permite, además, observar e

identificar una serie de aspectos y factores que resultan fundamentales para la correcta aplicación y desarrollo de las técnicas, pues gran parte del proceso de entrenamiento de los judocas de elite está basado en la mejora de la técnica y la táctica a partir de un riguroso análisis de la evolución de los movimientos de sus rivales en los combates. Es importante destacar que estos movimientos son estudiados por medio de leyes y patrones mecánicos, teniendo en consideración las características anatómicas del ejecutante.

Ya desde los inicios, Kano (1889) hace alusiones a conceptos biomecánicos al hablar de la economía del esfuerzo valiéndose de dos principios ([figura 1](#)). El primero indica que la proyección se ejecute después de llevar al adversario a una situación de equilibrio inestable, y el segundo, que la aplicación de la fuerza al contrario debe hacerse lo más lejos posible del eje de giro y en perpendicular a la línea que une éste con el punto de aplicación de la fuerza, lo que no es más que la aplicación al judo del concepto de momento de fuerza (ver [capítulos 6 y 7](#)). Estos principios fundamentales aún siguen prevaleciendo hoy en día y son aplicables a cualquier deporte de lucha (López, 2000).

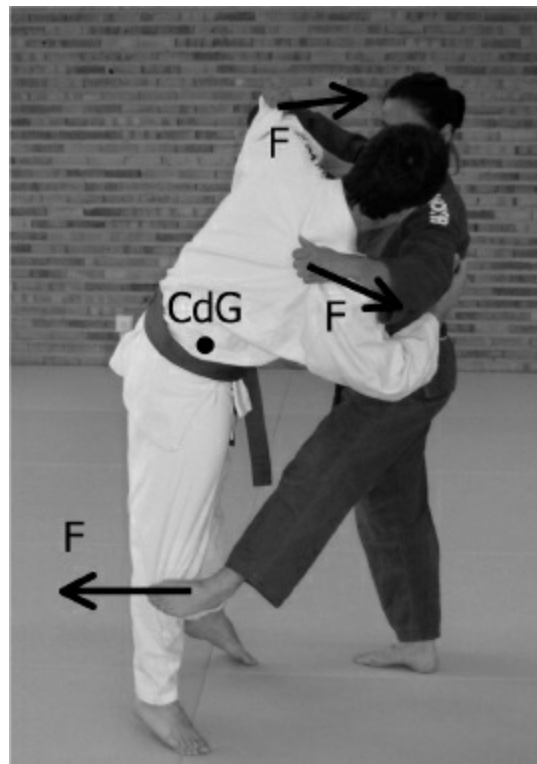


Figura 1. El momento de fuerzas en la técnica Hiza-Guruma.

Finalizamos esta introducción destacando de forma importante el trabajo de Sacripanti (1996), quien propone una clasificación de las técnicas de judo en dos grupos en función de si éstas se ejecutan por medio de una palanca o por medio de un momento de fuerza ([tabla 1](#)). Parece, por tanto, evidente que la biomecánica tiene mucho que decir en judo.

PUNTO CLAVE

El propio Kano advirtió la necesidad de desarrollar la optimización técnico-táctica sobre leyes biomecánicas cuando introdujo principios básicos del Judo como el desequilibrio, la economía y oportunidad en la aplicación de la fuerza, etc.

2. PRINCIPIOS Y LEYES FUNDAMENTALES

El cuerpo humano puede ser definido como un complejo sistema de segmentos articulados, donde el movimiento es producido por fuerzas externas (reacción) que el medio (generalmente el suelo) devuelve al judoca tras haber aplicado estas fuerzas internas (acción). Estas fuerzas musculares internas se aplican fuera del eje instantáneo de rotación articular, generando momentos de fuerza que serán responsables del movimiento articular. Por ello, resulta necesario conocer los mecanismos de actuación de estas fuerzas, para que se pueda aplicar a la ejecución de los movimientos y sus relaciones con las cargas mecánicas a que está sometido el aparato locomotor. Así, todo entrenador y todo judoca deben tener presentes cuatro conceptos fundamentales, que servirán para el análisis de los movimientos durante el combate.

Estos cuatro conceptos están más ampliamente explicados en el [capítulo 7](#) del presente libro, pero ahora se presentan de forma más específica para el judo.

3.1. Estabilidad

Según Gutiérrez (1998) depende de tres factores:

1. La base de sustentación del judoca.

2. La altura del centro de gravedad.
3. La proyección del centro de gravedad sobre la base de sustentación.

A estos tres factores debemos añadir el peso (Wakanabe y Avakian, 1972).

Donskoi y Zatsiorski (1988) afirmaron que el grado de estabilidad de cuerpo humano en diferentes posiciones se caracteriza por:

- El componente estático o coeficiente de estabilidad. Se refiere a la capacidad para contrarrestar las fuerzas que alteran la estabilidad en determinadas direcciones.
- El componente dinámico. Se refiere a la capacidad de recuperar la posición por parte del judoca.

Para conocer de forma más efectiva y concreta la estabilidad de un objeto, la podemos calcular a partir de la magnitud del radio de su base de sustentación y la altura su centro de gravedad (Wakanabe y Avakian, 1972).

PUNTO CLAVE

La estabilidad es la capacidad del judoca para adaptar en cada situación del combate una postura natural, estable y dinámica desde la que construir su judo de ataque con posibilidad de destruir el del adversario.

En el caso de las posiciones fundamentales en judo, un judoca aprende a situarse de cuatro formas distintas ([Figura 2](#)): de pie (postura natural), de pie con piernas abiertas (postura defensiva), en cuadrupedia y decúbito prono. La diferencia entre las posiciones mostradas radica tanto en la altura del centro de gravedad como en la base de sustentación: la posición A es la más inestable, pues tiene alto el centro de gravedad y poca base de sustentación, la posición B es algo más estable, pero no tanto como la posición C que tiene mayor base de sustentación y más bajo el centro de gravedad. La posición D es la más estable, pues el centro de gravedad está lo más bajo posible y la base de sustentación es muy grande, y aún sería mayor si tuviera los brazos en cruz, aunque esta acción provocaría un posible ataque al codo mediante una técnica de luxación o al cuello con una técnica de estrangulación. En

cualquier caso, el mantenimiento de una postura natural, estable, dinámica y adaptada a cada situación del combate ayuda a mejorar nuestro judo y a dificultar en mayor medida que el adversario nos proyecte, estrangule, inmovilice o luxee.

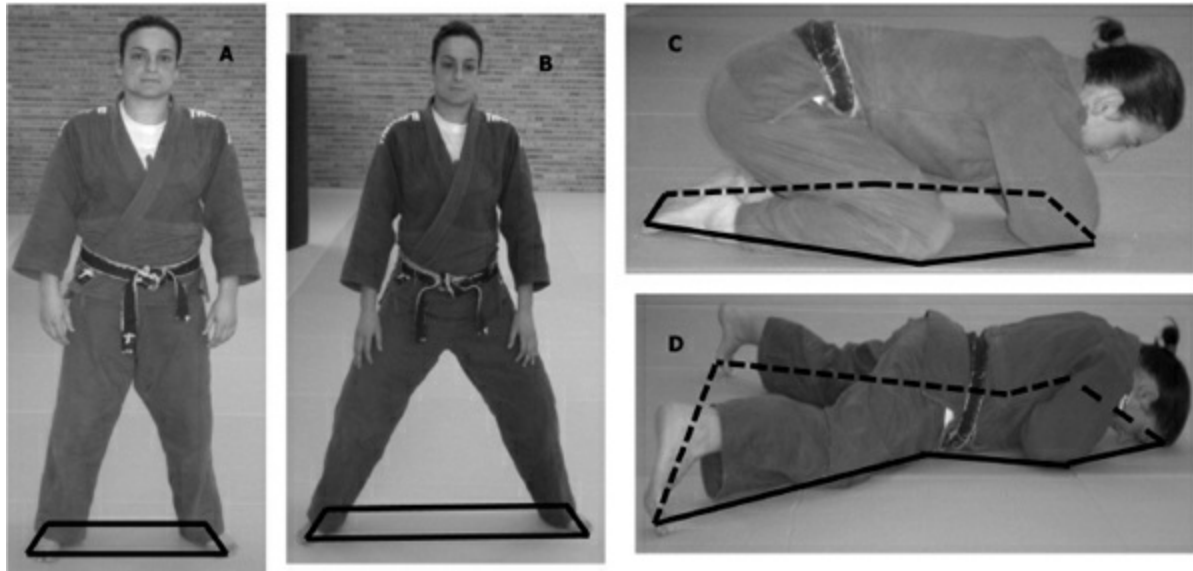


Figura 2. Estabilidad relativa de un judoca dependiendo su posición (de pie, de pie con descenso del centro de gravedad (posición defensiva), con cuatro apoyos y tumbado en decúbito prono).

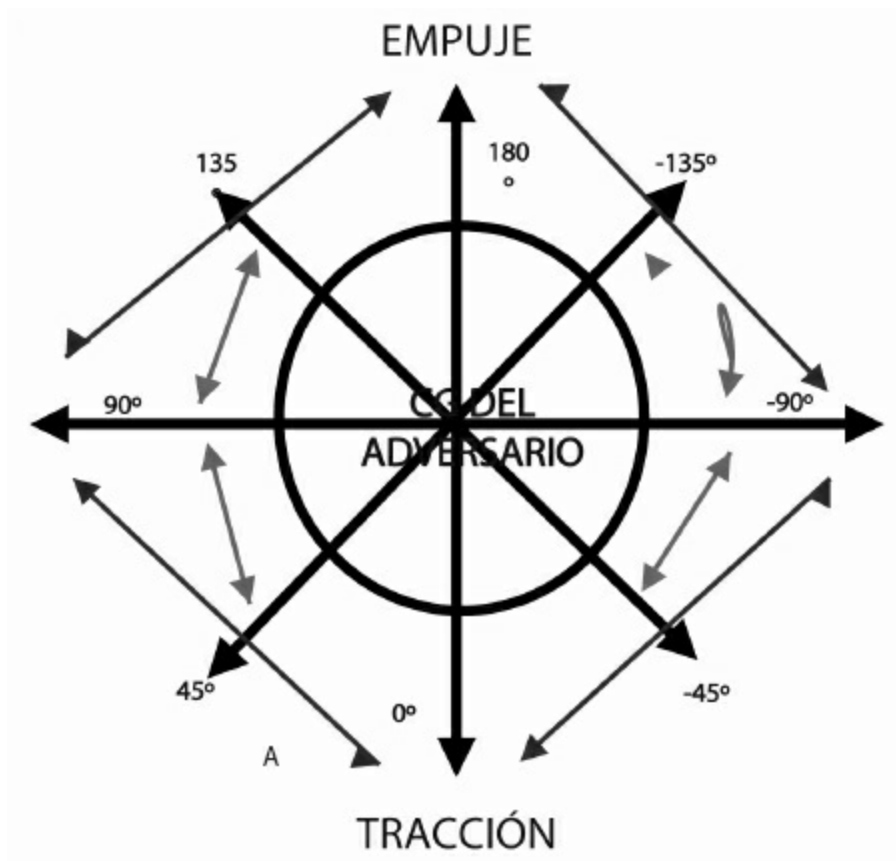
3.2. Equilibrio

Desde la perspectiva individual, un judoca está en equilibrio si la proyección de su centro de gravedad se encuentra en el interior de su base de sustentación. Y lo mismo sucede con el equilibrio de la pareja de judocas, aunque en este caso nos referimos al centro de gravedad y a la base de sustentación a partir de la distribución de masas de ambos, y del conjunto de fuerzas aplicadas por los dos.

El equilibrio se produce cuando la resultante de las fuerzas externas y las de su momento de fuerza sean iguales a cero (Gutiérrez, 1998). Sin embargo, esta situación nunca se da en un combate, y en el lenguaje del judo, el término equilibrio y desequilibrio hace referencia a mantener o no la posición deseada, respectivamente.

De forma tradicional, el desequilibrio se suele tratar desde el punto de vista de un solo individuo, y basta que el atacante sitúe la proyección del

centro de gravedad del adversario fuera de su base de sustentación para que éste se desequilibre (Inogai, Habersetzer, 1981). Así, se puede provocar el desequilibrio del adversario aplicando fuerzas en estas direcciones (figura 3). En 1972, Kudo añade a las ocho formas establecidas por Kano seis más, hasta un total de 14, lo que se conoce como las 14 direcciones modernas. ocho ó 14, todas estas direcciones hacen referencia a la aplicación inicial de las fuerzas con el fin de desequilibrar al adversario. Sin embargo, en función de la situación, este desequilibrio puede ser la primera fase de un movimiento técnico que se transforma en otro, dando lugar a un cambio de dirección para sorprender al adversario. Creemos, por tanto, que los desequilibrios son infinitos, porque en la realidad de la lucha las fuerzas y las posiciones cambian continuamente y en cualquier dirección. Por ejemplo, la posición resistida adoptada por los competidores actuales obliga a buscar un desequilibrio en la perpendicular de la línea trazada entre sus dos pies, tanto hacia adelante como hacia atrás.



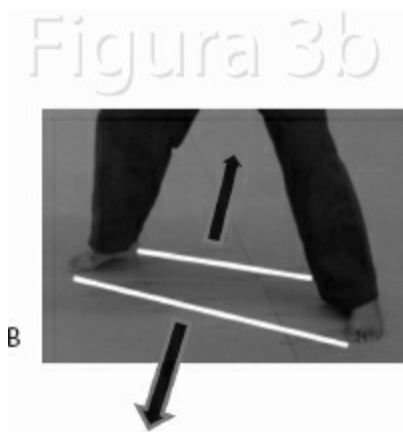


Figura 3. Posibles direcciones del centro de gravedad del adversario cuando es desequilibrado (A). Desequilibrio habitual (B).

Estas interpretaciones no mencionan los apoyos superiores que permiten que el defensor aumente su estabilidad. Es decir, sólo se ocupan de los problemas del combate a nivel de la parte inferior, pero obvian la importancia de la parte superior. No debemos olvidar que esta modalidad deportiva se realiza a partir de la interacción de dos individuos, por lo que el equilibrio de un solo individuo se sustituye por otro tipo de equilibrio, dinámico y de pareja, lo que lleva a considerar que el equilibrio ya no se fundamenta sobre dos apoyos (pies), sino sobre cuatro: pies en el suelo y manos sobre el adversario (Adami Couturier, 1973) (figura 4). Esta afirmación nos lleva a concluir que la interacción entre judocas permite un aumento de la base de sustentación y, en consecuencia, del equilibrio de ambos (Thabot, 1999).



Figura 4

Un defensor se halla en desequilibrio siempre que su atacante consiga recolocar en su propia base de sustentación, suprimiéndole los apoyos superiores de interposición. Es decir, para desequilibrar a un adversario hay que crear un conjunto de acciones que permitan suprimir los apoyos superiores que le proporcionan un equilibrio estable, y reducir su base de sustentación exclusivamente a sus dos pies. Estos sistemas de ataque nos llevan a la supresión de los apoyos superiores pero no de manera definitiva, pues si actuamos sobre la eliminación de los apoyos inferiores no podremos suprimir de manera sistemática los apoyos superiores para desequilibrar y proyectar al adversario. Es aquí donde surgen diversidad de opiniones y afirmaciones de distintos autores, ya que es del todo inexacto que un competidor se halle en desequilibrio porque esté de puntillas, sobre los talones, apoyado sobre un solo pie, etc.

Mirallas (1990) indica que el desequilibrio es una situación creada por el judoca con intención de romper el equilibrio del adversario a través de diversas situaciones o estrategias, y clasifica este proceso en tres fases:

1. Fase preparatoria. Consiste en crear las condiciones idóneas de realización económica y efectiva de la acción.
2. Fase inicial. La dirección y el sentido de Tori siempre debe ser contrario

hacia donde se va a desequilibrar finalmente, ya que el objetivo será aprovechar el movimiento de reequilibrio del adversario y prolongar la trayectoria de la acción de los músculos con la intención de conseguir que las articulaciones y la posición del cuerpo de Uke se encuentren en el ángulo propicio en el instante de la proyección.

3. Fase final. Se caracteriza por la realización de la técnica específica que pretendía Tori.

Así pues, para la correcta realización del desequilibrio, deben interrelacionarse una serie de conductas motoras específicas de cada fase que se derivan de la mecánica de las propias técnicas. De ahí la importancia de desestructurar estas fases en el proceso de enseñanza-aprendizaje de la técnica para su correcta asimilación.

PUNTO CLAVE

Junto a las 8 ó 14 direcciones del desequilibrio asociadas a la idea de sacar al adversario de su base de sustentación, en la actualidad se considera el papel reequilibrador de los brazos. Para desequilibrar a un adversario hay que crear un conjunto de acciones que permitan suprimir o minimizar sus apoyos (tanto de miembros superiores como inferiores), reducir su base de sustentación individual y, sobre todo, sacarlo de la base de sustentación global de la pareja, en continuo movimiento. El Randori y el Shiai deben propiciar el aprendizaje de este continuo reajuste durante el combate.

Todo esto nos lleva a una conclusión muy elemental: para poder llegar a un buen desequilibrio hay que tener presente (1) una correcta posición del cuerpo del judoca, (2) un buen control sobre el cuerpo del adversario y (3) un buen agarre también en estático, pero sobre todo en desplazamiento. De esta forma moveremos el centro de gravedad del adversario hacia fuera de la base de sustentación para que la técnica sea aplicada con más eficacia (Adrian y Cooper, 1989). Para conseguir todo esto, nuestra principal herramienta será el entrenamiento mediante el Uchi-Komi y el Nage Komi, la repetición comprensiva, y el Randori y el Shiai, la adaptación y ajuste del patrón técnico a la situación cambiante de la lucha.

2.3. Base de sustentación

Constaría del polígono formado por la unión de los puntos que están en contacto con el suelo. López (2000) la definió como el área cuyo perímetro queda definido por la unión de los puntos de apoyo más distales de un cuerpo en el suelo. Esta base no tiene por qué ser sólida, es decir, la base de sustentación es idéntica para una banqueta de cuatro patas que para un bloque macizo del mismo tamaño, ya que no depende de las características del objeto sino del polígono que forman sus puntos distales.

En el caso del judo, la base de sustentación del judoca en posición natural, Shizen-tai, está delimitada por los márgenes externos de sus pies, como muestran las [figuras 5a](#) y [5b](#). Sacripanti (1996) estableció una superficie óptima de equilibrio, que queda encerrada entre los apoyos más internos de los pies ([figura 6](#)). Éste es un concepto práctico en el combate, pero incorrecto en un sentido biomecánico estricto (ver [capítulo 7](#)).

En una situación dinámica, la base de sustentación es variable en función de la posición que adopten los pies, aumentando o disminuyendo de tamaño dependiendo de si los pies del judoca se juntan, se separan o giran. Estas posibles combinaciones dan como resultante una infinidad de formas geométricas en la base de sustentación. En principio, la estabilidad aumentará en cierto modo en consonancia con el aumento del área del polígono de sustentación; pero esta afirmación no es en absoluto una verdad universal, y no lo es por varios motivos:



Figura 5a. El área sombreada representa la base de sustentación del judoca en posición natural (López, 2000).

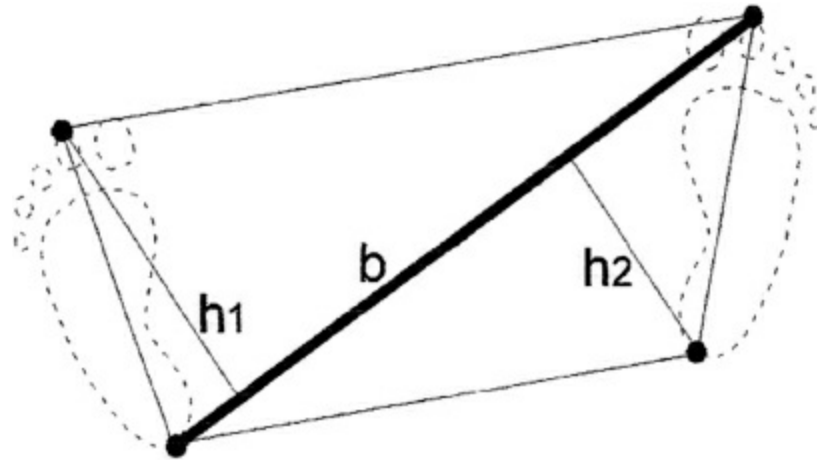


Figura 5b

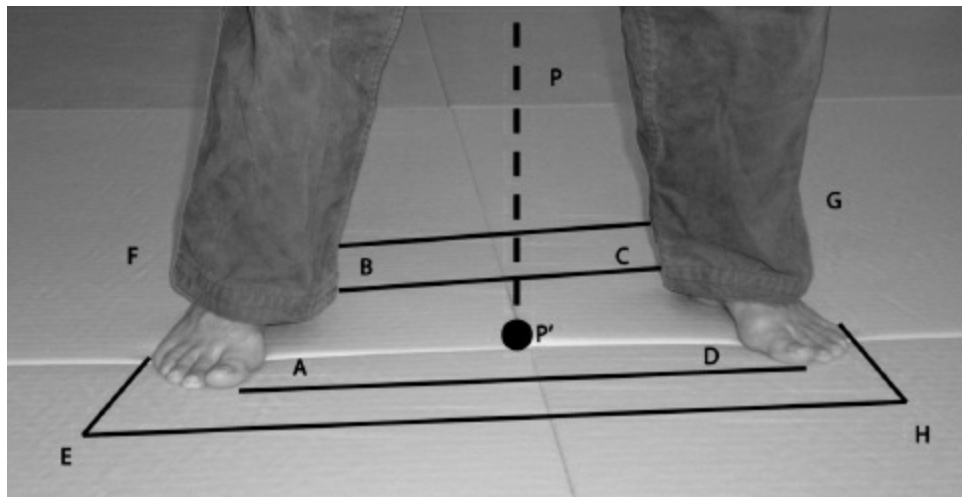


Figura 6. Superficie óptima de equilibrio. (Adaptado de Sacripanti, 1996.)

En primer lugar debemos referirnos a la distancia del CDG al límite de la base de sustentación. Cuanto más centrado esté el centro de gravedad dentro de la base de sustentación, más estable permanecerá el cuerpo, ya que es mayor la distancia que debe recorrer hasta cualquiera de los puntos de desequilibrio, que son las aristas de caída; es decir, cuanto más se acerque el centro de gravedad a una arista de caída, más inestable se vuelve el cuerpo del judoca, hasta que se supera el plano vertical de la arista, que es cuando éste pasa a estar desequilibrado. A modo de ejemplo, vamos a observar cómo la [figura 7](#) nos muestra qué debe hacer el judoca cuando está siendo desequilibrado por una fuerza externa, ya que si no quiere perder el equilibrio, debe modificar la posición de sus pies para que el centro de gravedad esté dentro de la base de sustentación.

En segundo lugar hay que tener en cuenta que una misma base de sustentación puede ser más o menos eficaz dependiendo de la dirección de la fuerza que intenta desequilibrarlo (figura 8). La amplitud en sentido transversal no es útil si las fuerzas se aplican en sentido sagital. En la figura 8 el judoca debe buscar bajar lo máximo posible su centro de gravedad (flexionando tobillos, rodillas, cadera y tronco), con el objetivo, que el cuerpo presente la mayor dificultad posible para el adversario.

Para evitar ser desequilibrado, el judoca deberá tener en cuenta los factores que afectan la estabilidad de su cuerpo, teniendo en todo momento una base de sustentación amplia y orientada en la dirección adecuada para dificultar el desequilibrio a su adversario. Para ello resulta fundamental intuir dónde está nuestro centro de gravedad y el del adversario, así como percibir y sentir de forma adecuada las direcciones cambiantes de las fuerzas aplicadas, para optimizar la eficacia de estos principios e interpretar de forma eficaz el combate.

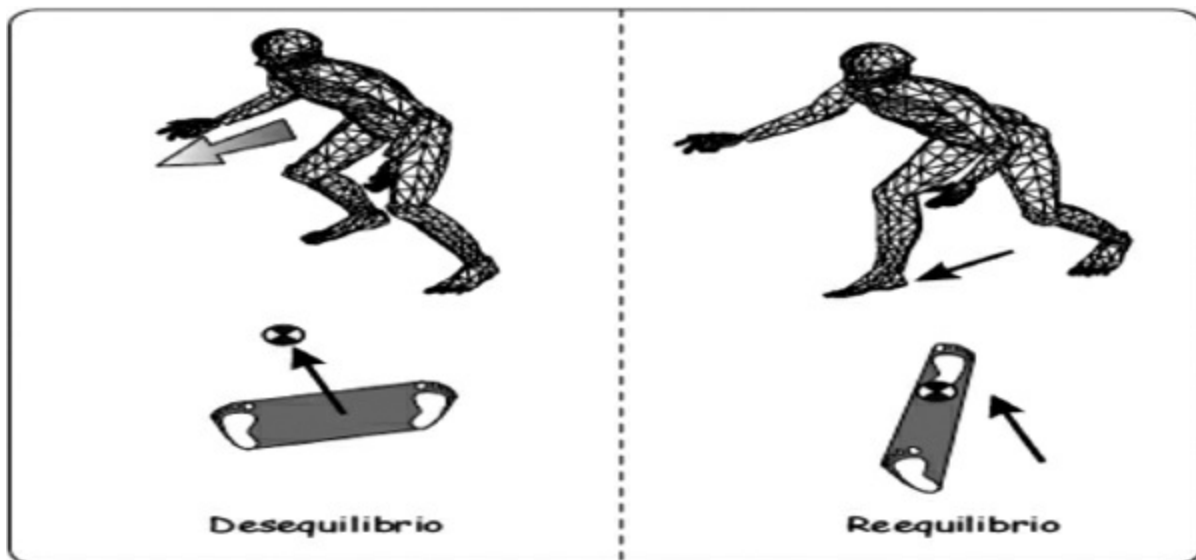


Figura 7. Cuando un judoca es desequilibrado, éste modifica su base de sustentación (la posición de sus pies), para volver a introducir su centro de gravedad dentro la base de sustentación (López, 2000).

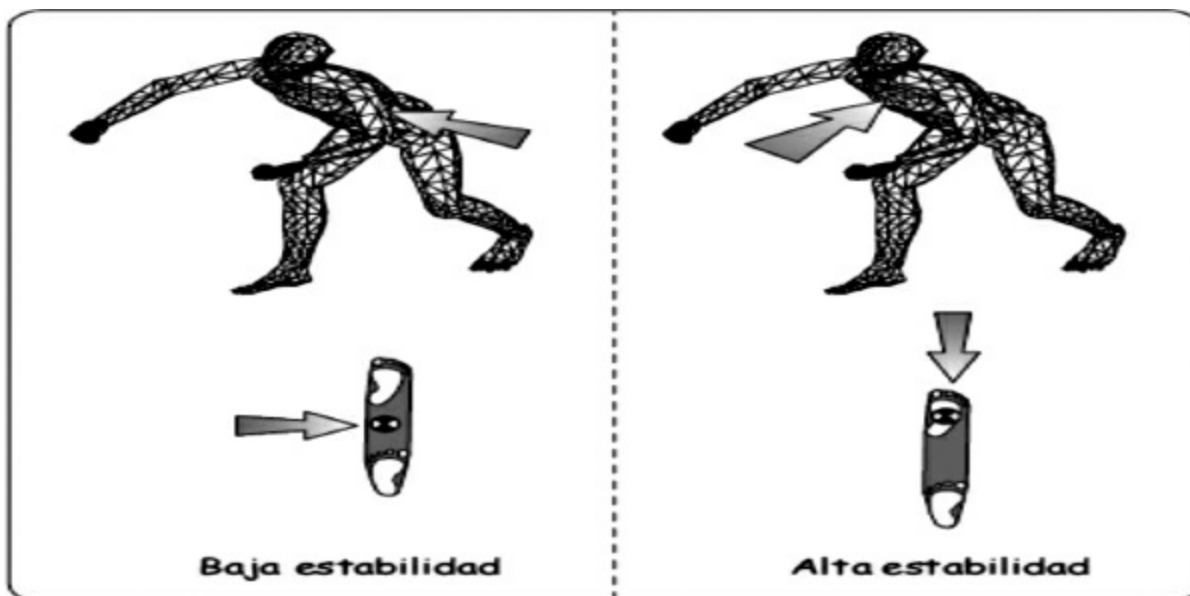


Figura 8. Una buena base de sustentación será más o menos eficaz según la dirección de la fuerza que trate de desequilibrarlo (López, 2000).

PUNTO CLAVE

El carácter dinámico del judo rompe el principio de que “a mayor base de sustentación, mayor estabilidad”. La estabilidad se relaciona con la mayor base de sustentación del judoka, que varía en función de la posición que adopten sus pies, pero también con la altura del CDG, la distancia de éste al borde del área de sustentación y, sobre todo, con la dirección de la aplicación de la fuerza.

La amplitud en sentido transversal no es útil si las fuerzas se aplican en sentido sagital, y viceversa. El judoca necesita intuir dónde están tanto su CDG y base de sustentación, como los del adversario y los del elemento global “pareja”, así como percibir, incluso intuir anticipadamente, las direcciones cambiantes de las fuerzas aplicadas

2.4. Centro de gravedad

Cuando estudiamos las proyecciones en judo, debemos tener en cuenta dos aspectos básicos.

En primer lugar, podemos afirmar que el cuerpo del adversario permanece estable en mayor medida cuando la proyección que se aplica sobre su centro de gravedad cae de forma vertical sobre su polígono de sustentación. Esta mayor estabilidad del adversario obliga a aplicar un mayor

momento de fuerza en la segunda fase, la que es propiamente de proyección. Pero muchas veces esta mayor estabilidad del adversario también coincide con la nuestra de cara a efectuar la proyección, pues también ejercemos las fuerzas desde la proyección de nuestro CDG dentro de una buena base de sustentación.

En segundo lugar, debemos vincular los desplazamientos del CG con el tiempo que tardamos en aplicar los desequilibrios. Cualquier acción demasiado lenta permite al adversario reequilibrarse antes de continuar con la aplicación del resto de fases de nuestra técnica, frustrando nuestras opciones de puntuación.

Kano (1986) formuló que era necesario combinar una reducción de la base de sustentación del adversario y la proyección de su centro de gravedad fuera de la base de sustentación como algo fundamental en cualquier tipo de proyección. Pero hay que tener precaución porque como contraposición a la estabilidad está la movilidad, o, lo que es lo mismo, cuanto más estable es un cuerpo, menos se mueve, y viceversa.

Weers (1996) estableció cuatro requisitos mínimos que debe tener en cuenta todo judoca para adquirir y mantener una posición óptima o “*Square Mobile Stance*”, pues para pasar de una posición estable a una inestable en judo se requiere de importantes aplicaciones de fuerza, en un tiempo mínimo. Esta posición asegura un dinamismo equilibrado.

1. Peso del cuerpo sobre las puntas de los pies.
2. Pies dentro del ancho de los hombros.
3. Hombros en la misma línea que las caderas.
4. Rodillas ligeramente flexionadas.

PUNTO CLAVE

Atacar a un adversario estable exige una mayor aplicación de fuerza, aunque en ocasiones minimiza el riesgo propio de quedar inestable buscando ataques eficaces que apliquen fuerza en la dirección del movimiento, pero con el CGD ya en desequilibrio.

El atacante debe valorar factores como su propia estabilidad o inestabilidad, el tiempo requerido para efectuar su ataque y las posibilidades del adversario de escapar o contraatacar en ese tiempo. La propuesta postural de la “*Square Mobile Stance*” de Weers (1996) contribuye a ese necesario dinamismo equilibrado.

Amadio (1996) observó que el grado de estabilidad es directamente proporcional a la base de apoyo; inversamente proporcional a la altura del centro de gravedad; directamente proporcional a la distancia horizontal de la proyección del centro de gravedad en relación con la base de sustentación, y también directamente proporcional al peso corporal. En ese sentido, para romper el estado de equilibrio estático de un cuerpo y hacerlo entrar en movimiento, debemos provocar un desplazamiento de la proyección del centro de gravedad en relación con los límites de la base. En la misma línea, Hay (1980) incidió en que la estabilidad y el equilibrio del judoca dependían directamente de la proyección de la línea de gravedad en relación con los límites de la base de sustentación (mayor estabilidad cuanto mayor sea la base de apoyo), del peso del cuerpo y de la altura del CDG en relación con la base de sustentación.

3. LA FUERZA

La fuerza (ver [capítulo 6](#)) es una magnitud vectorial, y como tal presenta un punto de aplicación, una magnitud, dirección y sentido. Se trata de una capacidad condicional (Gutiérrez, 1998) que permite, entre otras cosas, variar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo, por lo que su aplicación conlleva implícito el contacto entre dos cuerpos. En realidad, más que de una sola fuerza, hablaríamos de la suma de todas las fuerzas que intervienen, lo que nos debe conducir a la eficacia o resultado esperado. Esta magnitud puede analizarse y cuantificarse como vector único o fuerza resultante, o descomponerse en vectores menores que representan a cada una de esas fuerzas a las que está sometido el cuerpo, o los cuerpos, afectados.

Según el campo de análisis en el que nos movamos, existen formas muy diferentes de afrontar el estudio de la fuerza.

3.1. Fuerza muscular

Si nos acogemos a la 2ª ley de Newton (fuerza = masa · aceleración), inicialmente un judoca tiene ventaja si es más pesado (tiene más masa) que su adversario, pues a éste le costará más desequilibrarlo. Pero, además, más peso implica más tejido muscular, con lo que la capacidad para generar fuerza es mayor.

Pero la fuerza muscular en sí misma no es suficiente para vencer al

adversario. La variación en la dirección de aplicación de las fuerzas, la velocidad en su aplicación, la estabilidad asociada a la reorientación más adecuada de la base de sustentación otros factores de estabilidad pueden romper la postura del adversario, impidiéndole ejercer tensión y reduciendo su capacidad para aplicar fuerza. Deducimos, por tanto, que uno de los factores más importantes del judo es la ejecución eficaz de las técnicas y su correcto momento de aplicación, con una visión de globalidad y de dinamismo continuo de movimientos, en los que hay una implicación total de los músculos del cuerpo. Y el mismo principio se aplica a las tres posibilidades del trabajo en suelo: inmovilizaciones, estrangulaciones o luxaciones.

En todos los casos resultará fundamental la coordinación de todos los músculos participantes, pues el judo se caracteriza por la participación casi continua de grandes masas musculares. Si la fuerza muscular que somos capaces de generar de forma técnico-táctica no se adecua a la situación y al preciso instante de aplicación técnica, el resultado son movimientos lentos y/o débiles, adquiriendo un gran riesgo de contra-ataque o anticipación por parte del adversario. En cambio si nuestra ejecución se adapta y adecua a la situación y al adversario, los movimientos aumentan su eficacia y la fuerza aplicada, es decir la resultante de la interacción entre fuerzas internas y externas, será mayor y estará mejor dirigida ([figura 9](#)). Por tanto, para conseguir un resultado técnico de forma rápida, adecuada y eficaz, además de un buen agarre sobre el adversario y un buen dominio del juego equilibrio-desequilibrio, es importante la fuerza muscular.



Figura 9. El momento complementa la fuerza muscular durante el tirón. El contacto de barrer el pie transfiere la fuerza al tobillo del oponente en Okuri-Ashi-Harai.

Finalizamos este punto llamando la atención sobre la necesidad de optimizar la eficacia de las musculaturas de tronco y región abdominal (ver [capítulo 13](#)). “El tronco actúa como transmisor de fuerza entre el miembro superior y el inferior. Una musculatura fuerte y estable a nivel central (ahora que se habla tanto del entrenamiento de la zona media o *core*) libera de necesidad de fuerza al tren inferior y permite que quede más libre para los movimientos de sorpresa y potencia. Además, permite que la acción de los brazos repercuta sobre la de las piernas y viceversa, sin pérdidas de fuerza en la cadena de transmisión” (Blasco, 2009). Entre otras cosas, este aspecto nos capacita para levantar una carga muy pesada del suelo, mediante la utilización de la fuerza de reacción que se producirá cuando presionamos el suelo con nuestras piernas, o cuando empujamos un peso por encima de nuestra cabeza.

PUNTO CLAVE

Los movimientos lentos y/o débiles conllevan un gran riesgo de contraataque o anticipación por parte del adversario. Necesitamos una fuerza útil o técnico-táctica,

rápida y coordinada, que optimice la resultante de la interacción entre fuerzas internas y externas, produciendo movimientos eficaces.
El papel del tronco como estabilizador y elemento de transmisión de la fuerza entre los miembros inferiores y los superiores resulta fundamental.

3.2. La fuerza peso ($m \times g$)

A mayor masa del adversario, mayor dificultad para moverlo de forma horizontal, y aun más de forma vertical (ver [capítulo 6](#)). Un mayor peso proporciona estabilidad, pero si hemos logrado desequilibrarlo, caerá con más facilidad. Para ello debemos conseguir que el adversario pierda su estabilidad. A modo de ejemplo ([figura 10](#)), si Uke, avanza hacia Tori para agarrar con su mano derecha la solapa izquierda de éste, al tiempo que Tori retrocede, a medida que Uke avanza, tira de su manga y bloquea/barre (en función del momento) su pie adelantado con acción de Sasae-Tsuri-Komi-Ashi/De-ashi-Harai, Uke perderá su estabilidad y podrá ser proyectado.

En el deporte del judo hay situaciones en las que el pie en apoyo puede deslizarse sobre el tatami, cosa que no es deseable para el defensor. Para evitar que esto ocurra, o para beneficiarnos, debemos tener en cuenta los siguientes aspectos:

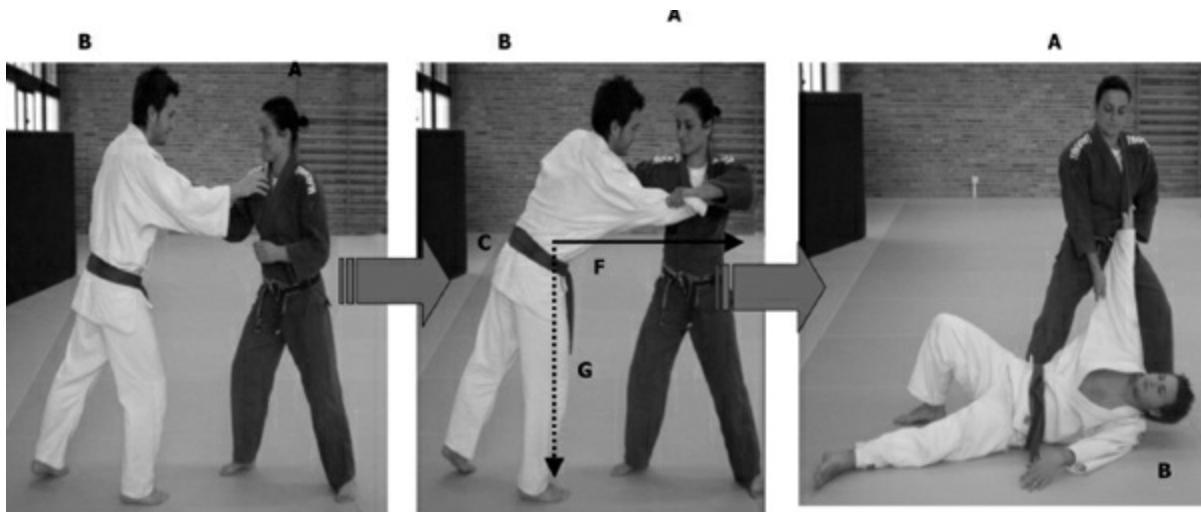


Figura 10. Barrido al pie avanzado. Utilización de la fuerza de gravedad para una proyección. La fuerza de gravedad (G) coopera con la fuerza generada por los músculos (F), tirando del oponente hacia Tori.

3.3. La fuerza de rozamiento

El índice de rozamiento entre dos superficies es proporcional a la fuerza que las mantiene presionadas una sobre la otra. En el caso del judo, será más difícil hacer deslizar un pie cuanto más peso corporal esté recayendo sobre él. Ejecutar correctamente técnicas de barrido tales como Okuri-Ashi-Harai o De-Ashi-Harai (Figuras 11a y 11b) depende en gran medida de este aspecto.

Si utilizamos la técnica “De-Ashi-Harai”, idónea para el barrido del pie que avanza del adversario, cuando éste ha realizado un paso más largo de lo habitual por acción de nuestro desequilibrio, tendremos una oportunidad inmejorable para barrer el pie adelantado del adversario, Uke, ya que en ese preciso momento descansa sobre ese pie casi la mitad de su peso total ($81 \text{ kg} \cdot \frac{1}{2} = 40,5 \text{ kg}$) y está a punto de descargar el resto de su peso. Esos 40,5 kg son muchos menos que los 81 kg que se hubieran necesitado para hacer caer por acción de barrido, deslizamiento, al adversario. (Figura 12).

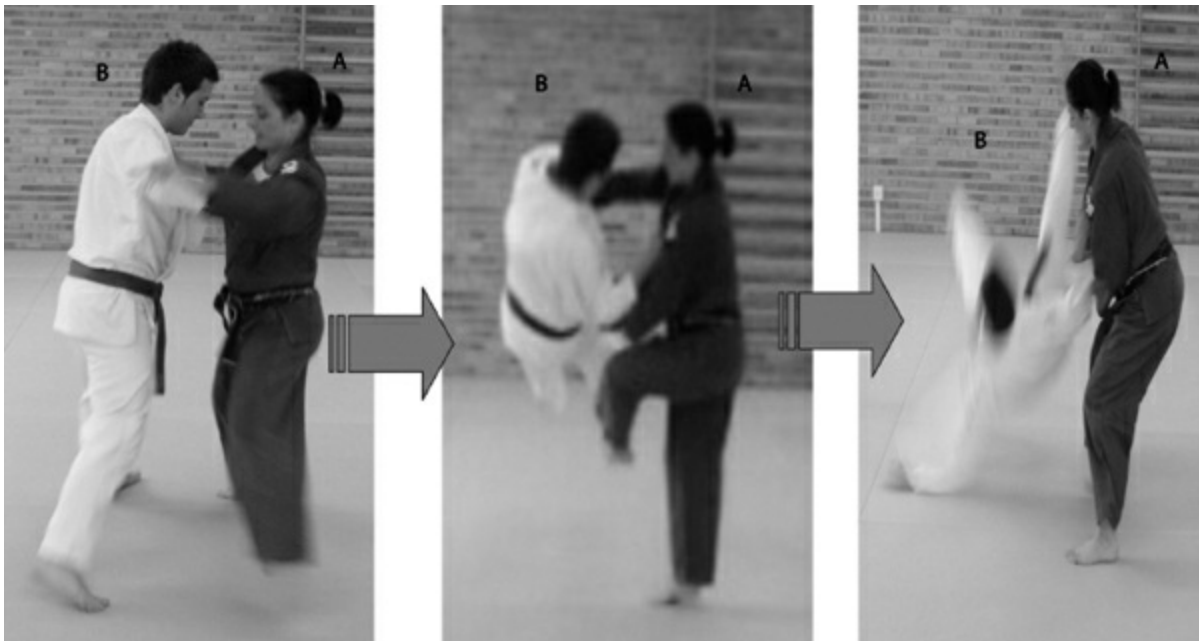


Figura 11a



Figura 11b

Si aplicamos este principio a otro grupo de técnicas, de cadera en este caso, vemos que el momento de aplicación y el coeficiente de fricción o índice de rozamiento es diferente, dado que hay una mayor superficie de contacto con el tatami, ambos pies apoyados totalmente, y un gran contacto entre los cuerpos de Uke y Tori, situación que favorece la aplicación de acciones defensivas y de contraataque del adversario (figura 13). Para poder aplicar correctamente este tipo de técnicas, debemos reducir el índice de rozamiento, menor superficie de apoyo de los pies del adversario y modificar los puntos de contacto entre ambos cuerpos, a través del desequilibrio y de la colocación del cuerpo de Tori (figuras 14a y 14b).

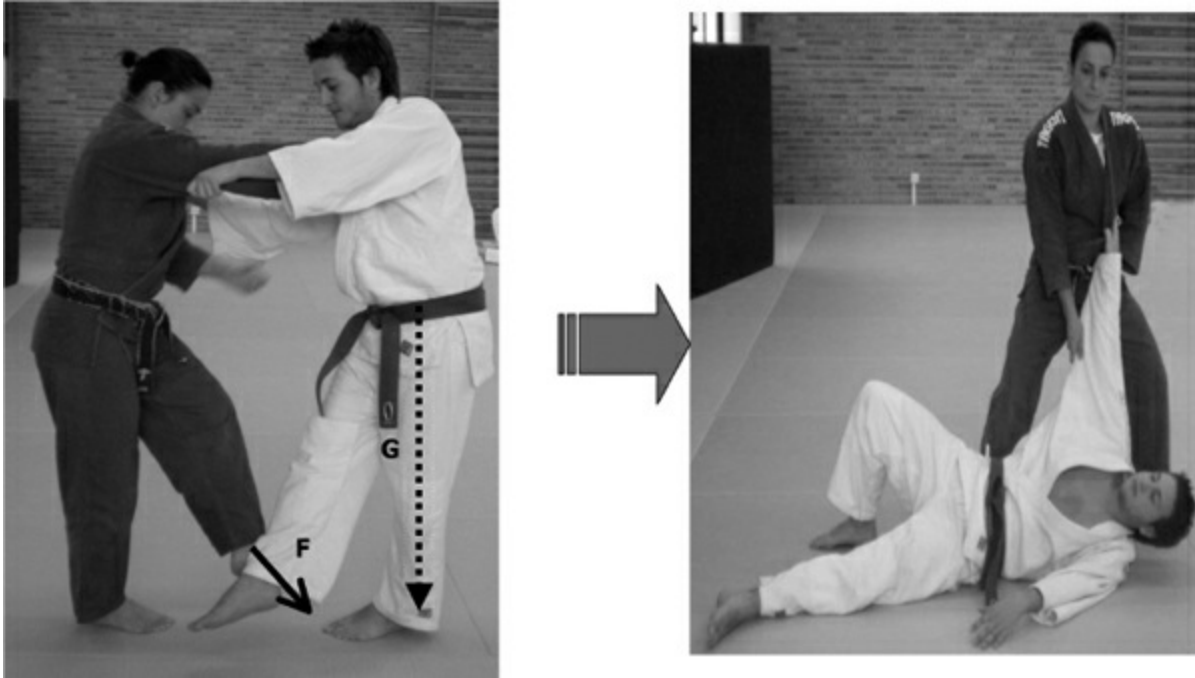


Figura 12. Utilización de la técnica De-Ashi-Harai para barrer a nuestro adversario.

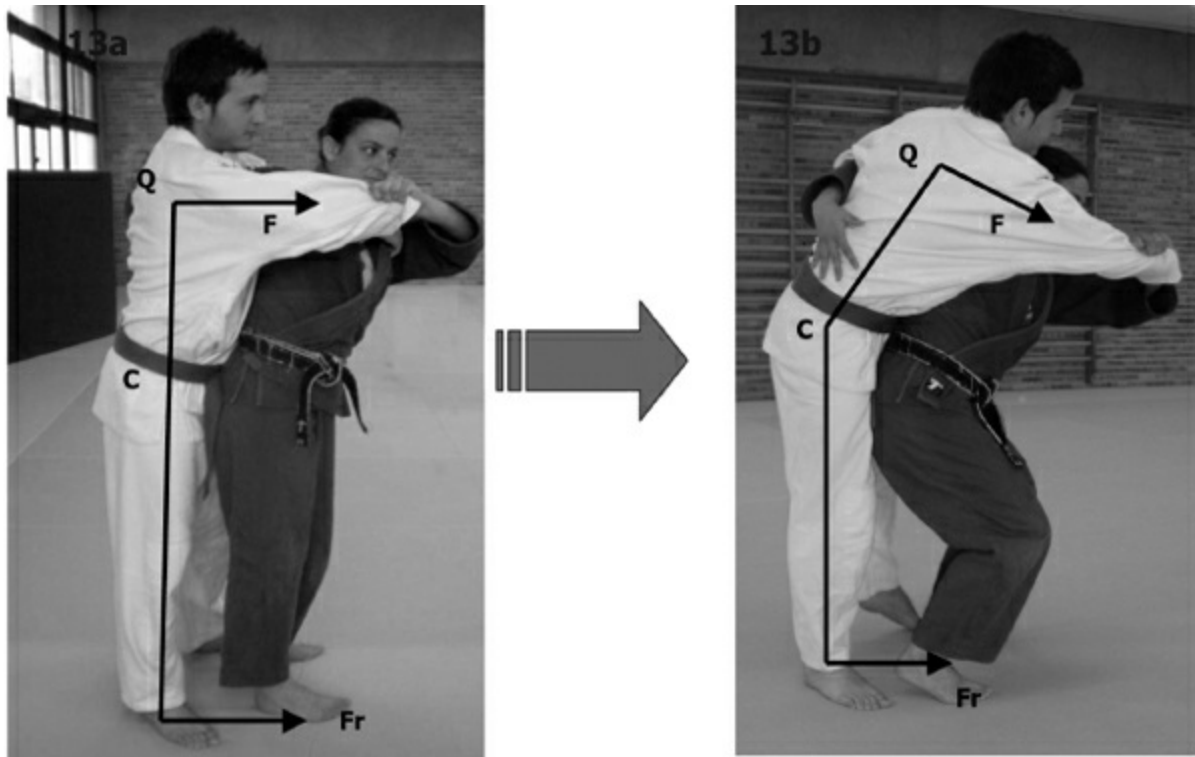


Figura 13. El rozamiento ayuda a defenderse de una proyección como O-Goshi.

El rozamiento que se produce entre dos superficies depende de la

naturaleza de las mismas. En judo, las superficies de contacto son los pies y el tatami. La fuerza de rozamiento dependiente de estas dos superficies se verá alterada por la presencia de contaminantes tales como el sudor y la presencia de polvo.



Figura 14a. Preparación tradicional para Harai-Goshi, agarrando la solapa izquierda y la manga derecha. Forma menos efectiva de inducir el momento de fuerzas sobre Uke.

En teoría, el rozamiento se produce de forma independiente del área de las superficies de contacto. Esto implica que no hay grandes diferencias en la fuerza de rozamiento si el pie está totalmente apoyado en el tatami o si sólo se apoyan los dedos.



Figura 14b. Preparación para Harai-Goshi. Manera más efectiva de inducir el momento de fuerza en el adversario.

PUNTO CLAVE

Las técnicas de barrido (Gari) o gancho (Gake) exigen menos aplicación de fuerza y son, por tanto, más económicas, pero deben tener en cuenta las fuerzas de rozamiento. Cuanto más peso recae sobre el pie a atacar, menos posibilidades de eficacia tiene la proyección. De ahí la importancia de encontrar los “preapoyos” del rival.

Combinar desplazamientos rápidos sin mucho rozamiento con dejar el máximo peso en acciones como la defensa o el contraataque puede ser clave. De la suavidad a la máxima firmeza.

4. APLICACIÓN DE LA FUERZA SOBRE EL ADVERSARIO

La tracción y el empuje como sistema de transmisión de fuerza de ambos judocas es el motor de los desplazamientos y acciones de la pareja. Saber utilizar la fuerza del adversario basándose en la tracción y el empuje es uno de los principios básicos del judo. Si Uke empuja, Tori debe ceder y tirar de él al mismo tiempo. Si, por el contrario, Uke realiza la acción de tracción sobre Tori, éste debe ceder y empujar a Uke. En el judo debe presidir el lema “tirar cuando empujan y empujar cuando tiran”, y repeler la fuerza del contrario, bien sea cuando él tira o cuando empuja utilizando el Tai-Sabaki (figura 15) con objeto de desequilibrar a nuestro adversario. Así pues, debemos centrar nuestra enseñanza en lo que respecta a este apartado, en el aprendizaje de la noción de empuje y tracción, así como su correcta aplicación y respuesta a estas acciones a través del Tai-Sabaki.

Para poder aplicar una acción técnica eficaz sobre el adversario, debemos hacerlo en el instante adecuado, con intensidad y en el menor tiempo posible. Uno de los factores básicos en el éxito de la aplicación de las acciones técnicas es la reducción del tiempo de ataque. Por ejemplo, si queremos aplicar la técnica Harai-Goshi, podrían darse, entre otras, dos situaciones básicas:

- Que Tori conduzca a Uke a una posición favorable para aplicar la técnica y ser proyectado.



Figura 15. *Tai-Sabaki.*

- Que Uke conozca o perciba la intención de Tori y modifique su posición y agarre, intentando evitar la acción de Tori, quien aplicará una acción modificada que le permitirá aplicar la técnica de Harai-Goshi en el menor tiempo posible.

Por ello será fundamental reducir el tiempo requerido para que se realice la técnica de forma idónea y adecuada al instante. Y aquí entra en juego la táctica y la capacidad cognitiva del judoca para escoger la mejora opción, es decir, aquella que le permita obtener el ippon. Recordemos que la velocidad que se da en judo es lo que se conoce como velocidad selectiva compleja, aquella velocidad en la que las ejecuciones están enormemente mediatizadas por la velocidad y corrección de la toma de decisión, es decir, por el dominio de los aspectos atencionales y cognitivos del movimiento.

Cuando aplicamos un conjunto de fuerzas sobre un cuerpo, se pueden producir muchos y distintos efectos en función de los puntos donde se aplica, la dirección, el sentido y la intensidad de la fuerza, lo que obliga a conocer cómo se transmite la fuerza y bajo qué condiciones, para aplicarla de la manera más efectiva. Para facilitar su comprensión, ofreceremos un ejemplo de aplicación práctica de este principio al judo (figura 16). Uke inicia la acción de agarre y/o desplazamiento hacia Tori, quién aprovecha la acción y

se desplaza hacia atrás, tirando de Uke y produciendo un desequilibrio como consecuencia de la suma de los dos factores: P2, el adversario avanza hacia Tori; P1, desplazamiento de Tori hacia atrás y acción de los brazos para atraer a Uke hacia delante en la dirección de la aplicación técnica.

Uno de los principios del judo, Chikara-No-Oyo, consistente en la utilización de la fuerza del adversario aplicando el principio de la no resistencia, nos descubre y enseña cómo una de las cosas más importantes del judo es la utilización correcta de la fuerza, es decir, proyectar aprovechando la fuerza del adversario. Por ejemplo, si aplicamos al adversario una fuerza por la derecha desde el instante en que éste se mueve en la misma dirección por su propia fuerza, la fuerza que le proyectará será igual a la suma de ambas fuerzas. Si se aplica esta fuerza en la dirección opuesta a la del adversario, la fuerza que lo contrarresta sería igual a nuestra fuerza, y por tanto no conseguiríamos el objetivo fijado. Bajo este principio, los mejores judocas y los más inteligentes utilizan su fuerza y la que realiza el adversario. Pero, ¿si se tira de un adversario hacia la perpendicular derecha simultáneamente a su movimiento a la derecha, en qué dirección estará el adversario obligado a moverse? Consideraremos esta aplicación a la práctica del judo. Uke inicia su desplazamiento hacia Tori ([figura 17A](#)) con la intención de agarrar su solapa (lo que genera una fuerza F1); Tori retrocede un paso hacia atrás para aprovechar la situación y tira de Uke hacia delante y hacia abajo por medio de la fuerza F2 ([figura 17B](#)), mientras la fuerza F1 sigue actuando. En ese preciso instante, las dos fuerzas F1 y F2 actuarán sobre el adversario a la vez, generando una resultante F mayor ([figura 17C](#)).

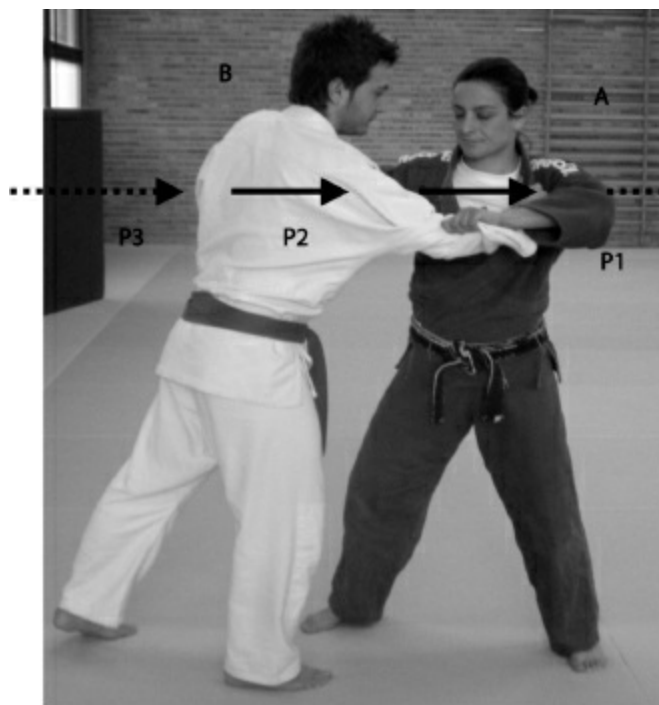


Figura 16. Transmisión de una fuerza:
*P1: fuerza con la que se tira del oponente.
 P2: fuerza con la que nuestro oponente avanza.
 P3: fuerza externa.*

En el trabajo de judo de suelo también podemos hacer uso de estos principios para hacer mayor presión sobre el adversario, y de una manera efectiva. Obsérvese cómo en la [figura 18](#), el control se producirá cuando Tori presione su pecho contra el adversario.

Si Tori eleva el CG (Kami-Shio-Gatame con la cadera adelantada y elevada, [figura 19](#)), aumenta la componente vertical de la fuerza y con ello el vector resultante sobre el pecho es mayor. Ello podría llevarnos a pensar que estamos aumentando el control sobre Uke. Sin embargo, al subir el CG Tori también está disminuyendo la distancia desde la proyección de su CG al punto de apoyo, con la consiguiente reducción del brazo de resistencia. Ello le obliga a hacer más fuerza para mantener el mismo control. El judoca tiende a bajar la cadera ([figura 20](#)), incluso a estirarse, para aumentar la resistencia que ejerce su cuerpo a ser volteado, ahorrando fuerza, y por tanto energía, en el control de las inmovilizaciones.



Figura 17. Composición de fuerzas en una proyección. Cuando Uke avanza con una fuerza F , Tori tira hacia abajo con la fuerza Q , y la resultante F hace que el Uke caiga hacia delante; la línea F indica la magnitud y la dirección de la fuerza.

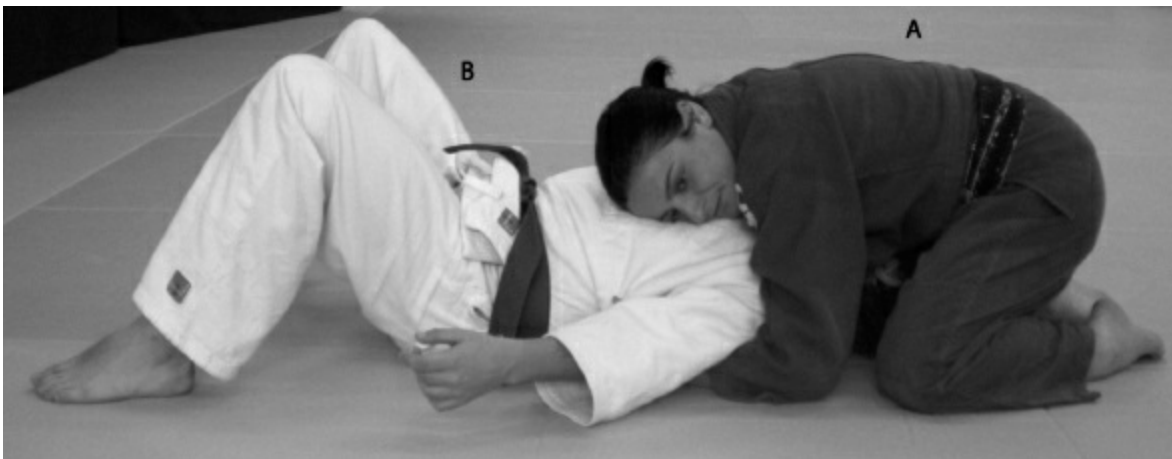


Figura 18. Kami-Shiho-Gatame, utiliza una componente vertical más corta.

PUNTO CLAVE

El principio de la no resistencia (Chikara No Oyo) nos recuerda la importancia de aprovechar la fuerza del adversario; traccionar, tirar de él o de ella cuando nos empuja o empujarle cuando tira de nosotros suma fuerzas. Este principio se invierte puntualmente en las acciones de Tai-Sabaki, acción para repeler un ataque del contrario; pero el Tai-Sabaki tiene forma de desplazamiento técnico, y evoluciona rápidamente hacia nuevas acciones de ataque o propicia el contraataque.

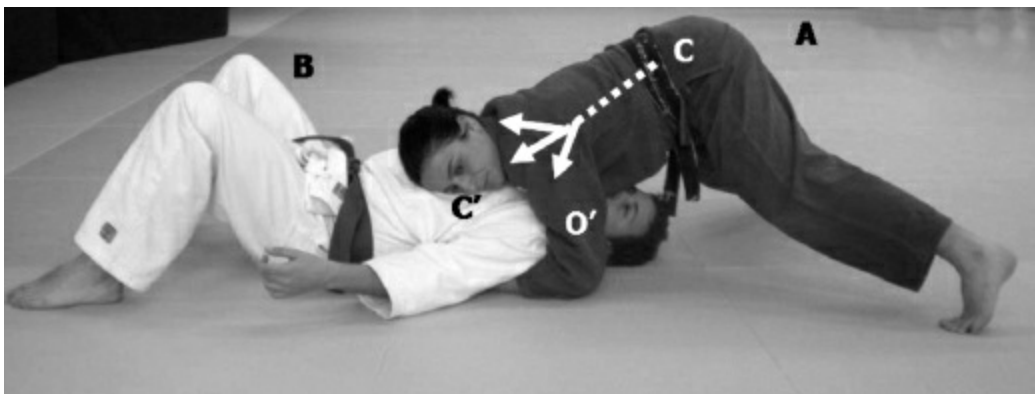


Figura 19. Kami-Shioho-Gatame modificado, que utiliza un mayor componente vertical.



Figura 20. Kami-Shioho-Gatame modificado, que utiliza un mayor componente horizontal.

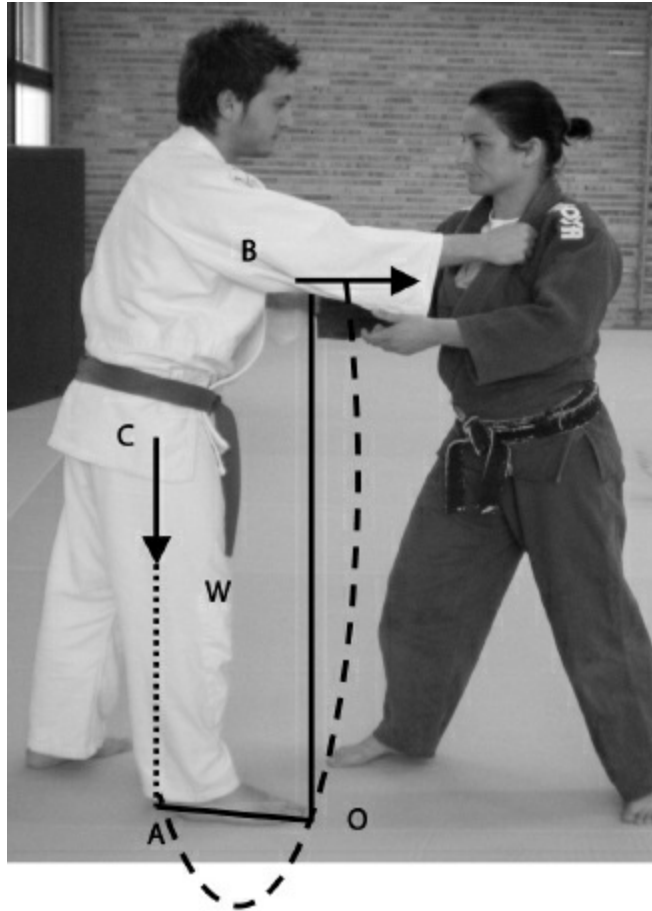


Figura 21. Brazo de palanca en el judo.
*A= punto de aplicación de la técnica.
 B= punto de aplicación.
 C= centro de gravedad.*

4.1. Momento de fuerza

La fuerza aplicada por el judoca puede ser aumentada por el efecto multiplicador de la distancia perpendicular que hay entre el punto de apoyo y la línea de acción de la fuerza (figura 21). El producto de la fuerza que actúa y esta distancia se conoce como momento de fuerza (ver capítulo 6). Tori trata de proyectar a Uke (figura 22) tirando de él hacia delante y hacia abajo. Como podemos observar, la punta del pie derecho de Uke sirve a Tori como eje en la aplicación de la fuerza, tal y como a la puerta le sirven las bisagras, y el agarre alejado junto con la acción de apertura envolvente de los brazos tratará de aumentar la distancia perpendicular hasta ese punto para generar el mayor momento posible.

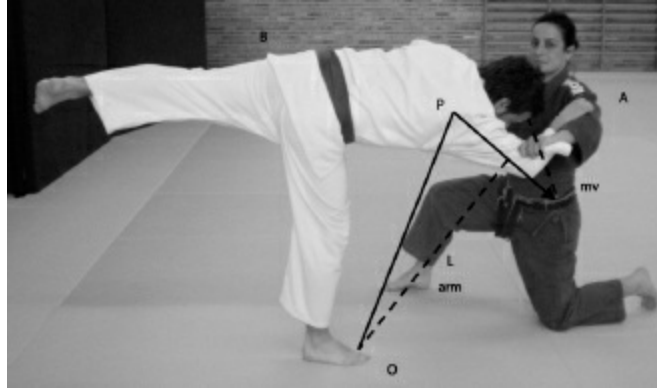


Figura 22. Momento de fuerza en Uki-Otoshi.

Aunque en judo participan prácticamente todos los grupos articulares y se generan continuamente muchos momentos de fuerza (tanto de potencia como de resistencia; ver [capítulo 6](#)), el modelo de palanca más frecuente en judo y que afecta más al agarre es conocido como palanca de segundo género o interresistente ([figura 23](#)). La [figura 24](#), previa al desequilibrio, muestra una palanca de primer género o clásica, más desfavorable para generar fuerza, pues en ella el punto de aplicación de la fuerza de tracción es el punto B, en la parte superior del cuerpo del adversario; los dedos de su pie derecho le sirven de fulcro, y el punto de aplicación de su CDG es el punto A en el tatami, proyección vertical de ese CDG y donde se concentra la oposición a la tracción o resistencia.



Figura 23. Brazo de palanca tipo 2, muy utilizado por los judocas. Ejemplo de Juji-Gatame (A) y Sode-Tsuri-Komi-Goshi (B).

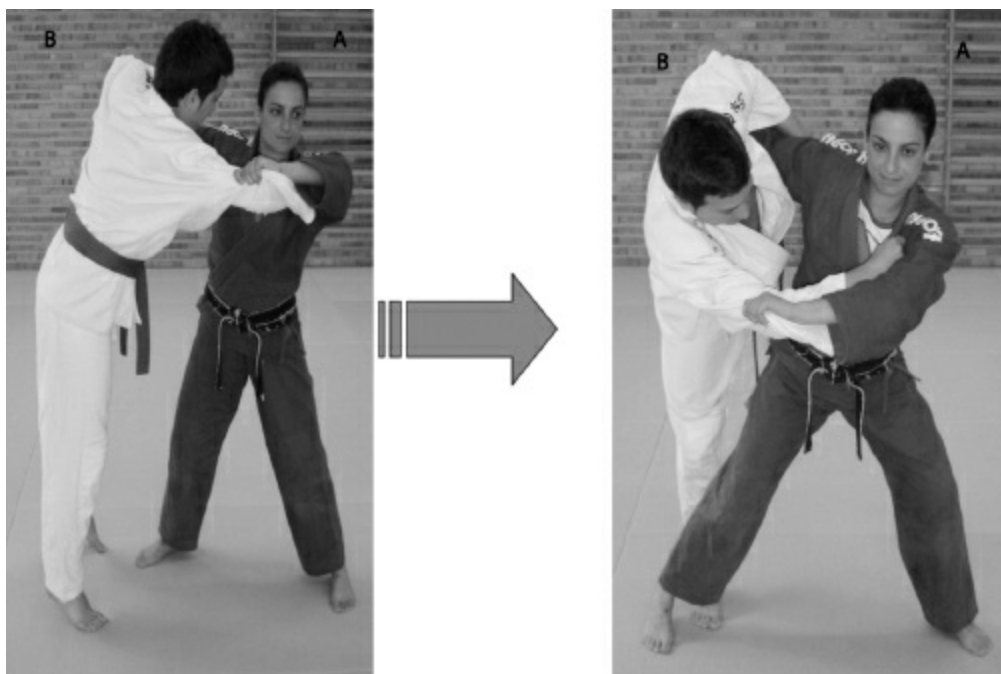


Figura 24. Agarre a dos mangas en Tai-Otoshi para una menor aplicación de fuerza.

4.2. Relación entre el momento de fuerza y la acción de los brazos

Si analizamos la función que desempeñan los brazos en la práctica del judo desde que inicia la aplicación de la fuerza de tracción hasta que finaliza la ejecución, observamos que esta acción y el momento de fuerza están muy relacionados a través del agarre y su forma de aplicación. En este sentido, los agarres más distales ($>d$) generan mayores momentos de fuerza que los más centrales ($<d$). Por ejemplo, el agarre de mangas genera momentos de fuerza mayores que el agarre a solapas. Esto hace que técnicas como Tai-Otoshi, o incluso el O-UchiGari que se aplica cuando ambos judocas están agarrados a dos mangas (figura 24), tengan más posibilidades de éxito con menor aplicación de fuerza que otras técnicas como el O Goshi o las del grupo Seoi Nage, que se realizan aplicando la fuerza cerca del centro de gravedad del adversario. En realidad, suele suceder que las técnicas que se ejecutan con mayor estabilidad, en las que la distancia de la palanca es corta y se aplica la fuerza en equilibrio dentro de la propia base de sustentación, requieren de la aplicación de movimientos muy explosivos, dado que el brazo de palanca (de potencia) no puede ser muy grande y se debe compensar con una gran fuerza. En estas técnicas de agarre más central, el momento de fuerza que se genera

es menor, y también se dispone de menos tiempo para aplicar la fuerza que ese otro grupo tipo Tai Otoshi o Uki Otoshi, técnica en la que dejamos caer la rodilla izquierda sobre el tatami y atraer con los brazos a Uke para generar más momento sobre el cuerpo del judoca (figuras 25, 26, 27 y 28).



Figura 25. Momento de fuerza en Uki-Otoshi.

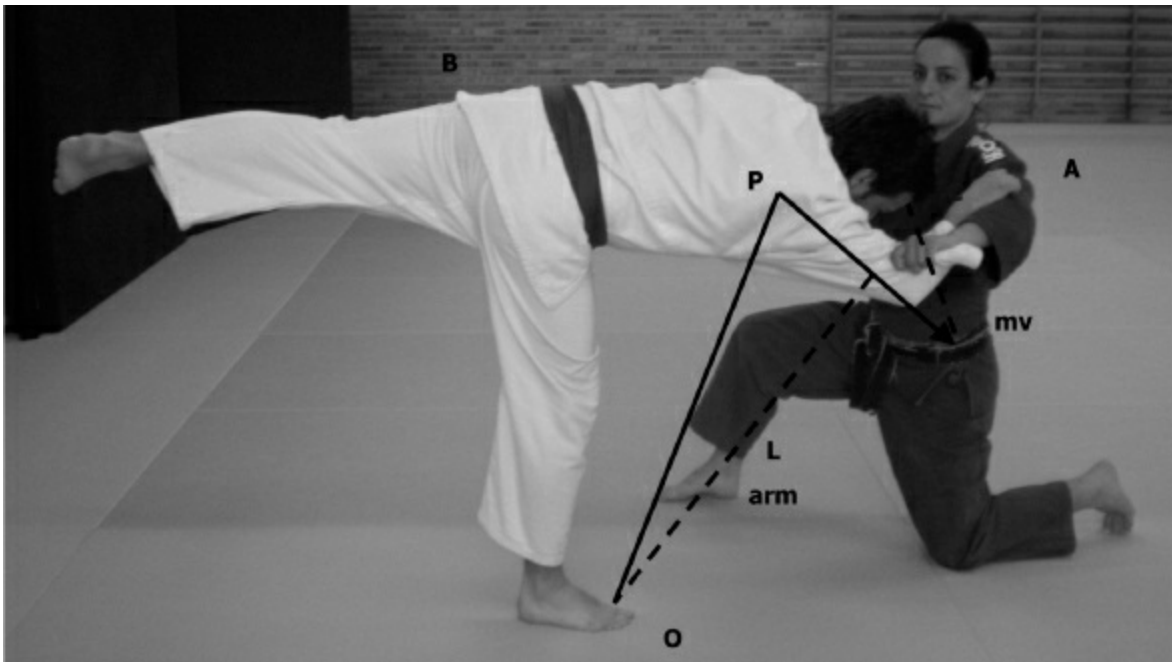


Figura 26. Momento par en O-Soto-Gari.

Tabla 1. Clasificación de las técnicas básicas de judo en función del criterio mecánico de la utilización del par de fuerzas o de la palanca (Sacripanti 1996). (Modificado de Carratalà et al. 2009..)

Técnicas de par de fuerzas		Técnicas de palanca	
Aplicadas sobre el brazo	Sukui-Nage (Te-Guruma)	Brazo mínimo	Kata-Guruma Ura-Nage Utsuri-Goshi
Aplicadas al tronco/pierna	O-Soto-Gari O-Soto-Otoshi Uchi-Mata Harai-Goshi	Brazo medio	Hiza-Guruma
Aplicadas al brazo pierna	De-Ashi-Harai O-Uchi-Gari Okuri-Ashi-Harai Ko-Uchi-Gari	Brazo máximo	Uki-Otoshi Tai-Otoshi Seoi-Otoshi Tomoe-Nage Tani-Otoshi

En judo este principio tiende a utilizarse más en las técnicas de agarre que en las de proyección. Esto se debe a que, en las técnicas de proyección, normalmente agarramos al adversario por las mangas, la solapa o las partes superiores del pecho o espalda. Durante el agarre, las partes del cuerpo del adversario que deberíamos agarrar se deciden por la acción-reacción de los competidores y su inteligencia durante el combate. Por ejemplo, si nos

fijamos en el Kami-Shiho-Gatame, de la [figura 18](#), el brazo de palanca (de potencia) es corto; para poder hacerlo mayor, debemos sujetar al adversario sobre el tatami con nuestro abdomen, como se aprecia en la [figura 19](#), colocando ambas piernas elevadas y hacia atrás adoptando una posición de V.

PUNTO CLAVE

El momento de fuerza, aumento de la cantidad de giro generada gracias a la mayor longitud del brazo de potencia, está muy relacionado con los agarres y los tipos de técnicas en judo. Agarres distales, con brazos de palanca más largos, generan mayor cantidad de giro y velocidad final. De ahí la dificultad de escapar de técnicas como Tai-Otoshi. Por el contrario, agarres centrales en técnicas con brazos cortos como Seoi-Nage exigen acciones muy potentes para compensar esa deficiencia.

5. LOS DESPLAZAMIENTOS

El desplazamiento no es tarea fácil ni suele ocupar un espacio en el proceso de enseñanza-aprendizaje; es por ello por lo que deseamos incidir en su importancia, ya que de él emana la posibilidad de conseguir el correcto desequilibrio del adversario y mantener el nuestro. Para ello deberemos desplazarnos con armonía, soltura, de forma pausada y paulatina, sin pasos demasiado largos, de forma que evitemos producir oscilaciones en el centro de gravedad y disminuciones de la base de sustentación. El desplazamiento lo debemos realizar manteniendo la postura natural. Al Tai-Sabaki, entendido como un desplazamiento, debemos dedicarle gran atención ya que deberá ser empleado para esquivar el ataque del adversario, debiendo saber aplicar los principios del judo, es decir, si Uke empuja con fuerza, Tori debe aplicar Tai-Sabaki retrocediendo, lo que permitirá el desequilibrio de Uke. En el caso contrario, es decir, cuando Uke tire de Tori, éste reaccionará empujando y avanzando para lograr desequilibrar a Uke.

En el instante de aplicar técnicas de proyección de un modo efectivo, el judoca debe hacer perder el equilibrio (Kuzushi) del adversario cuando éste avanza o retrocede, tirando o empujando en consonancia con las circunstancias del combate. Esto se consigue a través del desplazamiento, conocido como Tsugi-Ashi. Hay dos formas de caminar en judo; la más habitual es avanzando las piernas derecha e izquierda alternativamente,

conocida como Ayumi-Ashi; en la otra forma de andar, primero se avanza el pie derecho deslizándolo por el tatami, y a continuación se desliza el pie izquierdo sin superar la posición del pie derecho hasta que descansa a unos centímetros por detrás del pie derecho, y apuntando hacia fuera en forma de ángulo; esto es el Tsugi-Ashi.

La forma Tsugi-Ashi posibilita movimientos rápidos y enérgicos del judoca. Aun más, si éste camina utilizando el paso normal, la postura se vuelve más vulnerable ya que el tiempo que utiliza para apoyar el peso sobre un pie es más largo que en Tsugi-Ashi. Además de conservar en la mente el dibujo del ángulo del pie, éste debe ser correcto, para hacer posible un mejor uso de la fuerza de la zona del *core*. Así, el judoca debe hacer el mejor uso posible de las puntas de los pies en sus acciones; si sitúa la fuerza en ellas, será capaz de conseguir una base de sustentación más grande, que puede ser 1/5 la longitud total del pie. Todo esto se debe a que los nervios sensoriales que recorren la punta del pie, son extremadamente sensibles a la pérdida del equilibrio. De forma que si el judoca es consciente y utiliza esta sensibilidad, su equilibrio será mayor.

PUNTO CLAVE

Tai-Sabaki, Ayumi-Ashi y Tsugi Ashi son desplazamientos específicos del judo que se aprenden en la fase de formación para posteriormente integrarse con naturalidad en los esquemas y acciones técnicotácticas del judoka.

La forma Tsugi-Ashi permite movimientos muy rápidos, y minimiza riesgos por cuanto no se pierde la referencia postural frente a los pies y postura del adversario.

Los desplazamientos realizados con el peso del cuerpo adelantado a la parte anterior del pie aumentan el equilibrio y la rapidez.

6. EL AGARRE

La posibilidad de la aplicación de las técnicas de judo comienza por poder agarrar al adversario. Un buen agarre y control del adversario durante la ejecución de la proyección facilita la consecución del éxito en la aplicación de una técnica. A partir del agarre, el judoca debe formar su esquema de trabajo tanto en ataque como en defensa, debiendo agrupar un número de técnicas que puedan ser estudiadas desde el agarre adoptado y adaptarlo a las posibles situaciones cambiantes.

6.1. Dónde agarrar

Al sujetar al adversario de su manga derecha con la mano izquierda y su solapa izquierda con la mano derecha, las técnicas se van a limitar tan sólo al lado derecho. Si, en cambio, el agarre se produce por ambas mangas, la incertidumbre creada es mayor y el judoca puede utilizar técnicas por ambos lados como por ejemplo: Hiza-Guruma o De-Ashi-Harai, pero no se podrán aplicar otras tales como: Hane-Goshi o Harai-Goshi.

También, si el judoca coge la chaqueta del adversario por los dos lados, tanto izquierdo como derecho de su solapa, la situación del judoca será óptima para aplicar técnicas de cadera pero no Seio-Nage (proyección de hombro) o De-Ashi-Harai y O-soto-gari, que son proyecciones de pierna.

Las técnicas tienen cierta correspondencia con determinados tipos de agarre y postura. Si el adversario dispone de tiempo suficiente para defenderse de un ataque, es muy probable que se anticipe al movimiento, ocasionando el contraataque de éste. De esta forma, hay que tener muy presente en todo momento que el agarre de un buen judoca debe estar en sintonía y de acuerdo con el cambio de postura del adversario y la suya propia.

6.2. Cómo agarrar

En el instante de sujetar al adversario de la solapa, el judoca debe hacerlo de forma práctica, es decir, antebrazos relajados, ya que si éstos están rígidos, se dificulta en gran medida el propio judoca la posibilidad de cambiar los agarres y percibir los movimientos de su adversario. Debemos tener presente en todo momento que el tacto con la mano que agarra es el indicador fundamental de los movimientos del adversario. Únicamente en el instante de aplicar una proyección o romper la postura es cuando hay que incrementar en gran medida la fuerza del agarre. Si los brazos del judoca no están relajados, éste no puede hacer buen uso de la zona del *core* (lumbo-abdominal). La fuerza de los dos brazos es sólo una parte de la fuerza del cuerpo entero. En cada acción juegan su papel en la armonía del cuerpo en conjunto; así, si la fuerza se concentra siempre en los brazos, la fuerza del cuerpo como un conjunto se hace más débil, lo que vuelve al individuo peor judoca.

Adoptar un agarre variable aumenta el estado de confusión del adversario y permite mayores variaciones de movimiento en el transcurso de la lucha, lo

que hace que se tenga gran capacidad ofensiva y defensiva para ajustarse a las diversas situaciones. Los judocas en fase de entrenamiento deben introducir procedimientos que exijan detalles importantes en la realización del agarre, especialmente la necesidad de utilizar el agarre con más de una fuente de incertidumbre para el adversario.

6.3 Agarre, posición, postura

En el judo, el agarre junto con la posición y la postura son la base de toda acción técnicotáctica. Tanto las acciones ofensivas como las defensivas estarán condicionadas por estos parámetros y la interrelación entre ambos judocas. El agarre y la posición nos indicaran la lateralidad dominante del judoca.

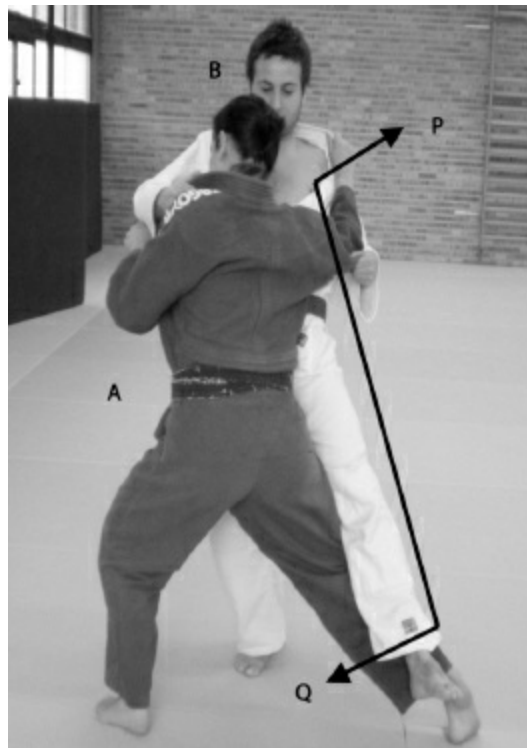


Figura 27. Momento par en O-Uchi-Gari

La existencia de judocas diestros y zurdos hace necesaria la preparación de sistemas técnico-tácticos capaces de adaptarse a las situaciones creadas por ambos y que podrían concretarse en dos situaciones de combate, una en la que ambos judocas tienen la misma lateralidad, es decir, diestros contra diestros, o zurdos contra zurdos, que es lo que denominamos judocas con

agarre simétrico, (figuras 29a) o aquellos judocas que tienen una lateralidad dominante distinta, es decir, diestros contra zurdos, judocas con agarre asimétrico, (figuras 29b).

PUNTO CLAVE

Agarre, posición y postura son la base de los esquemas técnico-tácticos del judoka, y definen en gran medida sus posibilidades de victoria. La combinación de estos tres factores posibilita, o no, la ejecución de unas u otras técnicas.

Aquellos judocas con mayor dominio y capacidad de cambio, fundamentalmente a nivel de agarres, tienen mayores recursos y capacidad de sorpresa. La relajación de los brazos, al tiempo que un buen control sobre el adversario, es otro elemento clave. Los brazos son también un punto de comunicación con el rival. Nos informan y le informan. Deben alejarse de una rigidez que bloquee aspectos como la capacidad de sorprender al adversario, la percepción necesaria para anticiparnos a sus movimientos, o la participación coordinada del resto del cuerpo en las acciones de ataque y defensa del combate.

A lo largo del combate, los judocas pueden adoptar, en líneas generales, dos tipos de postura la postura natural, que suele responder a un judo dinámico y de ataque y que permite una mayor proximidad del adversario, y la postura defensiva, que se caracteriza por tener una mayor base de sustentación y las piernas y tronco ligeramente flexionados, con el objetivo de incrementar la distancia entre ambos judocas. Podemos adoptar una postura defensiva actuando sobre factores del equilibrio en relación con los desplazamientos y cambios en las fuerzas que se aplican respecto a los movimientos e intenciones del adversario

7. LAS CAÍDAS (UKEMI)

El Ukemi se puede definir como un conjunto de procedimientos técnicos que el judoca realiza para reducir el efecto de impacto del cuerpo contra el tatami. Para ello, antes de que el cuerpo contacte con el suelo, el brazo y pierna correspondientes deben haber golpeado contra el suelo. Así, gran parte de impulso mecánico de la caída es absorbido por estos miembros, de manera que el cuerpo recibe un impacto mucho menor. Los Ukemis constituyen la base del futuro aprendizaje de las técnicas del judo, dado que el dominio de los mismos, facilita que se acepte ser proyectado por el compañero. En el

caso contrario, el miedo a la caída frenara la calidad de nuestro proceso de participación y aprendizaje. Un buen Uke facilita el aprendizaje de Tori.

Desde el punto de vista mecánico, una caída implica una situación de impacto entre el cuerpo humano y una superficie externa fija, por lo que una variable mecánica particularmente importante en la intensidad del choque es “la variación de la cantidad de movimiento” del cuerpo (Roquette, 1994), es decir, el producto de su masa por la variación de la velocidad a la que es sometido.

Para proteger el cuerpo contra los efectos negativos de los impactos que implican los Ukemis, debemos crear hábitos de práctica de caídas y formas de amortiguamiento que posibiliten manipular el impulso, teniendo como objetivo principal una absorción del choque más segura, gradual y cómoda, y en lo posible utilizar tatamis con propiedades biomecánicas que favorezcan la absorción de energía y el coeficiente bajo de rebote.

Para reducir al mínimo estos efectos nocivos, se sugiere tener en cuenta los siguientes aspectos:

1. Aumentar el área de absorción de la fuerza de impacto, superficie de choque. La relación entre la aplicación de una fuerza en un área de contacto implica la distribución de la fuerza aplicada por los puntos de la superficie del apoyo (ver [capítulo 5](#)). En una situación práctica se debe utilizar la mayor superficie posible del cuerpo para soportar el impacto, ya que disminuye la presión a la que someten los segmentos corporales que impactan con el tatami, reduciéndose así la fuerza del impacto por la unidad de área de contacto, lo que previene en mayor medida el riesgo de lesiones.

2. Aumentar el tiempo de absorción del impacto. Roquette (1994) afirma que siempre que el cuerpo humano está sujeto a una situación de colisión éste debe intentar aumentar el tiempo de absorción de impacto para disminuir la intensidad de la fuerza resultante de la variación de la cantidad de movimiento, y en consecuencia suavizar el choque. Y sugiere dos procesos para aumentar el tiempo de contacto: a) las rotaciones y b) las contracciones excéntricas. Con estos procedimientos, el objetivo será disminuir el riesgo de lesiones por el aumento de tiempo de recepción contra el suelo por medio de la flexión de las articulaciones implicadas en la caída. Considerando el cuerpo humano como algo rígido y que en el instante de la colisión hay un punto del cuerpo que toca primero la superficie del tatami, a partir de este instante, si se produce una contracción excéntrica de los grupos musculares

de las articulaciones, se facilitará el balanceo del cuerpo; en caso contrario, según Williams, (1991), puede tener una fractura si se cae de forma contraída.

3. Utilizar el “impulso-reactivo del golpeo”. El acto de golpear enérgicamente con los miembros superiores en el instante del contacto con el tatami produce tres efectos importantes:

- Disminuye la velocidad de llegada del cuerpo al suelo, lo que reduce el impacto de éste, debido a que al impulsar el cuerpo contra el tatami, al golpear la mano, provoca una reacción de ésta (3ª ley de Newton), que es transferida a las demás partes del cuerpo, reduciendo de forma considerable la cantidad de impacto que el cuerpo sufriría en la colisión. Este procedimiento provoca mayores vibraciones en los miembros superiores, un contacto más grande con el tronco en relación con el apoyo de los grupos musculares, causando una reducción muy significativa de las cavidades torácicas y abdominales y, por consiguiente, protegiendo los órganos internos y las articulaciones. La intensidad del choque depende de la elasticidad, de tal manera que el cuerpo proyectado contra el tatami puede estar influido por el coeficiente de absorción de los materiales (Rocha, 1984).
- Aumento de la superficie de contacto. El hecho de golpear con una mano contra el tatami amplía el área de contacto del cuerpo, ventaja que dará lugar a un menor estrés mecánico como anteriormente se indicó.
- Activación de grandes grupos musculares. Éstos trabajarán de forma excéntrica frenando la caída.

PUNTO CLAVE

Desde el punto de vista biomecánico, un Ukemi bien ejecutado minimiza el riesgo de lesión o dolor. Aumenta la superficie que impacta y el área de absorción de la fuerza del impacto; aumenta el tiempo de absorción del impacto; propicia el “impulso-reactivo del golpeo” al obligar al cuerpo a participar en el choque con contracciones excéntricas de la musculatura, y enseña a rodar a partir del citado choque.

Desde el punto de vista del proceso de enseñanza-aprendizaje, la práctica de los Ukemis ayuda a aceptar la caída como parte natural del combate de judo, desdramatizando su efecto y significado.

8. ANÁLISIS DE LAS TÉCNICAS DESDE EL PUNTO DE VISTA BIOMECÁNICO

Son muchos los autores que han aportado criterios para la clasificación de las técnicas del judo; no obstante, la más difundida y a la que haremos referencia es la realizada por el Maestro Jigoro Kano (1889), aportación que ha sido actualizada por el Kodokan de Tokio y que sirve de guía a las federaciones de los distintos países. Desde esta perspectiva, haremos referencia a los tres grupos siguientes:

1^{er} grupo: Te-Waza (técnicas de mano)

2^o grupo: Koshi-Waza (técnicas de cadera)

3^{er} grupo: Ashi-Waza (técnicas de pierna)

8.1. Te- Waza (técnicas de mano)

Con respecto a este grupo de técnicas, no será abordado de forma concreta, debido a que de un modo general se valen de los mismos principios mecánicos que las técnicas de cadera y piernas, por lo que el análisis de los otros dos grupos nos dará una visión de este grupo de técnicas.

8.2. Koshi-Waza (técnicas de cadera)

Es el grupo de técnicas cuya acción principal en la ejecución es realizada por la cadera para conseguir la elevación del adversario, provocando en el punto más alto una rotación para proyectarle. Desde el punto de vista mecánico, la eficiencia de la ejecución en ese grupo de técnicas es adecuada para los sujetos cuyas características somatotipológicas son de miembros inferiores cortos en relación con el tronco (Santos *et al.*, 1993). No obstante, en situación de combate, se puede beneficiar, desde el punto de vista mecánico, el sujeto de menor estatura. Eso se justifica porque en ese tipo de técnica se produce la elevación del adversario, implicando así un trabajo vertical. Independientemente de la técnica escogida y del adversario, para poder proyectar, Tori deberá flexionar los miembros inferiores para ajustar su cadera por debajo del centro de gravedad del adversario, para así producir un brazo de palanca de potencia lo mayor posible en relación con el brazo de palanca de resistencia.

En el momento de fuerza generado por Tori, se pueden producir dos situaciones. La primera es cuando el adversario está empujando o cuando avanza hacia él. En este caso, podemos utilizar su avance o empuje para desequilibrarlo, por lo que el momento de fuerza generado por Tori no tiene que ser muy grande. En la segunda situación, adversario estático, hay que provocar el desequilibrio, por lo que Tori deberá generar un mayor momento de fuerza.

Podemos indicar que el judoca con tronco largo tendrá mayor capacidad para producir un esfuerzo de torsión de mayor potencia, es decir, que un judoca de alta estatura debería hacer una gran flexión de los miembros inferiores para aplicar este tipo de técnica mecánicamente correcta. En el caso contrario, la localización del punto de apoyo en el sistema de palancas generaría un esfuerzo de torsión de resistencia de gran magnitud, pues el radio de resistencia sería proporcionalmente mayor que el radio de potencia, necesitando así, para producir la rotación del sistema, aplicar una fuerza que pudiese compensar esa diferencia, implicando un trabajo muscular elevado. De ese modo, cuanto más próximo al suelo esté localizado el punto de apoyo, mayor facilidad tendrá el atacante para aplicar las técnicas de este grupo (Koshi-Waza), pero también más necesidad de realizar una gran acción de rotación o torsión para compensar la mayor resistencia que ejerce el mayor tamaño de su adversario.

En la fase de la proyección (Kake), a partir del instante en que los pies de Uke pierden el contacto con el tatami (principio de la rotación), el momento de fuerza de potencia aumenta su intensidad en relación con el de resistencia, ayudado por la acción de la fuerza de la gravedad. A partir del instante en que el cuerpo alcanza el punto más alto de su trayectoria, apoyado en la cadera de Tori, adquiere una situación de proyectil. Cuando el cuerpo de Uke alcanza una posición casi paralela a la tierra, cesa la fuerza de Tori y, a partir de aquí, es la gravedad la que aumenta la aceleración de Uke hasta que llega al tatami.

Aunque existe una fundamentación teórica que explica la mecánica correcta de la ejecución de las técnicas, no siempre éstas son ejecutadas siguiendo tales principios, ya que en ocasiones es posible proyectar al adversario cuando inicia el ataque con el centro de gravedad más alto que el centro de gravedad del adversario. Esto es posible si el ataque es rápido, correcto y con la cabeza dirigida hacia el suelo para crear un momento de fuerza suficiente para levantar al adversario del tatami.

8.3. Ashi-Waza (técnicas de pierna)

Grupo de técnicas en las que el atacante puede proyectar al adversario por dos mecanismos: a) mediante el bloqueo del miembro inferior, por ejemplo, Hiza-Guruma o Sasae-Tsuri-Komi-Ashi, y b) la aplicación de una acción de barrido al miembro inferior de Uke, por ejemplo De-Ashi-Harai. En ambos, la proyección del adversario sucede por la pérdida del apoyo del miembro inferior o por la rotación sobre este mismo. En el caso de las acciones de bloqueo del miembro inferior, a la vez que éste se bloquea, se trata de aplicar simultáneamente fuerza en una zona del miembro superior del adversario, brazo y/o tronco; esto produce dos fuerzas que provocan el desequilibrio, colocando a Uke en situación de movimiento angular con el eje de rotación en el punto de apoyo, situado en el pie Tori. En las acciones de barrido, Tori realiza un barrido sobre uno de los miembros inferiores del adversario con gran velocidad angular contra la base de sustentación de éste. Este impacto depende, esencialmente, de la velocidad con que se ejecute el movimiento y se produzca la transferencia de la energía del cuerpo de Tori al cuerpo de Uke. De esta manera, Uke pierde la estabilidad.

En este grupo de técnicas, cuando el barrido se produce cerca de suelo, hay un factor de resistencia que es la fuerza de rozamiento generada por el contacto del pie de Uke con el tatami. Si consideramos que la fuerza de rozamiento es una fuerza tangencial al suelo y de sentido opuesto a la fuerza de impulso aplicada contra el miembro inferior de Uke, esto estaría dificultando el deslizamiento del pie de apoyo y, por lo tanto, también dificultaría la condición estática del equilibrio. Lógicamente, es difícil producir el deslizamiento del pie de apoyo de un adversario de gran masa en comparación con un atacante con un volumen de igual o de menor masa. Por tanto, en este grupo de técnicas se debe producir un gran impulso contra la base del adversario, necesitando un componente rotativo de alta intensidad, ya que este tipo de técnicas benefician al judoca que puede realizar movimientos de alta velocidad.

Teniendo en cuenta estas consideraciones, el judoca que posee miembros inferiores largos tiene mayores ventajas mecánicas para aplicar las técnicas de este grupo en comparación con las técnicas de apoyo de cadera, pues estas últimas exigen una gran flexión de los miembros inferiores de modo que sea posible abordar a un adversario con un centro de gravedad bajo. Por otra parte, no descartamos la posibilidad de un sujeto con los miembros inferiores

cortos para aplicar técnicas de este grupo; sin embargo, el sujeto tendría que ser muy rápido para generar un rápido desplazamiento, impulsando el miembro inferior del adversario. Por ejemplo, judocas más ligeros que luchan con judocas más pesados deben crear situaciones para moverlos lo máximo posible y así disminuir su inercia de reposo, con lo que disminuye la interacción con el suelo y el rozamiento. Los bloqueos como Sasae-TsurikomiAshi e Hiza-Guruma están basados en la utilización del momento de fuerza, lo que produce movimientos angulares. Este hecho, además de provocar una rotación, impulsa tangencialmente a Uke en su radio de giro. Técnicas como O-Soto-Gari utilizan el principio de la fuerza doble, es decir, los miembros superiores ejercen la fuerza en una dirección mientras que los miembros inferiores actúan en la dirección opuesta.

PUNTO CLAVE

La clasificación del judo PIE (Nage-Waza) se realiza atendiendo a la musculatura y brazos de palanca que generan de forma central la proyección del adversario. De esta forma diferenciamos entre:

Te-Waza (técnicas de mano)
Koshi-Waza (técnicas de cadera)
Ashi-Waza (técnicas de pierna)

La morfología del atacante favorece uno u otro grupo de ejecuciones. Pero si algo caracteriza al judo es su amplio repertorio de contingencias en la aplicación real de la técnica. Así podemos generar variantes y ejecutar técnicas para las que inicialmente no estamos tan dotados. Entre estas contingencias destacan la morfología del rival, su velocidad y la nuestra en relación con él, la postura o agarre desde la que ambos elegimos desarrollar nuestra lucha, el nivel de riesgo que nos generan una u otras técnicas, etc.

El judoka entrenado de forma plástica tiene la capacidad de optimizar la ejecución de sus técnicas para mantener la aplicación de los principios biomecánicos que las rigen gracias a la modificación de puntos de apoyo, ángulos articulares, agarres, etc.

9. ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS TÉCNICAS DE JUDO

9.1. La técnica de pierna Uchi-Mata en el modelo de

Ramón y Zissu

Ramón y Zissu (1997) elaboraron un modelo biomecánico organizado por niveles interdependientes que condicionan el rendimiento en una destreza deportiva, todo ello de forma estructurada para analizar los factores a considerar para la ejecución de las técnicas de Uchi-Mata. Éste se basa en tres niveles:

1. Análisis de los factores por separado de atacante y adversario.
2. La técnica como factor de control que debe manejar el atacante; en cambio, el rival muestra fuerza, velocidad y caídas como consecuencia de las acciones del atacante.
3. Obtención de la victoria mediante el Ippon.

La importancia del primer nivel es elevada, dado que el análisis del adversario condicionará el resultado del combate. En las características del adversario debemos analizar:

- El instante previo al ataque. El judoca se estructura de forma que le permita llevar la iniciativa de un desplazamiento con el objetivo de obtener un desequilibrio hacia delante de su adversario (Trilles *et al.*, 1990).
- El desequilibrio. Dirección hacia delante en un ángulo de 90° en relación con el cuerpo del adversario (Sacripanti, 1988). El agarre de la solapa será a nivel del cuello permitiendo el control sobre el adversario, tratando de llevar la proyección del centro de gravedad de adversario fuera de su base de sustentación, lo que permitirá crear un momento de fuerza que favorezca el ataque (Walker, 1980).
- La proyección. El contacto de ambos judocas crea un eje de rotación, y además la tracción ejercida sobre el judogui provoca un segundo momento de fuerza que se suma al momento de la fuerza generado por la gravedad (Walker, 1980), lo que produce un cambio de posición del tronco del atacante en el plano sagital, desde la vertical hacia la horizontal, mientras la pierna que está libre efectúa la trayectoria inversa (Ueya, 1981).

Este ataque (acción), produce la siguiente reacción en el adversario:

- Trayectoria del centro de gravedad. Dependerá en gran medida del control de agarre que haga el atacante sobre su adversario y estará determinado por la velocidad inicial, la aceleración y la altura de la proyección.
- El movimiento de rotación. Consecuencia de la aplicación de un par de fuerzas en sentido contrario, en cada uno de los extremos del defensor. En esta técnica, por un lado, las fuerzas son ejercidas por el tronco y extremidades superiores, y por el otro, las fuerzas son generadas por la extremidad inferior derecha o izquierda.
- La posición de caída. Es fundamental que la posición de Uke sea la indicada previamente evitando en todo momento lesiones o daños indeseados.

En este estudio, Ramón y Zissu (1997) llegaron a la conclusión que todos los judocas que efectuaron proyecciones colocaron su centro de gravedad por delante y por debajo del centro de gravedad de su adversario, lo que facilitaba enormemente la ejecución técnica. Además encontraron que, en judocas juveniles, la fuerza aplicada no seguía un modelo de par de fuerzas en contraposición a lo afirmado por Sacripanti.

Posteriormente, Ramón, Gutiérrez y Padial (2000) encontraron dos características comunes relacionadas con la efectividad en la técnica Uchi-Mata. En primer lugar, vieron que la inestabilidad del sistema Tori / Uke es mayor de 90° después de la primera mitad de la fase de barrido, y, en segundo lugar, a partir de esa fase de barrido, la velocidad del centro de gravedad de Uke es mayor que la de Tori.

9.2. Análisis del Seoi-Nage de Laurent Blais y Frances Trilles (2004)

La complejidad de los gestos técnicos del judo implica una gran diversidad de movimientos y acciones simultáneas; por ello, a través de este estudio, Blais y Trilles (2004) trataron de buscar la mayor efectividad posible en la ejecución de la técnica Seoi-Nage.

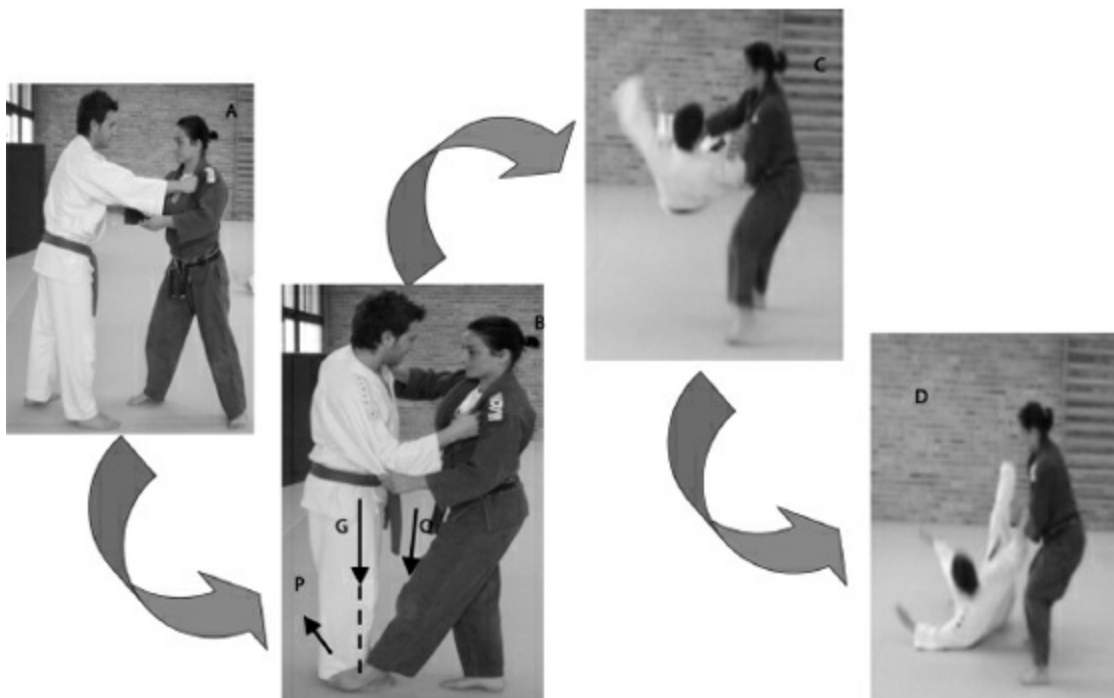


Figura 28. Aplicación de la técnica Okuri-Ashi-Harai en el momento de fuerzas.

Los objetivos fijados para tal estudio fueron:

- Determinar la distribución de la fuerza de tracción en el tiempo (lado izquierdo o derecho).
- Determinar la forma de proceder de cada judoca en la realización de la técnica.
- Analizar la evolución de la fuerza de tracción durante las diferentes fases del movimiento.

Para la realización del estudio se utilizaron cinco videocámaras de 50 Hz sincronizadas (Figura 30). A través de éstas, pudieron medir y calcular los parámetros cinemáticos de cada segmento de los judocas, para poder identificar los elementos comunes y diferentes encontrados en el gesto de éstos. Este análisis cinematográfico es un sistema de tratamiento de cuadros de Biogesta: la SAGA 3 DVS (el sistema de análisis gestual), es decir, un sistema que sirvió a los investigadores para reproducir el gesto técnico en tres dimensiones. Para poder representar estos movimientos sobre el gesto, se realizó un modelo antropométrico que considera el cuerpo humano como un sistema poliarticular de 15 segmentos delimitados por 33 puntos.

Para un mejor análisis, cada gesto técnico se dividió en tres fases diferentes (Kuzushi, Tsukuri y Kake):

- En la fase del Kuzushi (desequilibrio), se representó la acción de desequilibrio sobre Uke. En esta fase, distinguieron dos períodos: el primero de abertura del agarre y el segundo de extensión para el desequilibrio sobre Uke.
- En la fase del Tsukuri (preparación), se representó la acción de Tori sobre Uke en el instante posterior al desequilibrio y al de preparación, para la posterior proyección sobre Uke.
- En la fase de Kake (proyección), se representó el despegue de Uke hasta la proyección de su cuerpo sobre el tatami.

Este análisis permitió identificar el orden adecuado para empezar y acabar cada fase, estableciéndolo de la siguiente forma:



Figura 29a. Posición de agarre y pies de forma simétrica (diestro contra diestro o zurdo contra zurdo)

contra zurdo).



Figura 29b. Posición de agarre y pies de forma asimétrica (diestro contra zurdo).

- La fase de Kuzushi empieza en el instante de despegue del pie izquierdo y acaba en el instante del despegue completo de Uke (figura 31a).
- La fase del Tsukuri empieza cuando Tori realiza la rotación de su pie izquierdo y termina en el instante que precede al despegue de Uke (figura 31b).
- La fase de Kake, empieza con el despegue completo de Uke y acaba con la proyección de este sobre el tatami (figura 31c).

Con este análisis se construyeron una serie de tarjetas de valoración, que permiten al profesor/entrenador orientar de forma objetiva el aprendizaje del judoca durante la realización del Seoi-Nage.

10. INSTRUMENTAL

No son muchos los estudios de biomecánica aplicados al judo, tal vez por la dificultad de poder ser analizado en situación real de competición, dadas sus características como deporte de lucha, vestimenta, interrelación continua de fuerzas de ambos judocas, etc. En los estudios realizados el material más utilizado ha sido:

- Las cámaras de vídeo para captar las secuencias de la ejecución técnica, para su digitalización y procesamiento. Presentamos la disposición de las cámaras de vídeo en el estudio de Blais y Trilles (2004) que analizaron la técnica de Morote Seoi-Nage ([figura 30](#)), y la preparación del judoca con la distribución de los puntos de análisis del movimiento ([figuras 32a y 32b](#)).
- Esterillas de contacto y células fotoeléctricas. Este equipamiento se ha utilizado en estudios para medir el tiempo de ejecución de las técnicas, diferenciando sus distintas fases, el desequilibrio o inicio, la preparación y la proyección. Para ello, se distribuyen dos células fotoeléctricas, una entre Tori y Uke, que medirá el tiempo de inicio, y la segunda situada detrás de los pies de Uke, quien al ser proyectado cortará el haz de luz, y una esterilla de contacto sobre la que caerá Uke registrará el tercer tiempo ([figura 33](#)).

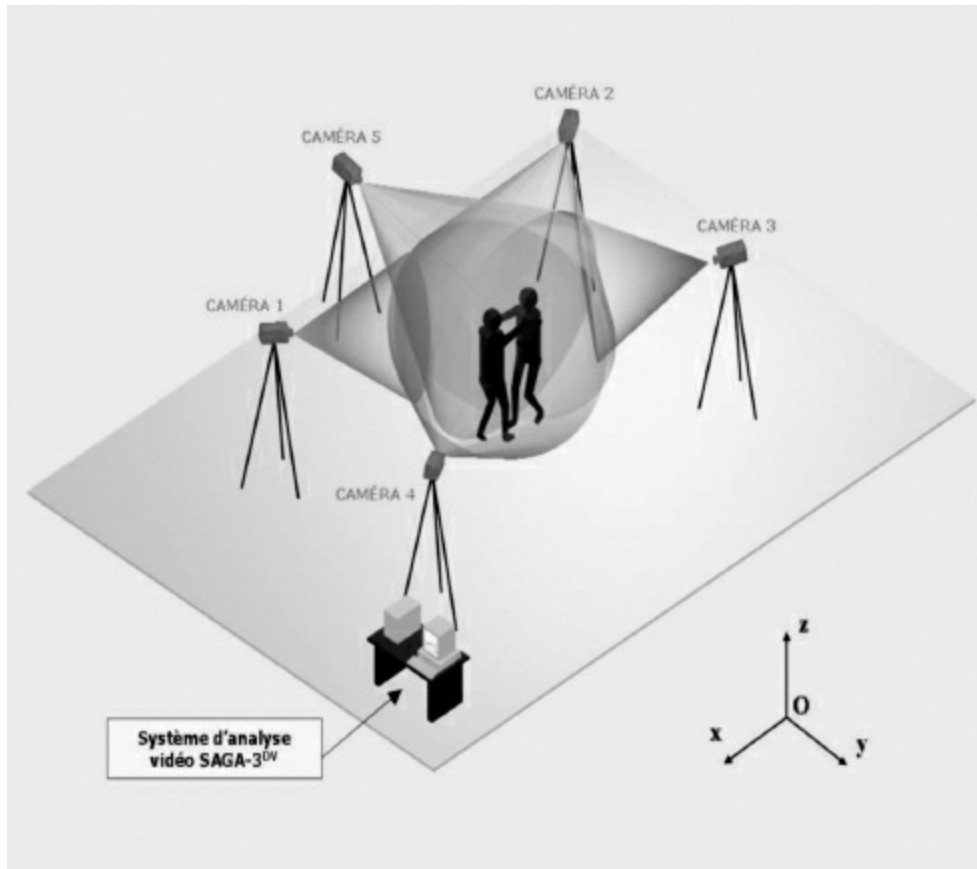


Figura 30. Situación de las cámaras para la realización de la filmación del gesto técnico Sei-Nage (Blais y Trilles, 2004).

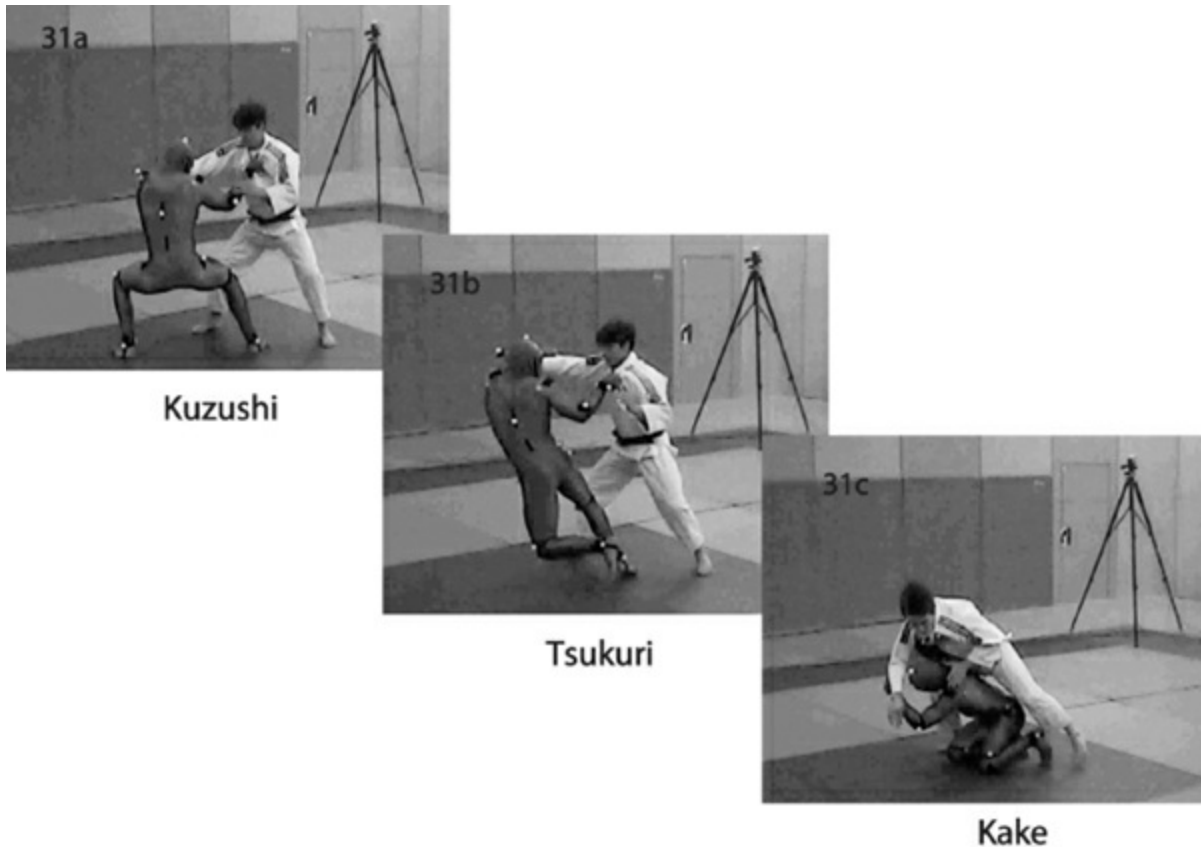


Figura 31. Distintas fases en la realización del gesto técnico Seoi-Nage (Blais y Trilles, 2004).



Figura 32a. (Blais y Trilles, 2004).



Figura 32b. (Blais y Trilles, 2004).

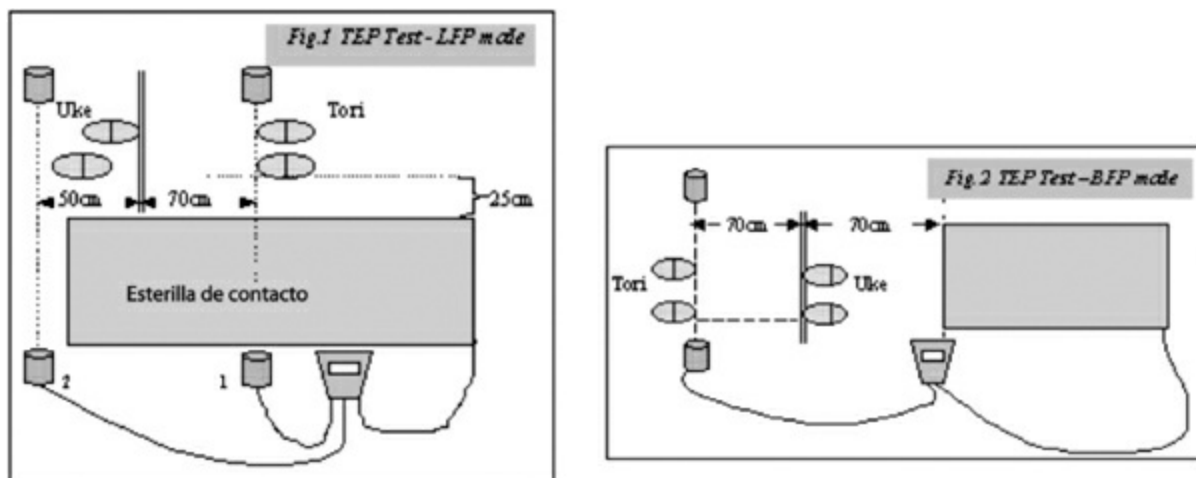


Figura 33. Test específico para determinar el tiempo de ejecución de las técnicas de proyección.

BIBLIOGRAFÍA

- Adami-Couturier (1973). *L'enfant et l'activité physique, manual FSGT*.
- Adrian, M. J., Cooper, J. M. (1989) *Biomechanics of human movement*. Indianapolis, Benchmark Press.
- Amadio, A.C. (1999) *Fundamentos biomecánicos para análise do movimento*. Sao Paulo. EEFF-USP
- Blais, L., Trilles, F. (2004) Análisis mecánico comparativo de la proyección de judo: Seoi Nage, realizada por cinco expertos de la Federación

- francesa de Judo. *Science & Motricite*, 51: 50-68.
- Blasco-Lafarga, C. (2009) *Propuesta y resultados de una evaluación condicional específica para el entrenamiento de judo. La batería Blasco aplicada en judokas españoles*. Tesis Doctoral. Dto. Educación Física y Deportiva. Valencia, Universidad de Valencia.
- Donskoi, D., Zatsiorski, V. (1998) *Manual de Biomecánica de los ejercicios físicos*. La Habana, Editorial Pueblos y Educación.
- Gutierrez, M. (1998) *Biomecánica deportiva: Bases para el análisis*. Síntesis, Madrid, págs. 128-130.
- Hay, G. J. (1980) *Biomécanique des techniques sportives*. Vigot.
- Inogai, I., Habersetzer, R. (1985) *Judo pratique*, Ministerio de Educación de la Juventud y Deportes de Francia. Edition Amphora.
- Kano, J. (1986) *Judo Kodokan*. Eyras, Madrid
- Kudo, K. (1972) *Judo in Action*. Japan publications trading company. Tokio, San Francisco.
- López, J. (2000) *Análisis Biomecánico de las Mañas de la Lucha Leonesa*. Memoria de Doctorado. León, España, abril. págs. 240
- Mirallas, J. (1990) A. Bases Biomecánicas para una Didáctica del Judo. *Apunts* 21: 67-80.
- Ramón, G., Zissu, M. (1997) *Determinación, comparación y correlación de los factores mecánicos del Uchi Mata y del Osoto Gari en judokas juveniles*. Universidad pedagógica experimental libertados de Caracas. Tesis de grado. No publicada.
- Ramón, G., Gutiérrez, M., Radial, P (2000) *Factores biomecánicos y comportamentales del Uchi Mata ejecutado por judocas participantes en el Campeonato Senior de Andalucía 1999*. Universidad de Granada. Trabajo de suficiencia investigadora. No publicado
- Roquette, J. (1984). Sistematização e análise das técnicas de control das quedas no judo, "Ukemis". *Ludens*, 14, 2: 45-53
- Santos, S. G., Melo, S. I. L., Pires-Neto. (1993) Proporcionalidade corporal e relação com a técnica de preferencia do jidoka. *Revista da educação física*. Universidad Estadual de Maringa, V. 4, nº 1, págs. 45-49
- Sacripanti, A. (1996). *La Teoría Biomecánica general de los Deportes de Combate*. 1ª ed. Italia, Filpjk, Mayo, pág. 97.
- Thabot, D. (1999) *Judo Óptimo. Análisis y metodología*. 1ª ed. Barcelona, España. Inde, pág. 128. ISBN: 84-951114-89-5.
- Trilles, F. Lacouture, P., Cadriere, R. (1990) Analyse de différents styles

- d'une projection de judo, uchi mata. *Science et Motricité*, 10: 33-43
- Ueya, K. (1981) Using an inertial Wheel and power meter to measure muscular power energy with an application to biomechanics. *International series on Biomechanics*, vol VII B, 265-275.
- Watanabe, J., Avakian, L. (1972) *The secrets of judo*. 7^a ed. Tokio, Japon. Rutland, Vermoul; Charles E. Tuttle. ISBN: 0-8040-0517-2.
- Walker, J. (1980) Expériences d'amateur. Le judo et l'aikido sont des applications judicieuses des lois de la mécanique classique. *Pour la Science* 35: 132-138.
- Weers, R. (1996) *First contact and grip domination in judo elite*. International judo federation/home page/commissions/education/research. Paper/rp 14.
- Williams y Lissner. (1991) *Biomecánica del movimiento humano*. México, Ed. Trillas.

PARA SABER MÁS

- Blais, L., Trilles, F. (2004) Analyse mécanique comparative d'une meme projection de judo: Seoi Nage, réalisée par cinq experts de la Fédération Française de Judo. *Science & Motricité* n° 51
- Classificazioni del nage-waza. www.bisibudo.net
- Costa, J.M. (2003) *Análise biomecánica da técnica de judo: sasae-tsuri-komi-ashi*. Estudo de caso. Universidad do Porto. Faculdade de ciências do desporto e de educação física.
- Imamura, R.T., Johnson, B.F. (2003) A kinematic analysis of a judo leg sweep: major outer leg reap—osotogari. *Sports Biomechanics* 2: 191-201.
- Pucsok, J.M., Nelson, K., Ng, E.D. (2001) A kinetic and kinematic analysis of the harai-goshi judo technique. *Acta Physiologica Hungarica* 88: 271-280.
- Rodney T., Imamura, A., Hreljac, R., Escamilla F., Brent Edwards, W. (2006). A Three-dimensional analysis of the center of mass for three different judo throwing techniques. *Journal of Sports Science and Medicine*. CSSI, 122-131. California State University Sacramento, USA. Published (online): 01 July. <http://www.jssm.org>
- Sacripanti, A. (1989) Biomechanical classification of judo throwing techniques. En: *Biomechanics in Sports* Tsarouches, V.L. Terauds, J., Gowitzke, B.A., Holt, E.L. (Eds.) *Proceedings of the Fifth International*

Symposium of Biomechanics in Sports, held in Athens, Greece, Athens Hellenic Sport Research Institute, Olympic Sport Center of Athens. 181-194.

25 FUNDAMENTOS BIOMECÁNICOS DE LOS DISPOSITIVOS (MEDIOS) PARA EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA MUSCULAR

Dr. Llana, S., Dr. Chulvi, I., y Dr. Pérez, P.
Departamento de Educación Física y Deportiva.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el
Deporte
(Universitat de València)

RESUMEN

Si bien el entrenamiento sistemático de la fuerza muscular empezó en el mundo del deporte de competición, en la actualidad es recomendado para todos los individuos debido a sus múltiples beneficios para la salud. No obstante, en el mercado existen tantos dispositivos (implementos o medios) para su entrenamiento que muchos usuarios, incluso con formación académica específica, pueden tener sus dudas sobre cuál es el más adecuado para sus propósitos. Con el objeto de evitar esto, en el presente capítulo se presentan los fundamentos científicos del funcionamiento de la gran mayoría de dispositivos existentes en el mercado. Se han agrupado en función del origen de la resistencia en: (1) peso libre, (2) máquinas dependientes de la gravedad, (3) máquinas equipadas con sistemas hidráulicos, (4) máquinas equipadas con sistemas neumáticos, (5) resistencia acuática, (6) resistencia elástica, (7) resistencia manual, (8) aparatos controlados electrónicamente y (9) otros (superficies inestables, electroestimulación, aparatos equipados con volantes de inercia, máquinas vibratorias y bodyblade).

INTRODUCCIÓN

El entrenamiento de fuerza muscular (también denominado entrenamiento neuromuscular de la fuerza, de contra-resistencia o resistido) comenzó siendo utilizado en un pequeño segmento de los deportistas cuyas disciplinas requerían altos niveles de fuerza máxima y de potencia, como los lanzadores en atletismo. Como principal medio de entrenamiento, utilizaban barras, discos y mancuernas. Con el tiempo, otras modalidades deportivas empezaron a incluir este tipo de entrenamiento dentro de sus planificaciones, hasta el punto de que hoy en todas las modalidades deportivas se recomienda planificar de forma sistemática el entrenamiento de esta cualidad física.

Esta visión del entrenamiento de la fuerza muscular ha sido ampliada gracias a la evidencia científica de los beneficios sobre la salud asociados con esta práctica sistemática. De tal manera que, actualmente (Ratamess *et al.*, 2009), su aplicación se ha extendido a: (1) poblaciones sanas, con el fin de mantener y mejorar la condición física y la salud, (2) lesionados del aparato locomotor, para rehabilitar y readaptarse a la actividad cotidiana, y (3) enfermos de diversa índole, como terapia adjunta al tratamiento específico. Inicialmente, se copiaron los métodos y medios de entrenamiento de la fuerza muscular que desde la década de 1980 estaban ya bien consolidados en el ámbito del rendimiento deportivo, pero éstos se mostraron poco motivantes y poco adaptados a las características especiales de estas poblaciones, por lo que se reducía su eficacia e incluso, se incrementaba el riesgo de lesión. Con ello, la adhesión a la actividad no era muy alta. Con el fin de elevar la adhesión de los practicantes, se han desarrollado multitud de métodos y de medios, pero éstos no siempre han sido diseñados por expertos (y mucho menos su seguridad y eficacia ha sido demostrada experimentalmente), lo que ha hecho que aparezcan en el mercado multitud de aparatos de dudosa utilidad. Resulta imprescindible, por tanto, aportar el punto de vista de la biomecánica a este maremágnum con el objeto de evitar engaños.

Hay que tener siempre presente que el fin del entrenamiento de la fuerza muscular es mejorar en la actividad cotidiana o deportiva deseada. Por ello, los ejercicios a realizar (tipo de movimiento, resistencia a vencer, número de series y repeticiones y tiempos de descanso) deberán ser seleccionados para su correcta transferencia a la actividad cotidiana o deportiva deseada. Para ello, hay que empezar cumpliendo los denominados principios del entrenamiento. Éstos son conceptos aparentemente muy elementales, pero son la piedra angular sobre la que ha de asentarse una correcta actividad.

Si bien su número cambia en función del autor, quisiéramos destacar los

siguientes:

(1) El principio de individualidad, pues un mismo ejercicio puede tener efectos muy diferentes según la persona que lo realice, por ejemplo, un *squat jump* (ver [capítulo 22](#)) con barra y discos, puede ser muy beneficioso para un saltador de longitud, pero muy lesivo para una ama de casa.

(2) El principio de especificidad del movimiento, pues el ejercicio seleccionado debe simular lo más posible el movimiento cotidiano o deportivo que se desea mejorar, por ejemplo, para una persona con dolor lumbar, los “abdominales tradicionales” no siempre ayudan; en cambio ejercicios de “*core training*” suelen ser mucho más efectivos, pues simulan mucho mejor la posición del raquis en las actividades cotidianas o deportivas.

(3) El principio de variedad, pues introducir cambios constantes y oportunos estimula psicológica y físicamente al practicante.

PUNTO CLAVE

Además de para los deportistas, el entrenamiento de la fuerza muscular se recomienda a: (1) poblaciones sanas, con el fin de mantener y mejorar la condición física y la salud; (2) lesionados del aparato locomotor, para rehabilitar y readaptarse a la actividad cotidiana, y (3) enfermos de diversa índole, como terapia adjunta al tratamiento específico.

(4) El principio de progresión en la carga, pues tal y como el organismo se va adaptando a un nivel de actividad, éste ya no le supone suficiente estímulo para seguir mejorando.

(5) El principio de continuidad, pues las adaptaciones buscadas requieren de un tiempo mínimo para generarse y consolidarse.

Con todo lo dicho, en el presente capítulo se pretende aportar la fundamentación biomecánica aplicada a los medios (implementos) más conocidos de entrenamiento de la fuerza muscular con el fin de comprender las ventajas e inconvenientes de cada uno de ellos. Dado que actualmente existe una gran variedad de dispositivos de entrenamiento, serán descritos de forma genérica obviando las descripciones pormenorizadas y funcionamientos específicos según marcas y modelos.

2. PESO LIBRE O ISOINERCIAL

El término “peso libre” se refiere a una resistencia externa cuya masa no cambia, no guiada ni limitada por otros elementos. Fundamentalmente se refiere a barras, discos y mancuernas ([figura 1](#)).

Tradicionalmente se la ha considerado una resistencia constante porque la masa de los discos, barras y mancuernas también lo es, y dado que el peso de los mismos lo genera la gravitación terrestre, la resistencia a vencer tendrá dirección vertical y sentido descendente. Esto limita el tipo de movimientos, y por tanto el trabajo muscular, que se pueden realizar. Por ello, en función de la musculatura que se desea fortalecer, el usuario deberá modificar su posición corporal (vertical, horizontal, inclinado, etc.). Éste es el motivo fundamental por el que se usan los bancos (inclinados, reclinados y horizontales).



Figura 1. *ncuernas, barras y discos son los implementos más usuales en la categoría de “peso libre”.*

Es importante destacar que: (1) si el ejercicio seleccionado tiene un componente fundamentalmente vertical, la musculatura principalmente involucrada (denominada agonista), actúa de forma concéntrica en el movimiento ascendente y de forma excéntrica en el movimiento descendente; (2) pero si se realizan movimientos horizontales, el movimiento será iniciado por un grupo muscular y frenado por su antagonista.

Por otro lado, para cualquier ejercicio realizado con peso libre, además de la musculatura agonista o principal responsable del movimiento, prácticamente toda la musculatura del cuerpo participa activamente para

estabilizar y guiar los pesos. Este trabajo estabilizador es muy importante, y si no se realiza bien, aumenta mucho la probabilidad de sufrir alguna lesión, tanto aguda (durante la realización del ejercicio) como crónica (por sobrecargas reiteradas en largos períodos de tiempo). Por tanto, la técnica para realizar cualquier ejercicio implica a todo el cuerpo; es la denominada posición ergonómica del cuerpo (todos sus segmentos) durante el ejercicio, también conocido como “higiene corporal”. No se describirán en esta obra todas las recomendaciones ergonómicas, pues son específicas para cada ejercicio y exceden, con mucho, los objetivos de esta obra. No obstante, existen algunos aspectos comunes a casi todos los ejercicios, especialmente en lo referente a la correcta colocación del raquis, a la forma de respirar (que muchas veces implica realizar la maniobra de Valsalva) y de expulsar el aire (pues se han descrito disfonías como consecuencia de forzar las cuerdas vocales en la espiración), que hay que tener siempre presente.

Respecto a la intensidad de esfuerzo muscular, por las características físicas de este tipo de resistencias cabe destacar dos limitaciones difícilmente evitables:

- La existencia del punto (zona) de menor eficacia mecánica (*sticking point*). Durante los ejercicios de peso libre, un levantador es “tan fuerte” como lo es en el punto más débil del rango de movimiento (ROM) que demanda el ejercicio a realizar. Este punto de debilidad dentro del ROM depende de la combinación de: a) la curva de fuerza de la articulación, y b) del brazo de palanca de resistencia del peso (Llana *et al.*, 1997). Consecuentemente, la musculatura responsable del movimiento sólo trabajará al máximo durante el punto de menor eficacia mecánica, trabajando de forma submáxima durante el resto del ROM.

PUNTO CLAVE

Ante cargas muy elevadas, el *sticking point* representa un punto de elevada tasa lesiva, puesto que para intentar salvar lo más rápido posible este punto de menor eficacia, pueden aparecer movimientos compensatorios que pueden comprometer la correcta ejecución de la técnica.

- La pérdida de velocidad, y por tanto de fuerza aplicada, al final del

ROM. La velocidad de desplazamiento del peso libre varía notablemente durante el ROM. Normalmente se acelera durante el primer tercio del ROM, alcanza una zona de velocidad aproximadamente constante y, finalmente, se desacelera hasta parar (velocidad 0) al final del ROM. Esta desaceleración final será tanto mayor cuanto menor sea el porcentaje sobre 1RM que se está moviendo. Para evitar este efecto, se han propuesto varias alternativas, como lanzar el peso (Newton *et al.*, 1996) o usar cadenas o gomas elásticas (ver más adelante).

El cuerpo humano también puede ser utilizado como un peso libre y, por tanto, ser el responsable de la resistencia a vencer. De hecho algunos de los ejercicios más conocidos se basan en esto: dominadas en barra, fondos de brazos, ejercicios en paralelas, la mayor parte de ejercicios para fortalecer la musculatura abdominal y lumbar, etc.

2.1. Ventajas de utilizar pesos libres

- Poseen una gran versatilidad, puesto que permiten realizar una variedad casi infinita de ejercicios, desde ejercicios analíticos que implican a una o pocas articulaciones, hasta ejercicios que involucran a una gran cantidad de articulaciones de forma compleja.
- Existe una gran similitud mecánica con muchas tareas cotidianas y deportivas, y con ello, una mayor posibilidad de transferencia.
- Involucra a músculos estabilizadores, por lo que requiere de una gran demanda de coordinación intra e intermuscular. Esto implica un gran *feedback* exteroceptivo, propioceptivo y cinestésico.
- Suelen resultar baratos, fáciles de transportar y de almacenar.

2.2. Inconvenientes de utilizar pesos libres

Además de los dos límites anteriormente mencionados (el punto de menor eficiencia y la pérdida de velocidad y de fuerza Aplicada), hay que tener en cuenta.

- Para la realización segura de los ejercicios, se requiere de un período de

aprendizaje que será tanto mayor cuanto más complejo sea el ejercicio a realizar. Por ello, los pesos libres son menos amigables que las máquinas para practicantes noveles.

- Aun con una correcta ejecución técnica, en ocasiones (por ejemplo cuando se trabaja con cargas máximas) resultará necesaria la ayuda externa de algún compañero (*spotter*) que asistirá para acomodar la carga, evitando posibles inestabilidades que pudieran ser peligrosas.
- La fase excéntrica debe realizarse siempre con mucho control, pues de lo contrario podría incrementar el riesgo de lesión.

2.3. Otros sistemas con utilización del peso libre

2.3.1. Cadenas (Berning *et al.*, 2004)

El objetivo es evitar uno de los inconvenientes del trabajo con pesos libres: la pérdida de velocidad y fuerza aplicada al final del ROM.

Es un método que consiste en colocar unas cadenas en los extremos de la barra ([figura 2](#)). Así, en la fase de elevación, al peso libre que representa la barra se añade un peso extra con cada eslabón de la cadena que se eleva del suelo. Por el contrario, en la fase de descenso, los eslabones descansan sobre el suelo, con lo que se reduce la resistencia.

Además, como durante las fases de elevación y de descenso las cadenas presentan cierta oscilación, se incrementa la necesidad de estabilización del cuerpo del practicante.



Figura 2. Un ejemplo del uso de cadenas.

2.3.2. Balones medicinales

La gran virtud de este tipo de peso libre radica en la posibilidad de lanzar la resistencia, evitando con ello el inconveniente anteriormente citado de disminución de la velocidad al final del ejercicio. Esto le hace ser muy funcional y lo convierte en un elemento muy recomendable para casi todas las poblaciones.

Permite una gran variedad de ejercicios, tanto analíticos como globales, y como demanda elevados niveles de coordinación y estabilización, supone un trabajo que involucra a todo el cuerpo. Por otro lado, supone una carga importante para la musculatura prensil, por lo que es muy beneficioso para deportes que requieren altos niveles de fuerza en la musculatura del antebrazo y mano, como pueden ser los deportes de raqueta, escalada, natación, etc.

La gran mayoría de ejercicios con balón medicinal serán de cadena cinética abierta, por lo que deberá aprovecharse esta situación para ajustarla al máximo con los gestos deportivos. Por lo tanto, sabiendo que lanzando las cargas se obtienen picos de fuerza y fuerza máxima superiores a la ejecución

sin lanzamiento, deberían seleccionarse gestos deportivos con balón medicinal que finalizase con el lanzamiento del mismo, como por ejemplo el gesto de lanzamiento a canasta, para los jugadores de baloncesto.

PUNTO CLAVE

Actualmente, se están poniendo de moda elementos que permiten realizar un entrenamiento en suspensión (como el TRX). Este tipo de ejercicio de cadena cinética cerrada ha demostrado su eficacia para mejorar la fuerza de la musculatura agonista del ejercicio elegido, así como el de los músculos responsables de la estabilización del cuerpo. Además, los estudios realizados hasta la fecha indican un muy bajo índice de lesiones al utilizar estos implementos.

2.3.3. Implementos tradicionales

De entre los muchos que puede haber, destacaremos dos:

Pesas rusas (Kettlebel o girya)

Sus orígenes hay que buscarlos en los programas de entrenamiento del ejército ruso, pues les resultaba muy sencillo fundir un asa a una bola de cañón y utilizarla para entrenarse. Y eso es básicamente una pesa rusa: una bola de hierro unida a un asa.

No lo destacaríamos si no fuera porque en los últimos años ha tenido un gran auge, incluyendo campeonatos del mundo de levantamiento. Hay diversos fabricantes y cada uno presenta sus propios programas de ejercicio.

Mazas o bastones

Fueron muy populares durante el s. XIX y principios del s. XX, y estaban muy ligados a las actividades circenses de la época. De lo más afamados fueron los “bastones indios” ([figura 3](#)).



Figura 3. Bastones indios de gran tamaño y peso, utilizados hasta bien entrado el s. XX.

Se trata de pesadas mazas o bastones que, usadas tanto a modo de malabares como de mancuernas, permiten un intenso entrenamiento de todo el cuerpo, pero, especialmente, de los miembros superiores. Su gran característica es que, al cogerse por un extremo, el momento de fuerza (ver [capítulo 6](#)) generado cambia según su posición, siendo máximo cuando se mantiene horizontal y mínimo cuando se coge en vertical.

3. MÁQUINAS DEPENDIENTES DE LA GRAVEDAD

Son aparatos que guían y restringen el recorrido de pesos libres ([figura 4](#)). Éstos suelen tener forma de placa (lingote) y suelen estar apilados uno encima de otro con un eje central común por donde entra una barra metálica agujereada que permite seleccionar la cantidad de placas que se desea movilizar. La gravedad sigue siendo la responsable de generar la resistencia, pero como las placas están atadas a un cable que pasa por varias poleas, la dirección en que hay que traccionar no es necesariamente vertical, sino

adaptable al tipo de ejercicio que se desea realizar. Así, existen máquinas diseñadas para trabajar cualquier grupo muscular.



Figura 4. Ejemplo de máquina guiada.

Al igual que con los pesos libres, la musculatura agonista trabaja de forma concéntrica en el movimiento de “ida” y excéntricamente en el movimiento de “vuelta”. Respecto a la intensidad en la ejecución, sigue existiendo el inconveniente de la desaceleración al final del ROM y el punto (zona) de menor eficacia mecánica durante el ROM, especialmente en la máquinas de resistencia constante (ver más adelante).

La principal ventaja de estas máquinas es la seguridad que proporcionan en la ejecución, lo que las hacen muy recomendables para principiantes o para individuos con algún tipo de problema en su aparato locomotor. Pero esa seguridad en la movilización de la carga es también su gran inconveniente, pues el trabajo muscular para estabilizar el cuerpo y guiar la carga prácticamente desaparece. Por eso se dice que su efecto es menos funcional que los pesos libres, pues tanto en la vida cotidiana como en las actividades deportivas esas características son necesarias para que los movimientos sean

seguros y eficaces. Por otro lado, aunque proporcionen una gran seguridad en la ejecución, sigue siendo necesaria una posición ergonómicamente correcta para evitar lesiones.

Si la máquina está equipada con poleas concéntricas, es decir, circulares, la resistencia será constante, pues éstas sólo modifican la dirección en que se debe traccionar para elevar la carga (Llana *et al.*, 1995; Tous, 1999). Las poleas concéntricas no modifican ni el brazo de palanca de resistencia ni el brazo de palanca de potencia; por ello, la resistencia no puede ser similar a la forma de la curva de fuerza de la articulación que trabaja.

Con el propósito de eliminar este inconveniente, en la década de 1960 se empezaron a desarrollar máquinas que proporcionaban una resistencia variable de acuerdo al modo en que los músculos generan los torques en las articulaciones. Con ello se pretendía que la fuerza desarrollada por la musculatura se aproximara a la curva de fuerza teórica de la articulación. Estas primeras máquinas utilizaban un pivote rodante que proporcionaba una “resistencia dinámica variable”. En la década de 1970 se empezó a utilizar un sistema bastante más sencillo: poleas excéntricas (levas). Éstas cambian el brazo de palanca de resistencia y de potencia, de manera que se puede incrementar la carga cuando la musculatura es capaz de ejercer más fuerza y se puede disminuir la carga cuando la musculatura es capaz de ejercer menos fuerza (Llana *et al.*, 1995; McMaster *et al.*, 2009). Con ello se intenta que la capacidad para generar fuerza sea máxima durante todo el ROM. Consecuentemente, las levas a utilizar deben ser específicas para cada aparato.

Otra forma de conseguir que la resistencia sea variable es utilizando un mecanismo por el cual la carga se desplaza arriba y debajo de un brazo móvil, lo que permite modificar el brazo de palanca de resistencia. Son las llamadas máquinas de palanca. Este desplazamiento permite una modificación del brazo de resistencia. Por tanto, en posiciones de menor capacidad de torque, el brazo de resistencia será menor, y en posiciones de mayor capacidad de torque aumenta el brazo de resistencia y, con ello, el torque necesario para seguir con el movimiento (Tous, 1999).

3.1. Ventajas

En el caso de los principiantes, la morfología y estética de estas máquinas no suele resultar intimidatorio, sino todo lo contrario, suele “invitar” a su

utilización.

Permiten una rápida, sencilla y segura forma de cambiar la carga que se desea movilizar.

Generalmente, no requieren de ayuda externa (compañero o *spotter*). Incluso, en algunos casos, presentan elementos facilitadores y de seguridad extra.

Generalmente, presentan un bajo riesgo de sufrir lesiones, aunque sigue siendo necesario una correcta ergonomía durante la ejecución técnica.

Generalmente, requieren de un menor conocimiento para la técnica de ejecución.

Facilitan determinados tipos de trabajos. Por ejemplo, en el caso de los “circuitos”, permiten cambios de estación rápidos y sencillos.

No requieren de unos elevados niveles de equilibrio, coordinación y/o habilidad.

En algunos movimientos que involucren músculos pequeños, como por ejemplo el *curl* de bíceps o el *leg curl*, hay máquinas que proporcionan un mayor ROM que el mismo ejercicio realizado con peso libre.

Permiten un entrenamiento más analítico. Esto suele ser poco útil en el entrenamiento de competición, pero es muy útil en las primeras fases de rehabilitación tras lesión o, incluso, cuando existe una carencia muscular específica que se desea eliminar.

En el caso de máquinas que reproducen un movimiento con peso libre, es muy útil utilizarlas en la fase de aprendizaje de ese movimiento, antes de pasar al peso libre con cargas elevadas.

3.2. Inconvenientes

Generalmente, no proporcionan movimientos similares a los acontecidos durante las actividades cotidianas o laborales, reduciendo, por tanto, la transferencia a las mismas.

Por regla general, tienen un coste elevado.

Generalmente, sólo permiten realizar un movimiento.

Las máquinas están diseñadas para un tamaño corporal medio, las personas que posean un tamaño corporal alejado de esta media, tanto por exceso como por defecto, tendrán dificultades para la correcta utilización de las máquinas.

En el caso de las máquinas equipadas con poleas excéntricas, éstas están

diseñadas a partir de medias poblacionales, por lo que es muy difícil que cumplan con el principio de individualidad.

4. POLEAS

Un caso particular dentro de este grupo, son las poleas *per se*. Se trata de ruedas anacaladas en su borde para permitir que un cable circule por este canal sin salirse. De esta manera, uniendo el cable a un peso, permite modificar la dirección de la fuerza para mover ese peso, por lo que puede utilizarse para trabajar cualquier grupo muscular.

PUNTO CLAVE

Las máquinas guiadas reducen la tasa de lesión entre los participantes, siempre y cuando estén correctamente ajustadas. No obstante, diversos estudios muestran que el abuso de este tipo de dispositivos impide mejorar la capacidad de estabilización activa.

Son bastante utilizadas en clínicas de fisioterapia por su gran versatilidad, bajo coste y fácil uso, pero también están muy extendidas en gimnasios ([figura 5](#)). Cuando se unen varias poleas, el sistema se denomina polipasto, y permite levantar el peso con menos esfuerzo, a cambio de aumentar el recorrido o distancia de tracción.



Figura 5. Estación o columna de poleas. Al no existir guías que restrinjan el movimiento, permite una gran posibilidad de movimientos libres resistidos.

5. MÁQUINAS EQUIPADAS CON SISTEMAS HIDRÁULICOS

Se trata de máquinas equipadas con varias cámaras llenas de líquido (generalmente aceite o agua) e interconectadas entre sí por unos orificios, de manera que cuando se aplica fuerza el líquido se ve obligado a pasar de una cámara a otra por los orificios. La resistencia final viene definida por la siguiente ecuación:

$$Fr = k \cdot v$$

Donde:

Fr es la fuerza resistiva (N)

K es una constante que aglutina las características físicas de las cámaras y orificios, así como la densidad y viscosidad del líquido (kg/s).

V es la velocidad del pistón relativa al cilindro (m/s).

De esta ecuación se desprenden dos aspectos clave. El primero es de diseño: la resistencia ofrecida por el sistema será tanto mayor cuanto mayor sea la densidad y viscosidad del líquido, y cuanto menor sea el orificio que comunica las cámaras. El segundo es en cuanto al comportamiento del sistema durante su utilización: la resistencia ofrecida por el sistema aumenta linealmente con la velocidad a la que se mueve. Ésta es la gran ventaja de este tipo de máquinas, pues el sistema acomoda la resistencia a la velocidad de ejecución del movimiento. Sin embargo, debido a su diseño, sólo se genera resistencia en la fase concéntrica del movimiento, siendo éste su principal factor limitante.

En los últimos años han proliferado los circuitos de entrenamiento hidráulicos, los cuales aparecen como una forma poco intimidatoria de entrenar los grupos musculares principales en un corto período de tiempo entre la población no simpatizante de otros medios de entrenamiento muscular.

Si bien en teoría estos sistemas podrían estar diseñados para realizar movimientos a alta velocidad (baja resistencia) o a bajas velocidades (alta resistencia), las máquinas disponibles en el mercado permiten realizar movimientos a velocidades medias (no confundir con máquinas isocinéticas).

Por las características descritas, su uso está especialmente indicado para practicantes noveles en el entrenamiento de fuerza y para algunos tipos de patologías articulares como la artrosis o la artritis reumatoide, y niveles de osteoporosis muy avanzados.

6. MÁQUINAS EQUIPADAS CON SISTEMAS NEUMÁTICOS

Las máquinas que generan resistencia mediante sistemas neumáticos están equipadas con una cámara llena de aire comprimido que al ser empujada por un pistón genera resistencia. Suelen ir equipadas con un regulador que modifica la presión del aire y, por tanto, la resistencia a vencer.

Generan resistencia tanto en la fase positiva (concéntrica) como en la negativa (excéntrica). En la fase positiva del ejercicio, el pistón se desplaza

en contra de la presión del aire, comprimiéndolo más, situación que generará la resistencia. En la fase negativa, el aire comprimido empuja en sentido opuesto a la fase positiva, debido al almacenamiento de energía provocado por el incremento de presión (Wilson, 1994). Incluso se puede hacer trabajo puramente excéntrico gracias al regulador de presión.

La principal ventaja de estos sistemas radica en la pequeña fase de desaceleración existente al final del ROM, debido a la poca inercia del aire comprimido movilizado. Esto permite entrenar a altas velocidades sin grandes fases de desaceleración final, lo que puede ser útil para el entrenamiento de competición, especialmente, para aquellos deportistas que necesitan gran potencia (fuerza explosiva) muscular.

7. RESISTENCIA ACUÁTICA

El agua es un fluido con suficiente densidad y viscosidad como para ejercer una resistencia hidrodinámica considerable cuando una persona realiza movimientos en su interior. Como se indica en el [capítulo 8](#), la resistencia a vencer determina la fuerza muscular a aplicar, pues resistencia hidrodinámica y propulsión son dos caras de una misma moneda.

La resistencia hidrodinámica depende, fundamentalmente, del tamaño de la superficie que interactúe con el agua y de la velocidad de movimiento (ver [capítulos 8 y 23](#)). Por ello, las dos variables a manipular para modificar la resistencia hidrodinámica son: (a) utilizar aparatos especialmente diseñados, tanto para los miembros superiores como para los miembros inferiores, que aumentan considerablemente la superficie de contacto con el agua, y (b) la velocidad de ejecución.

Otra característica reseñable es que el trabajo muscular excéntrico es muy escaso, de manera que, para un ejercicio seleccionado, en el movimiento de ida trabajarán los agonistas de forma concéntrica y, luego, en el movimiento de vuelta trabajarán los antagonistas también de forma concéntrica.

Por otro lado, no existen limitaciones en la dirección del movimiento en que aparece la resistencia, como ocurre con el resto de sistemas vistos hasta ahora. Así, la resistencia hidrodinámica tiene siempre el sentido contrario al del movimiento, por lo que incluso en movimientos tridimensionales de circunducción, la resistencia estará presente en todo momento (tan sólo se modificará si cambia la superficie de contacto con el agua y la velocidad de ejecución).

Como el medio acuático implica ciertos desequilibrios en los ejercitantes, la actividad muscular equilibradora está presente en todos los segmentos corporales. Éste es un aspecto muy destacado de este tipo de ejercicios, y tal y como indica el Colegio Americano de Medicina Deportiva (ACSM), los hace especialmente beneficiosos para gente de edad avanzada o individuos en procesos de rehabilitación (Ratamess *et al.*, 2009).

En el caso de deportistas de competición, especialmente aquellos que demandan altos niveles de potencia (fuerza explosiva), su utilidad es muy limitada, pues el agua no puede ofrecer los niveles de resistencia que necesitan y, además, no pueden adoptar posiciones suficientemente estables.

8. RESISTENCIA ELÁSTICA

Se trata de cintas, fajas o cuerdas elásticas, generalmente de látex, que se pueden anudar o sujetar en diferentes segmentos corporales con el fin de poder ejercitar diferentes grupos musculares.

Al tratarse de elementos elásticos, la resistencia que ofrecen al ser estirados viene determinado por la ley de Hooke. Tal y como esta ley enuncia, mientras no se sobrepase el denominado límite elástico, la deformación experimentada por el elemento elástico es proporcional a la fuerza aplicada. O, dicho en otras palabras, al principio cuesta poco estirar la cinta, pero cada vez cuesta más.

Se trata, por lo tanto, de una resistencia variable, que siempre va de menos a más resistencia (figura 6). Éste es, precisamente, su principal inconveniente, pues este patrón de carga resistiva que ofrece parece poco frecuente en las actividades cotidianas o deportivas del ser humano (Harman, 1994). Por otra parte, hay que tener especial cuidado con la forma en que se anuda o sujeta, pues si se suelta de uno de sus extremos durante el ejercicio, puede ocasionar un desagradable latigazo o, incluso, graves lesiones oculares.

PUNTO CLAVE

Las investigaciones que incorporan al ejercicio de entrenamiento de fuerza bandas elásticas o cadenas observan mejoras significativas de la fuerza máxima frente al grupo que entrena con el peso libre sin la sinergia de las cadenas y/o bandas elásticas. La mayoría de investigadores coinciden en señalar que esta conjunción permite entrenar con más resistencia externa en la fase del movimiento, con mayor

capacidad de producir fuerza.

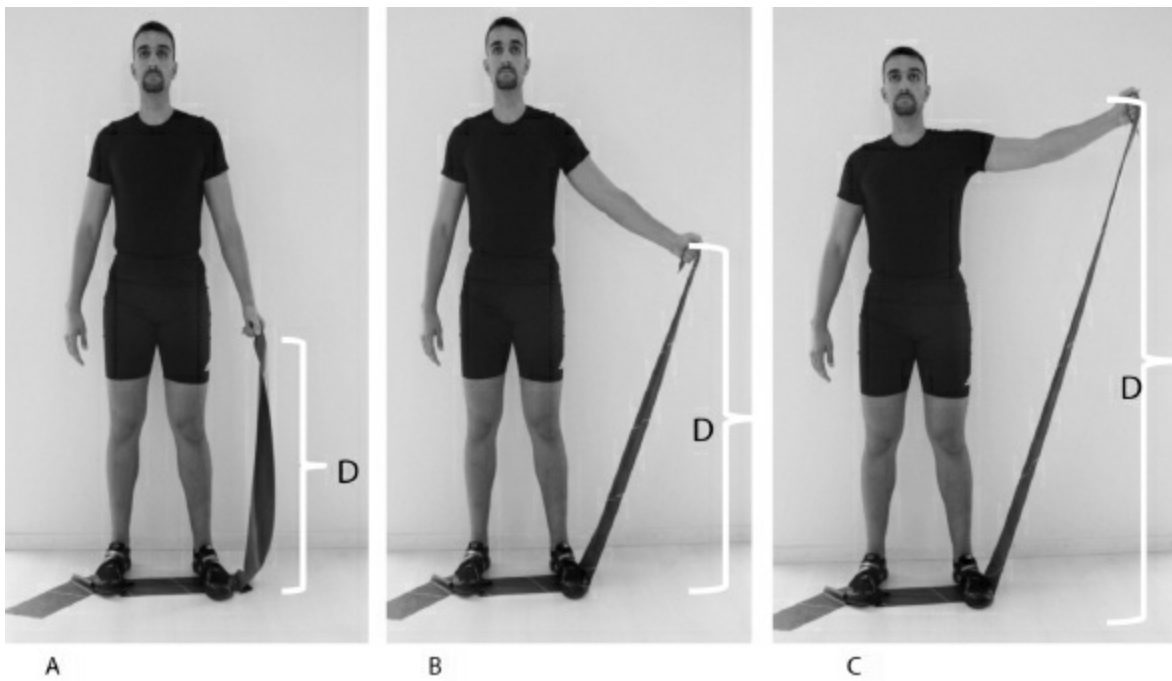


Figura 6. Ejemplo de un ejercicio de contra resistencias utilizando una resistencia elástica.

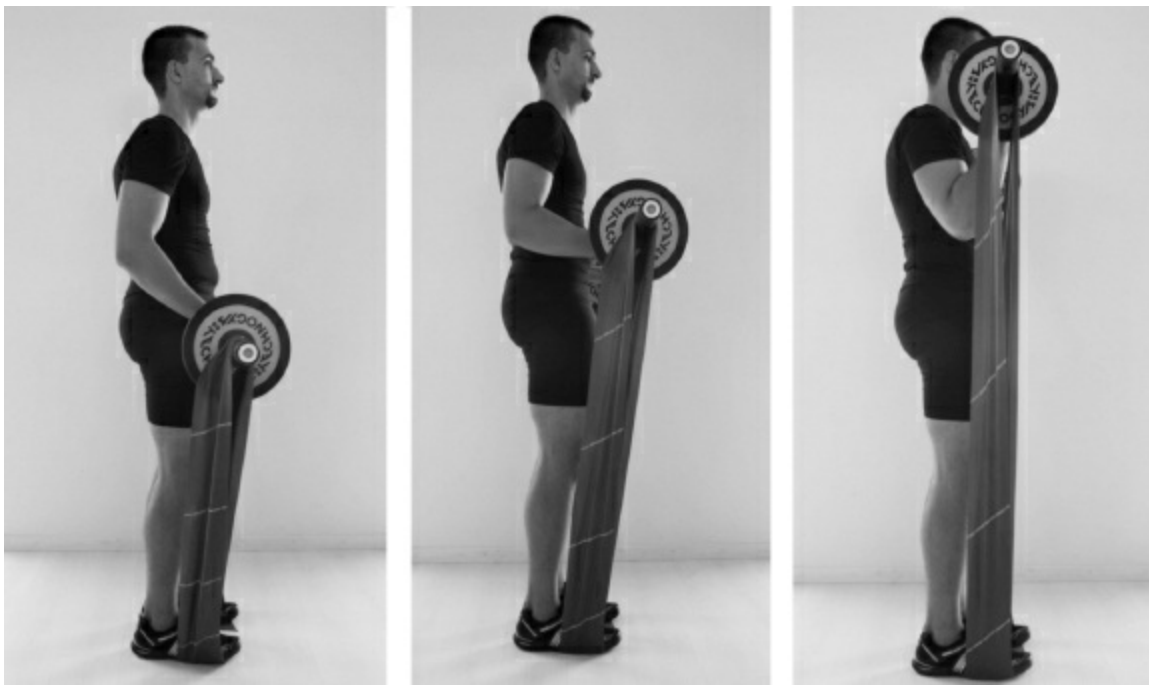


Figura 7. Ejercicio que combina un peso libre con una banda elástica.

También puede combinarse con el peso libre. En esta concepción, pensada principalmente para el alto rendimiento, se ancla la resistencia elástica al peso libre a movilizar (figura 7). Con ello, se acentúa la carga en la parte final de la fase de ascenso en movimientos como la prensa de banca y el *squat* (sentadilla).

Este tipo de trabajo sobrecarga durante todo el ROM y enfatiza en los últimos grados de la fase concéntrica (Wallace *et al.*, 2006) de forma parecida al uso de cadenas previamente explicado.

9. RESISTENCIA MANUAL

Se trata de una resistencia ofrecida por un compañero, entrenador o terapeuta que, además, proporcionan *feedback* al ejecutante (figura 8). Tradicionalmente ha sido muy utilizado por los fisioterapeutas. Su gran ventaja es su coste nulo y su gran versatilidad, pues se puede realizar cualquier movimiento resistido. Evidentemente, hay un requisito básico para que sea eficaz: que el técnico tenga la capacidad de generar la resistencia adecuada para el practicante durante todo el arco de movimiento (Dorgo *et al.*, 2009).



Figura 8. Ejemplo de un ejercicio de empuje resistido por un compañero.

10. APARATOS CONTROLADOS ELECTRÓNICAMENTE

Estos dispositivos generan la resistencia mediante motores, sistemas electromagnéticos o bombas, y la regulan por diferentes tipos de *feedback* y

tecnologías de control. Dada la gran variedad de estos aparatos, y muchas veces su gran especificidad, no resulta posible explicados todos, por lo que nos centraremos en las denominadas máquinas isocinéticas, por ser las más extendidas.

Las máquinas isocinéticas regulan la resistencia en tiempo real de tal manera que su velocidad angular es siempre constante. Así, la velocidad de ejecución se determina de antemano, de manera que la resistencia aumenta cuando aumenta el momento de fuerza (torque) generado por el individuo, y disminuye cuando éste se reduce. Con ello, la resistencia se acomoda a la curva de fuerza real de la articulación que está trabajando y a la posible fatiga. Permiten trabajar tanto la fase concéntrica como la excéntrica. Con este modo acomodado y personalizado de resistencia se pretende que el esfuerzo muscular sea el adecuado durante todo el ROM y durante todas las repeticiones.

PUNTO CLAVE

Todas las actividades motrices diarias, así como las deportivas, están caracterizadas por aceleraciones y desaceleraciones. Por lo tanto, mantener constante la velocidad de entrenamiento muscular puede significar una interferencia en la capacidad de generar fuerza, especialmente de la manifestación de la fuerza denominada explosiva.

Son especialmente útiles en rehabilitación, pues, para un trabajo articular dado, la resistencia disminuirá en la región donde disminuya la capacidad de generar fuerza por parte del individuo, acomodándose así a las capacidades de éste. Diversos investigadores han sugerido que esta forma de entrenamiento proporciona mayores ganancias de fuerza que otros métodos que no acomodan la carga. Sin embargo, no existe consenso al respecto.

Sus principales inconvenientes son: (a) la falta de especificidad con respecto al tipo de trabajo muscular que se realiza en las acciones de la vida cotidiana o deportiva, y (b) su elevado coste.

11. OTROS

En este apartado serán sucintamente descritos los más relevantes de los últimos sistemas aparecidos en el ámbito del entrenamiento de la fuerza muscular.

11.1. Superficies inestables

Se trata de elementos que generan cierto desequilibrio durante la ejecución, de manera que demandan un elevado trabajo de la musculatura responsable de estabilizar el cuerpo y guiar el peso que se está levantando (Behm y Anderson, 2006). Provenientes del ámbito de la fisioterapia, cada vez son más utilizados en el ámbito deportivo. Los más utilizados son los “*fitball*” o balones suizos, el *bossu* (figura 9), camas elásticas, plataformas inestables, DynaDisc (disco inestable de 30 cm) y superficies con diferentes densidades.

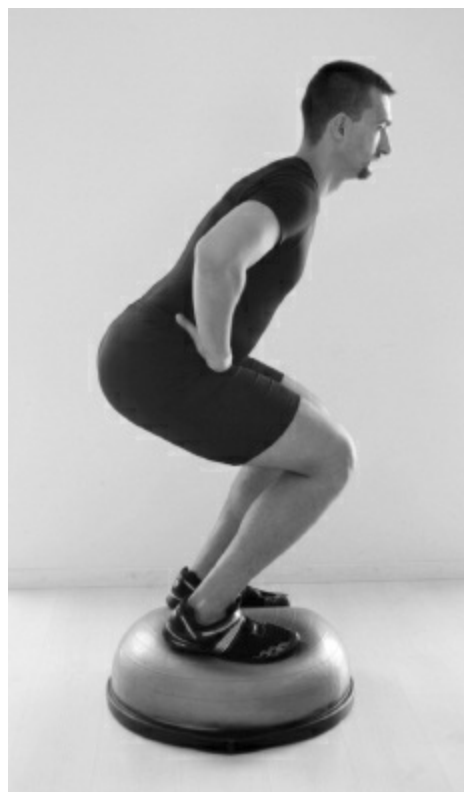


Figura 9. Realización de un ejercicio utilizando el propio peso corporal, añadiendo inestabilidad externa.

PUNTO CLAVE

Un elevado número de estudios de los últimos años han puesto de manifiesto que la ejecución de ejercicios de fuerza sobre superficies inestables reduce la actividad muscular de los músculos agonistas del ejercicio, por lo que su uso exclusivo podría comprometer el rendimiento físico.

11.2. Electroestimulación

Se trata de dispositivos generadores de corrientes eléctricas que, mediante electrodos convenientemente colocados, se transmiten a los músculos provocando su contracción. Por tanto, se trata de provocar contracciones musculares sustituyendo el impulso nervioso por otro impulso eléctrico generado artificialmente.

Gran parte de la eficacia de este método radica en la colocación adecuada de los electrodos, los cuales deberán estar sobre el punto motor del músculo (zona del músculo donde hay más placas motoras, es decir, más sinapsis entre los nervios motores y el músculo). En el manual del usuario de estos aparatos se indica su localización, si bien puede haber diferencias de un individuo a otro de, incluso, varios centímetros. Además, el electrodo deberá ser orientado según la orientación de las fibras musculares (ver [capítulo 12](#)).

En la mayoría de estos dispositivos, la contracción se realiza isométricamente. Es decir, que el individuo adopta una posición (cuerpo y segmentos) que no va a cambiar durante la aplicación. No obstante, en los últimos años han salido al mercado algunos dispositivos que permiten electroestimular de forma superimpuesta al entrenamiento tradicional (p. ej., durante la ejecución de un *squat* con peso libre), permitiendo una estimulación dinámica.

Es importante destacar que, al aplicar la electroestimulación, el patrón de reclutamiento de las fibras musculares es inverso al que se produce de forma natural: en condiciones de estimulación neural, las primeras fibras que se reclutan son las de tipo I (lentas o ST), mientras que las de tipo II (rápidas o FT) se reclutan cuando la resistencia a vencer es elevada. Por el contrario, con la electroestimulación, las fibras de tipo II son estimuladas desde el primer instante (Delitto y Snyder-Mackler, 1990).

11.3. Aparatos equipados con volantes de inercia

Desde la década de 1990 son varios los aparatos equipados con volantes de inercia para generar resistencia; los dos más conocidos son la “máquina Yo-Yo” y la “powerball”, pero también se están usando en bicicletas estáticas como las utilizadas para hacer *spinning*, máquinas de remo, etc., incluso en

modalidades deportivas de motor como la Fórmula 1 se utiliza el KERS (Kinetic Energy Recovery System), que es un sistema de almacenaje de energía basado en volantes de inercia.

Máquina con volantes de inercia para ejercicio o máquina Yo-Yo (Flywheel Exercise Device [FWED])

En la década de 1990, la NASA auspició el desarrollo de un sistema que permitiera el entrenamiento muscular en la situación de hipogravedad que se da durante los vuelos espaciales. La adaptación del organismo a la hipogravedad durante espacios de tiempo prolongados provoca una sustancial pérdida de masa de los tejidos que forman al aparato locomotor (óseo, muscular, tendinoso, ligamentario, etc.). El entrenamiento físico con los sistemas tradicionales dependientes de la gravedad, obviamente, no es efectivo en esa situación. El resultado fue la denominada “Máquina con volantes de inercia para ejercicio” (Flywheel Exercise Device [FWED]) o “máquina Yo-Yo”, debido a que su mecanismo se asemeja el de este juguete.

Se trata de una máquina de entrenamiento de la fuerza no dependiente de la gravedad, basada en la acumulación de energía por parte de volantes de inercia que acumulan energía cinética (ver [capítulo 7](#)) al girar; durante la fase muscular concéntrica, el volante comienza a girar y, por tanto, acumula momento angular (ver [capítulo 6](#)) que se mantiene una vez acabada esta fase y que proporcionará la resistencia para la fase excéntrica, pues durante ésta el volante se vuelve a frenar.

A más fuerza aplicada en la fase concéntrica, más fuerza excéntrica se requerirá para frenarlo. Por tanto, la resistencia a vencer está adaptada a la capacidad del individuo, pues es él quien la genera. Además, permite trabajar tanto la fase concéntrica como la excéntrica y con cierta similitud al ciclo de estiramiento-acortamiento, sin necesidad de que haya impactos. Ésta es una de sus grandes ventajas. La otra gran ventaja es que, al evitar los impactos, el riesgo de lesión disminuye considerablemente.

La “powerball”

Se trata de una bola de aproximadamente 10 cm de diámetro equipada con volantes de inercia de manera que, al asirla con la mano y moverla, el disco interior o “rotor” comienza a girar adquiriendo momento angular. Normalmente, el dispositivo emite un silbido tanto más intenso cuanto mayor es la velocidad angular de giro, e incluso algunos modelos incorporan LED

que se iluminan con la energía generada al girar el disco.

Es muy útil para fortalecer la musculatura del miembro superior, especialmente mano y antebrazo, por lo que está siendo muy utilizado en deportes como la escalada, el tenis, el remo, etc.

11.4.Máquinas vibratorias

A finales de la década de 1990 aparecieron las primeras publicaciones sobre el uso de plataformas vibratorias en el ámbito deportivo (Bosco *et al.*, 1998). Se trata de plataformas diseñadas para apoyar los pies (aunque también se pueden apoyar manos, codos, pelvis, etc.) y que generan movimientos de baja amplitud y alta frecuencia (vibraciones) que, dependiendo del modelo, pueden ser oscilatorios, verticales ó 3D.

Su objetivo es generar microimpactos que estimulen la biosíntesis de tejido óseo y muscular. La estimulación del tejido muscular se debe a la respuesta muscular refleja debida a la constante activación del reflejo miotático (de estiramiento), mientras que la estimulación del tejido óseo se debe a que éste se mineraliza mejor cuando hay impactos. Además, dado que se trata de una plataforma que genera cierta inestabilidad, ayuda a mejorar el control postural y el equilibrio.

11.5.Bodyblade

Se trata de un tubo flexible de 91 cm de longitud (3 pies en el sistema anglosajón) con un peso añadido a cada extremo ([figura 10](#)). Al cogerlo por el centro y moverlo, los pesos de los extremos generan una resistencia basada en su inercia.



Figura 10. Bodyblade clásico.

El aparato no sólo ejercita la musculatura de los miembros superiores, sino que incrementa mucho las demandas de la musculatura estabilizadora del raquis y, también, las cargas compresivas a que se ven sometidas las vértebras y discos intervertebrales (Moreside *et al.*, 2007). Por ello, es un aparato muy útil para fortalecer la musculatura estabilizadora del raquis, con la excepción de aquellas personas que presenten patologías como puedan ser las hernias discales.

BIBLIOGRAFÍA

- Behm, D.G., Anderson, K.G. (2006) The role of instability with resistance training. *J Strength Cond Res* 20: 716-722.
- Berning, J.M., Coker, Ch.A., Adams, K.J. (2004) Using chains for strength and conditioning. *Strength Cond J* 26 (5):80-84.
- Bosco, C., Colli, R., Cardinale, M., Tihanyi, J., von Duvillard, S.P., Viru, A. (1998) The Influence of Whole Body Vibration on the mechanical behavior of skeletal muscle. *Biology of Sport* 15 (3): 157-164.
- Delitto, A., Snyder-Mackler, L. (1990) Two theories of muscle strength augmentation using electrical stimulation. *Phys Ther* 70:158-164.
- Dorgo, S., King, G.A., Rice, C.A. (2009). The effects of manual resistance training on improving muscular strength and endurance. *J Strength Cond Res* 23: 293-303.

- Harman, E. (1994) Resistance training modes: A biomechanical perspective. *Strength Cond J* 59-65.
- Haff, G.G. (2000) Roundtable discussion: machines versus free weights. *Strength Cond J* 22: 18-30.
- Llana, S., Brizuela, G., Ferrandis, R. (1995) Aplicación de las bases biomecánicas de la fuerza muscular al diseño de máquinas de entrenamiento. *Selección* 4 (4): 190-196.
- McMaster, D.T., Cronin, J., McGuigan, M. (2009) Forms of variable resistance training. *Strength Cond J* 31: 50-64.
- Moreside, J.M., Vera-García, F.J., McGill, S.M. (2007). Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. *Phys Ther* 87:153-163.
- Ratamess, N.A., Alvar, B.A., Evetoch, T.K., Housh, T.J., Kibler, W.B., Kramer, W.J., Triplett, N.T. (2009) Position Stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 41 (3):687-708.
- Tous, J. (1999). Equipamiento para el entrenamiento de la fuerza. En: Tous, J. *Nuevas tendencias en fuerza y musculación*. Barcelona, Ergo.
- Wallace, B.J., Winchester, J.B., McGuigan, M.R. (2006) Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *J Strength Cond Res* 20 (2):268-272
- Wilson, G.J. (1994). Strength and power in sport ([Chapter 9](#)). En: Bloomfield, J., Ackland, T.R., Elliot, B.C. *Applied anatomy and biomechanics in sport*. Oxford, Blackwell Scientific Publications.

PARA SABER MÁS

- McMaster, D.T., Cronin, J., McGuigan, M. (2009) Forms of variable resistance training. *Strength Cond J* 31: 50-64.
- Tous, J. (1999). Equipamiento para el entrenamiento de la fuerza. En: Tous, J. *Nuevas tendencias en fuerza y musculación*. Barcelona, Ergo.
- Zatsiorsky, V.M., Kraemer, W.J. (2006) *Science and practice of strength training*. 2nd edition. Champaign, Human Kinetics.
- Stone, M.H., Collins, D., Plisk, S., Haff, G., Stone, M.E. (2000) Training principles: evaluation of modes and methods of resistance training. *Strength Cond J* 22 (3): 65-76.
- Kulig, K., Andrews, J.G., Hay, J.G. (1984) Human strength curves. *Exercise*

and Sport Sciences Reviews 12: 417-466.

www.nscs-lift.org (National Strength and Conditioning Association)

www.sobreentrenamiento.com www.acsm.org (American College of Sports
Medicine)

www.isbweb.org (International Society of Biomechanics)

LA BIOMECÁNICA DESDE EL PUNTO DE VISTA DEL ANÁLISIS NOTACIONAL

26

Dr. Turpín J.A.; Dr. Cortell, J.M.; Dr. Chinchila,
J. y Dr. Cejuela, R.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el
Deporte
(Universidad de Alicante)

RESUMEN

La evolución que ha sufrido el análisis del rendimiento deportivo es reflejo de las exigencias y necesidades manifiestas por parte de entrenadores y deportistas que demandan respuestas de los analistas. Esto puede suponer que en ocasiones se requiera de nuevas fórmulas, métodos, sistemas o combinaciones de los mismos que permitan corresponder satisfactoriamente a las necesidades imperantes. El objetivo del presente capítulo es relacionar dos materias que son complementarias en el análisis del rendimiento, la biomecánica y el análisis notacional, y que de su relación puede concebirse otra forma de entender el análisis del rendimiento. Para ello, se abordarán las particularidades del análisis notacional y su relación con la biomecánica, así como sus efectos en el análisis del rendimiento deportivo tanto de forma individual como en conjunto, todo ello con el eje vertebrador de los avances tecnológicos que se presentan actualmente como una realidad transversal y necesaria. El lector dispondrá de ejemplos relacionados con el análisis notacional a través de diferentes técnicas deportivas y a partir de la aplicación de los modelos de análisis por fases y de los movimientos principales que las definen. Finalmente, y con la intención de concretar ciertas esperanzas, se aportarán pinceladas sobre las posibles líneas de actuación futuras en el campo del rendimiento deportivo.

1. INTRODUCCIÓN

Durante los últimos años se ha confirmado de forma taxativa la importancia que tiene el análisis de los efectos que las fuerzas tienen sobre los deportistas. Así, una parte fundamental del análisis del rendimiento deportivo se centra en el análisis biomecánico. Por lo que la biomecánica se considera una ciencia deportiva respetada y consolidada en el contexto científico internacional (Gutiérrez, 1998). No obstante, en algunas ocasiones, la complejidad que supone analizar el rendimiento hace necesaria la simbiosis con otras técnicas. El análisis notacional es una técnica muy consolidada en la actualidad; cada vez se utiliza con mayor frecuencia tanto en el ámbito deportivo como en el científico con la intención de recoger datos objetivos (Hughes y Bartlett, 2002). Permite analizar la táctica, la técnica y los patrones de movimiento, lo que supone una información adicional para entrenadores y deportistas sobre el rendimiento deportivo, con el fin de obtener una ventaja competitiva única.

La biomecánica y el análisis notacional tienen algunos puntos en común. Se ocupan del análisis y la mejora del rendimiento deportivo. Requieren analizar las medidas obtenidas a través del uso generalizado de recursos tecnológicos. Los dos se centran en el *feedback* con entrenadores y deportistas, lo cual implica una minuciosa gestión de la información. Utilizan técnicas sistemáticas de observación y comparten la preocupación por la validez y fiabilidad. Se sustentan en modelos teóricos basados en ‘indicadores de rendimiento’, que pueden ser tratados por los métodos utilizados en la inteligencia artificial. Asimismo, comparten sólidos vínculos teóricos con otras ciencias del deporte.

No obstante, resulta evidente que también existen diferencias. La biomecánica estudia pequeños detalles de la técnica, sobre todo de los profesionales provenientes de deportes individuales. Así mismo, emplea indicadores de rendimiento que suelen consistir en variables o parámetros cinemáticos y cinéticos. Por su parte, el análisis notacional se centra en los movimientos globales o pautas de movimientos en deportes de equipo. Se ocupa principalmente de la estrategia y la táctica, aunque también de la técnica. Para ello, utiliza indicadores de rendimiento derivados tanto de encuentros deportivos como de diferentes situaciones tácticas y técnicas.

Su origen se halla en la “notación del dato”, fiel reflejo de su origen basado en las notas musicales. Es por ello que debemos recordar la definición de notación.

- A. Sistema de signos convencionales que se utiliza en una disciplina determinada, especialmente en música y en matemáticas.
- B. Representación por medio de signos o símbolos.

1.1. El análisis notacional

El análisis notacional es una nueva metodología de investigación basada en los avances tecnológicos, que se utiliza para conseguir una ventaja competitiva en los deportistas. Para ello, se analizan aspectos tácticos y técnicos de cada deporte tanto a nivel del juego como de los jugadores durante los encuentros deportivos (Hughes y Bartlett, 2002).

El análisis notacional centra sus estudios en cifras globales de la competición y en los patrones de movimiento provenientes de distintos deportes de equipo. Su objetivo principal es el estudio de la estrategia y la táctica, teniendo su origen en la aplicación de la notación musical de la danza. La asociación de un sonido a una nota musical es la misma equivalencia que la asociación de un suceso en el juego deportivo con una nota (símbolo) para dicho suceso. Según el diccionario de la Real Academia Española de la Lengua, *notación es un sistema de signos convencionales que se adopta para expresar conceptos matemáticos, físicos, químicos, etc.*

PUNTO CLAVE

El análisis notacional es una manera objetiva de configurar un sistema de códigos orientados específicamente al análisis del rendimiento deportivo, a través de videograbación, con el objetivo de descifrar los elementos clave del rendimiento, que se puedan cuantificar en un método válido y coherente.

El análisis notacional es una manera objetiva de configurar un sistema de códigos orientados específicamente al análisis del rendimiento deportivo a través de videograbación, con el objetivo de descifrar los elementos clave del rendimiento que se puedan cuantificar con un método válido y coherente. Esto se puede concretar en la realidad deportiva a partir, por ejemplo, del establecimiento de códigos para definir los pases (en fútbol) y las diferentes zonas del campo. Acto seguido se procedería a determinar el número de pases y relacionarlo con la zona del terreno de juego donde se producen.

El desarrollo y la aplicación de análisis notacional se originó en el fútbol para posteriormente aplicarse en diferentes deportes. Los primeros análisis notacionales en el fútbol fueron desarrollados por Reep y Benjamin (1968), quienes analizaron cerca de 3.000 partidos utilizando un sistema sencillo de notación a mano, evaluando aspectos tácticos y técnicos del propio juego. Más tarde, Reilly y Thomas (1976), utilizaron un método de notación a mano para registrar la posición de los jugadores en un campo de juego a través de una representación de símbolos, la grabación de las acciones de juego y el tiempo en que se desarrollaban.

Sus aportaciones más importantes fueron:

1. Seguimiento de las acciones de un jugador en un partido.
2. Se analizaron las propuestas de resolución (acierto/errores) de los porteros, los defensores, los centrocampistas y los delanteros.
3. Se especificaron los tipos de trabajo y las distancias recorridas por los jugadores de fútbol, en cuanto a porcentaje de tiempo dedicado a caminar, trotar, correr, esprintar, etc., en diferentes posiciones.
4. Se analizaron las exigencias fisiológicas específicas definidas en el análisis del rendimiento en los laboratorios, lo que permitió relacionar los datos anteriores con el VO_2 y mediciones de lactato.

Pero sin lugar a dudas, es la incorporación de soluciones informáticas al análisis notacional lo que supone su verdadera implantación y generalización (Franks *et al.*, 1983). A partir de este momento, se introducen los siguientes estadios:

1. Retroalimentación inmediata.
2. Elaboración de bases de datos.
3. Indicación de áreas que requieren mejora.
4. Evaluación.
5. Establecer un mecanismo para la búsqueda selectiva a través de una grabación de vídeo de juego.

Así, en los últimos años se han desarrollado diferentes programas informáticos diseñados específicamente para el análisis notacional (por ejemplo, Sportec, Soliconcoach, Darthfish, etc.). En esta línea, es destacable

la labor desarrollada por dos de los principales investigadores del análisis notacional informatizado, Mike Hughes y Peter O'Donoghue, miembros destacados de la Asociación Mundial de Análisis del Rendimiento (ISAP).

Los sistemas notacionales de análisis del rendimiento deportivo son cada vez más sofisticados, lo que refleja las exigencias de los entrenadores y científicos, así como las consecuentes mejoras en su aplicación. Por tanto, con la intención de seguir mejorando, se debería mantener una actualización constante a partir de las nuevas tecnologías de la mano de las últimas investigaciones en análisis notacional. Por último, todo este esfuerzo se debe orientar a perfeccionar los sistemas de análisis notacional de forma que permitan mejorar la interpretación y comprensión de la información derivada del contexto real en el que se desarrolla cualquier deporte.

1.2. La biomecánica y el análisis notacional en el rendimiento

A partir de la identificación de las diferentes técnicas necesarias para una determinada disciplina deportiva, se pueden concretar los criterios necesarios para aplicarlas de forma óptima. La información resultante de una forma particular de aplicar una técnica puede ayudar notoriamente a entrenadores y deportistas a mejorar tanto la eficiencia como la eficacia técnica. Dicha información, si se aplica correctamente, incidirá positivamente en el rendimiento deportivo, y además permitirá evitar ciertas técnicas que pudieran resultar potencialmente perniciosas para el deportista.

No obstante, en ocasiones, la técnica podría tener una importancia relativa en los deportes de equipo ya que el entrenamiento físico, la preparación psicológica y la táctica cobran una especial relevancia. Así, la destreza y el éxito deportivo en los deportes de equipo es posible que requieran de análisis cualitativos que permitan reforzar la información proveniente de los cuantitativos.

En este sentido, Knudson y Morrison (2002) indican que existen dos tipos de análisis biomecánicos en el rendimiento deportivo, los cuantitativos y los cualitativos. El método más adaptado a la notación es el cualitativo. Su metodología se desarrolla a partir de cuatro pasos:

1. Descripción.
2. Observación.

3. Evaluación.
4. Instrucción.

Por su parte, el análisis notacional establece indicadores de rendimiento relacionados con el rendimiento correcto e incorrecto de los equipos. Así, los analistas notacionales pueden ayudar a los entrenadores a identificar el buen y mal rendimiento de los diferentes miembros del equipo, y a realizar análisis comparativos entre equipos y jugadores. Los analistas notacionales también pueden evaluar las exigencias fisiológicas y psicológicas derivadas de los encuentros deportivos.

La información proveniente del análisis biomecánico y del notacional es diferente y a la vez que complementaria. A modo de ejemplo, se puede observar la información que podría recibir un entrenador o deportista a partir de los análisis en el fútbol y en el hockey.

En el hockey, la información aportada desde un punto de vista biomecánico se ha centrado en la velocidad de la pelota y de la carrera; las técnicas utilizadas (lateral, frontal, mixta, rotaciones etc.) y su relación con las lesiones; secuencias de movimientos de los diferentes segmentos corporales; análisis del golpeo (velocidades, movimientos, etc.), o presiones plantares entre otras (McGinnis, 2005). En el caso del fútbol, la información versaría en torno al golpeo del balón (cinemática y cinética de la pierna ejecutora), las secuencias articulares en diferentes acciones o en saques de banda (velocidad de lanzamiento y cinemática de los brazos, etc.).

Por otro lado, los analistas notacionales, en el caso del fútbol, informarían sobre los indicadores relacionados con el partido (disparos a puerta, disparos fuera de puerta, córners y centros), indicadores técnicos (pases, regates y pérdidas de control del balón) e indicadores tácticos (el tiempo de posesión, la distribución de los pases, los regates y el ritmo de ataque o de defensa de los equipos).

No es muy común ofrecer una perspectiva conjunta que aglutine la información biomecánica y notacional en el análisis del rendimiento deportivo. No obstante, en los últimos años se ha reconocido el enorme valor que esta perspectiva integradora tiene en la información necesaria para que tanto entrenadores como deportistas contribuyan a la mejora del éxito deportivo.

PUNTO CLAVE

No es muy común ofrecer una perspectiva conjunta que aglutine la información biomecánica y notacional en el análisis del rendimiento deportivo. No obstante, en los últimos años se ha reconocido el enorme valor que esta perspectiva integradora tiene en la información necesaria para que tanto entrenadores como deportistas contribuyan a la mejora del éxito deportivo.

1.3. La utilización de los avances tecnológicos en sistemas notacionales

El análisis notacional permite aportar información a partir de datos como disparos a puerta frente a intentos de disparo, pérdidas de posesiones en fútbol o datos derivados de puntos ganadores o errados en tenis. Esta información permitirá a los entrenadores y deportistas comprender en mayor medida la realidad competitiva deportiva, junto a la información de carácter cuantitativo. No obstante, uno de los principales aspectos a mejorar hace referencia a la normalización, entendida como el proceso de elaboración, aplicación y mejora de las normas que se aplican en distintas actividades de índole científico y que en el análisis del rendimiento puede no presentarse con la asiduidad deseada (Hughes y Bartlett, 2002).

Aspectos que hace unos años eran de gran utilidad como medio para mejorar el rendimiento a través del *feedback* derivado de análisis cualitativos podrían no serlo tanto hoy día. Muchos entrenadores disponen de herramientas que les permiten obtener su propia fuente de información. De este modo, se debería rehuir la mera narración de sucesos ya que es bastante probable que no suponga una información diferente de la que un entrenador puede visionar con sus propios recursos.

En la actualidad, en otros ámbitos del conocimiento se observa la introducción progresiva de la inteligencia artificial. Esta disciplina se centra en elaborar procesos que al ser ejecutados sobre una arquitectura física producen acciones o resultados que maximizan una medida determinada, basándose en la secuencia de entradas percibidas y en el conocimiento almacenado en tal arquitectura. Sin embargo, todavía no es habitual su uso en el análisis del rendimiento deportivo, a pesar de su enorme potencial para el desarrollo de la técnica. Así, aunque se han producido grandes avances en los

paquetes de análisis notacional, siguen estando lejos de explotar todo el potencial que hoy día podría aportar la incorporación de la inteligencia artificial.

Sin embargo, son relevantes los avances experimentados en el análisis notacional. Concretamente y desde un punto de vista del *feedback* expresado, Liebermann *et al.* (2002) desarrollaron entrenamientos virtuales tridimensionales, con la intención de mejorar la información transmitida a los deportistas a partir de sensaciones reales derivadas de estímulos virtuales. Esto, que podría parecer algo lejano a la realidad imperante, se encuentra de forma muy habitual en otros entornos, como los lúdicos, a partir de proyectos de empresas como Nintendo, Sony Play Station, etc. También ha sido muy utilizada en el entrenamiento de los futuros pilotos. En la actualidad se trabaja con la intención de aportar sensaciones cada vez más reales en entornos virtuales cambiantes pero controlados que simulen contextos habituales.

2. APLICACIÓN DEL ANÁLISIS NOTACIONAL A LA TÉCNICA DEPORTIVA

Este apartado pretende aplicar el análisis notacional desde un punto de vista biomecánico. Así, se podría indicar que se verán aspectos cualitativos del análisis biomecánico de la técnica, que están basados en la observación (análisis notacional), pero sin realizar las mediciones oportunas de corte cuantitativo.

La técnica en el deporte se define en términos generales como la “forma de hacer” y la pericia utilizada en el desempeño de una habilidad específica deportiva. Igualmente, se puede definir como “la forma” en que se realiza la habilidad deportiva (Hughes y Franks, 2008). La técnica se puede analizar utilizando métodos biomecánicos tanto cualitativos como cuantitativos.

Las habilidades susceptibles de ser analizadas serían las siguientes:

- Habilidades que por sí mismas constituyen un deporte:
 - El salto de altura en atletismo.
 - Un salto al agua en natación.
 - Un aparato en gimnasia.
- Principales competencias que son dominantes en un deporte, tales

como:

- El paso de un obstáculo en una carrera de atletismo.
- Un movimiento durante el ejercicio de suelo en gimnasia.
- Un “*swing*” de golf.
- Habilidades de carácter menor, pero que son importantes para el rendimiento global:
 - Un chut en el fútbol.
 - Un servicio en tenis.
 - Un remate en el voleibol.
 - Un lanzamiento en waterpolo.

El análisis cualitativo de la técnica presenta dos etapas. La primera se basa en la *observación* y su objetivo es identificar y diagnosticar fallos, es decir, conocer las diferencias entre la técnica actual y la deseada. La segunda es la *reeducción*, que se basa en la *instrucción*, y su propósito es tratar de erradicar las posibles discrepancias entre expectativas y percepciones derivadas de la técnica. De aquí en adelante se desarrollará la primera de las etapas, ya que la instrucción basada en la retroalimentación (*feedback*) es un área compleja que requeriría tratarla en extensión y no es objeto del presente capítulo.

El proceso de observación se realiza mediante el uso de grabaciones de vídeo. La identificación y diagnóstico técnico se fundamenta, generalmente, en un modelo *secuencial* basado en los principios del movimiento y compuesto por fases.

2.1. El modelo de análisis por fases

Para el análisis descriptivo por fases, es necesario dividir los movimientos en partes diferenciadas de forma que se permita focalizar la atención en los detalles que una técnica concreta puede presentar en un momento particular de su realización. Generalmente, se identifican tres fases principales para una determinada técnica (la *retracción*, la *acción* y el *seguimiento* a través de). En ocasiones, se añade una cuarta a las anteriores, la *preparación*, ya que también puede tener una gran influencia en el resultado final derivado de la técnica. Por ejemplo, en un disparo de fútbol, la distancia de la pelota y el ángulo formado por las piernas son factores importantes en la ejecución. En

el golf, la postura, la forma en que el jugador coloca los pies en relación con la pelota, también son factores relevantes.

Otros autores (Hughes y Franks, 2008) identifican más de cuatro fases; no obstante, éstas son a menudo subfases derivadas de las principales. La mayoría de los autores reconocen que las fases se pueden dividir en subfases, y que la distinción entre una subfase o fase es arbitraria y viene determinada por las características de la técnica a evaluar o por las necesidades de los/as evaluadores/as.

Así, la primera de las fases principales sería la *preparación*. Es la fase previa o preliminar de la habilidad a realizar. Por ejemplo, como se ha señalado anteriormente, puede referirse a la posición inicial del sujeto respecto a la de la pelota en un penalti de fútbol. La *retracción* se refiere a la fase de retroceso que, por lo general, se suele presentar en algún/os segmento/s corporales antes de iniciar la acción principal. Por ejemplo, en el tenis viene dada por el “armado” del brazo ejecutor. A ésta le sigue la fase de *acción*. En esta fase se produce el movimiento principal. Por ejemplo, en un penalti en fútbol, se produciría desde la fase de retracción hasta el golpeo del balón. Finalmente, le seguiría la fase de *seguimiento*, en la que la extremidad protagonista de la acción continúa el movimiento después de la fase anterior. Por ejemplo, la pierna ejecutora en el disparo a portería en fútbol sigue la trayectoria del balón después de su golpeo. No obstante, y como se ha indicado anteriormente, determinar el inicio y final de una fase puede suponer una decisión complicada. Esta circunstancia podría verse facilitada mediante la identificación de subfases ya que éstas resultan más sencillas de establecer.

Así, y siguiendo con el análisis cualitativo mediante el modelo por fases, se procedería a identificar y describir los movimientos principales, los momentos clave y las características críticas. Para esto, durante el proceso de análisis se delimitarán los marcadores temporales en los que se produce una acción relevante para una técnica concreta, así como su descripción. A modo de ejemplo, se podría indicar que el momento en que se produce el impacto con el balón o el instante en que se inicia el despegue en un salto se considerarían momentos clave de la técnica ya que definen una parte fundamental de la misma. Respecto a las características críticas se podría indicar que hacen referencia a la relación entre las estructuras físicas y su posición, y que suelen presentarse justo antes de finalizar la fase de acción. Por ejemplo, la situación del portero de fútbol cuando captura el balón o la posición de la raqueta durante el armado en el tenis.

2.2. El análisis de los movimientos principales

Los modelos científicos más utilizados en la evaluación de la técnica deportiva son los basados en el análisis cuantitativo de la técnica, y se desarrollan mediante la aplicación de los principios de la mecánica al ser humano. Generalmente, combinan relaciones mecánicas, interacciones multisegmentarias y las características biológicas del ser humano (sistema musculoesquelético).

Los movimientos principales se pueden clasificar a partir de su identificación como el resultado de la aplicación de la velocidad, la fuerza y la coordinación. Incluso es posible identificar aquellos que están relacionados con acciones específicas. No obstante, no existe un consenso generalizado respecto al número concreto de movimientos principales ni a su nomenclatura. En ocasiones, se han llegado a identificar hasta 53, mientras que otras tan sólo seis.

Generalmente, cuando se aplican los principios basados en la mecánica, se obtiene un mayor número, y cuando los principios son más generales, el número suele ser menor.

Actualmente el interés se centra en reducir el número de movimientos principales para presentarlos de forma manejable a partir de lo que se conoce como conceptos fundamentales. Dichos conceptos se fundamentarían en una combinación de los principios de la mecánica, de las relaciones multisegmentarias y las características biológicas.

En este sentido, debido a que los gestos deportivos se realizan de forma global, es necesario descomponer cada movimiento en fases de forma que facilite su evaluación. Tras la grabación de los gestos se procedería a su visualización para identificar los movimientos principales implicados en los gestos a evaluar.

2.3. Aplicación práctica de la metodología mediante el análisis notacional

Una vez disponemos de los criterios para seleccionar los movimientos a evaluar, se procederá de la siguiente forma metodológica:

1. Grabación y digitalización de las imágenes.
2. Creación de un sistema de categorías a través de una matriz de códigos.

3. Captura de imágenes para cada código de la matriz.
4. Combinación de los códigos de la matriz.

Para analizar los movimientos, se procede, en primer lugar a la grabación del partido. La cámara deberá estar colocada de forma que recoja un plano general del campo. Es importante delimitar referencias externas para que la grabación nos permita, posteriormente, reconocer las dimensiones reales de lo grabado. El marco de referencia debe sobrepasar un 30% los márgenes reales del campo de juego para poder recoger aquellas acciones que se produzcan fuera de los límites del mismo.

Tras la grabación, se volcará el vídeo en el ordenador para ser analizado mediante un *software* específico (por ejemplo, el Gamebreaker 2007). Este análisis partirá de la creación de un sistema de categorías a través de una matriz de códigos que recoja, por ejemplo, movimientos acertados (ACP) y erróneos (AIP) propios y del contrario (ACC y AIC respectivamente). Acto seguido, se marcarán los tramos de vídeo que se correspondan con el inicio y fin del movimiento a evaluar. Esta acción se repetirá tantas veces como se repita dicho movimiento en el partido.

En el siguiente paso se distribuirán en los códigos anteriores (ACP, AIP, ACC o AIC) en función de si el movimiento ha supuesto un error o acierto propio o del contrario.



Foto 1. Creación de la matriz de códigos junto a las imágenes.

Posteriormente, se procederá a combinar los códigos con la intención de extraer los aciertos y errores propios y contrarios totales por punto, set y partido.



Foto 2. Captura y combinación de imágenes para cada código de la matriz.

Por otro lado, se puede descomponer cada movimiento en las fases de *retracción*, *acción* y *seguimiento* para identificar qué aspectos técnicos determinan el acierto y el error. Así, además de aportar información sobre la frecuencia y efectividad de los movimientos evaluados, permitirá conocer los mecanismos técnicos que conducen al acierto o al error e intervenir sobre estos.

3. APLICACIONES DEL MODELO DE ANÁLISIS DE FASES Y DE MOVIMIENTOS PRINCIPALES DESDE EL ANÁLISIS NOTACIONAL

A partir de las aportaciones de Hughes y Bartlett (2002), se pueden plantear algunos ejemplos respecto a los modelos aplicados mediante el análisis de fases y de movimientos principales en deportes de red o pared y de invasión, a través del análisis notacional.

El modelo integrador de ambos análisis, cuantitativo y cualitativo, y a modo de ejemplo en deportes de red o pared, nos permitiría relacionar la influencia de un determinado tipo de saque en la táctica empleada por los oponentes. Este análisis se estructura mediante una descripción por fases de la técnica empleada, analizando la velocidad de los distintos segmentos que participan en la ejecución del saque (movimientos principales) y viendo la repercusión de éstos en la táctica desarrollada por los oponentes.

Lobietti *et al.* (2006), en su estudio sobre los desplazamientos para los bloqueos en voleibol, observaron el uso de un paso cruzado que permitía transferir mejor la velocidad horizontal a la vertical. En este sentido, el análisis por fases permitió reflejar la mayor eficiencia en los bloqueos a partir

de la diferenciación en su resultado cuando se utilizaba o no dicho paso. Finalmente, el análisis de los movimientos principales contribuyó a constatar mejor dicha transferencia a partir de la eficiencia en el salto. El salto vertical para el bloqueo en voleibol depende en gran medida de la velocidad horizontal del último paso previo al salto. Así, se presenta como la antesala principal que determina en gran medida la siguiente velocidad vertical. Según Lobietti *et al.* (2006), la atención debe focalizarse en el momento que se transforma la energía horizontal en vertical, es decir, en el momento del despegue.

Por otro lado, en el fútbol (deportes de invasión) y desde un punto de vista biomecánico, se han analizado ampliamente los aspectos relacionados con el golpeo del balón. El análisis notacional evaluaría, por ejemplo, la repercusión de las fases previas a ese golpeo (la posición de los segmentos corporales previo al mismo) y su relación con la trayectoria del balón (Hughes y Bartlett, 2002).

4. EL FUTURO DEL ANÁLISIS DE RENDIMIENTO DESDE LA PERSPECTIVA DE LA BIOMECÁNICA Y EL ANÁLISIS NOTACIONAL

El análisis biomecánico y el notacional pueden continuar por separado; no obstante, se perderían oportunidades interesantes que permitirían facilitar una información más completa, precisa y homogénea tanto a entrenadores como a deportistas de lo que en sí aportan de forma diferenciada (Hughes y Bartlett, 2002).

Esta perspectiva integradora sería útil, por ejemplo, si se analizan las interacciones entre los jugadores, sus destrezas en el movimiento y el éxito conseguido. Desde un punto de vista actual, puede que se requiera incluir un planteamiento más cualitativo para que esto ocurra, aunque también puede estar ampliamente supeditado a las características de determinados deportes.

Del mismo modo, también se deberían implementar esfuerzos para considerar las mejores formas de proporcionar el *feedback*, así como evaluar el grado de efectividad de los mismos o la posibilidad de integrar herramientas de análisis basadas en la inteligencia artificial, todo ello, desde un prisma basado, en la medida de lo posible, en el análisis del contexto real de competición donde se recoja la variabilidad en las destrezas deportivas, marcada por la influencia de su naturaleza dinámica y cambiante que genera

constantemente la necesidad de aplicar mecanismos compensatorios y que requirieran de su integración en el entrenamiento deportivo.

Por todo esto, sería recomendable que el análisis del rendimiento evolucione en el futuro de forma que permita una práctica combinada de las dos 'disciplinas', no sólo en la tecnología sino también en los modelos teóricos y de investigación, así como en la interacción con los deportistas y sus entrenadores.

BIBLIOGRAFÍA

- Franks, I.M., Goodman, D., Miller, G. (1983) *Analysis of performance: Qualitative or Quantitative*. SPORTS, March.
- Gutiérrez, M. (1998) *Biomecánica Deportiva*. España, Editorial Síntesis.
- Hughes, M., Bartlett, M. (2002) The use of performance indicators in performance analysis. *Journal of Sports Science* 20: 739-754.
- Hughes, M., Franks, M. (2008) *The essentials of performance analysis*. Great Britain, Taylor & Francis Group.
- Knudson, D., Morrison, G. (2002) *Qualitative Analysis of Human Movement*. Champaign, IL, Human Kinetics.
- Liebermann, D., Katz, L., Hughes, M., Bartlett, R., McClements, J., Franks, I. (2002) Advances in the application of information technology to sport performance. *Journal of Sports Science* 20: 755-769.
- Lobietti, R., Fantozzi, S., Merni, F. (2006) Blocking the quick attack in Volleyball: a 3D kinematic analysis. *Proceedings ISBS*.1:151-154.
- McGinnis, P. (2005) *Biomechanics of Sport and Exercise*. Champaign, IL, Human Kinetics.
- Reep, C., Benjamin, B. (1968) Skill and chance in association football. *Journal of the Royal Statistical Society* 131:581-585.
- Reilly, T., Thomas, V. (1976) A motion analysis of work-rate in different positional roles in professional football match-play. *Journal of Human Movement Studies* 2: 87-97.

PARA SABER MÁS

<http://www.sportstec.com>

<http://www.ispas.org/>

<http://www.jhse.ua.es>

BIOMECÁNICA Y PODOLOGÍA DEPORTIVA

27

Dra. Escamilla, E., Gómez, B., Dra. Sánchez, R.
y Dr. Martínez, A.

Departamento de Enfermería. Podología
(Universidad de Extremadura)

RESUMEN

La podología deportiva tiene como objetivo la prevención, diagnóstico y tratamiento del pie del deportista. El conocimiento concreto del gesto deportivo y su relación con la normalidad y patología del pie puede ayudar al tratamiento y prevención de lesiones. La complejidad del funcionamiento del pie posee mayor relevancia en el ámbito deportivo, ya que los impactos y movimientos que sufre, dependiendo del deporte, son múltiples. La comprensión de todos estos movimientos, conociendo los criterios de normalidad del pie, ayudará a instaurar distintos tratamientos personalizados para prevenir o tratar la patología una vez se ha presentado. Es importante puntualizar que existen tantos tipos de pies como personas, por lo que el umbral entre lo fisiológico y lo patológico se determina de forma individualizada.

En los casos en que se detecten claras anomalías biomecánicas, el tratamiento casi siempre irá encaminado a la confección de ortesis plantares, consiguiendo con ellas un apoyo más fisiológico y adaptado a la práctica deportiva. En el mercado existen materiales y diseños novedosos que ofrecen al deportista una mejor adaptación del pie al deporte, permitiendo elaborar tratamientos ortéticos personalizados que podrán modificarse según las necesidades.

En el presente capítulo queremos aclarar fundamentalmente el protocolo clínico del podólogo deportivo y las teorías biomecánicas actuales que facilitan la comprensión del funcionamiento del pie, con especial atención a la baropodometría electrónica. Ésta puede relacionarse con las teorías biomecánicas actuales, ayudando a clarificar la función y comportamiento del pie tanto en estática como en dinámica, y su relación con el resto del aparato locomotor. La evolución sufrida en los últimos años en las técnicas exploratorias podológicas ha dado cada vez más importancia a las exploraciones en dinámica. Por ello se han diseñado distintos sistemas que permiten el estudio del movimiento humano (pasillos o bancos de marcha, plataformas computarizadas, cintas rodantes, cámaras de alta velocidad, plantillas instrumentadas, etc.).

1. INTRODUCCIÓN A LA PODOLOGÍA DEPORTIVA

El pie es según Leonardo Da Vinci “Un prodigio de ingeniería y de arte”, siendo una estructura tridimensional compleja, formada por 28 huesos, 33 articulaciones, 20 músculos y 57 ligamentos. Está dotado de una extraordinaria movilidad gracias a una musculatura extrínseca, que proviene de la pierna, y a una musculatura intrínseca del pie. En estática descarga el peso corporal, permitiendo mantener la postura erguida. En dinámica cumple con tres funciones: absorbe los impactos del suelo, posibilita la propulsión hacia delante (tanto andando como corriendo) y actúa como barrera de protección. Además, actúa como bomba de propulsión para la circulación de retorno y es fuente de información sensorial del mundo exterior y de nuestra propia postura.

Los pies tienen un papel primordial como receptor y transmisor de cargas, por ello son de vital importancia en la ejecución de cualquier modalidad deportiva, especialmente si ésta se desarrolla en bipedestación o carrera. Del correcto funcionamiento de los pies depende el movimiento del resto de la cadena cinética humana. Como consecuencia, las antiguas exploraciones realizadas únicamente en estática se han convertido necesariamente en completas exploraciones, en las que la dinámica del cuerpo humano es la piedra clave del diagnóstico biomecánico podológico. La mayor dificultad en podología estriba en la investigación del perfecto engranaje articular del pie, así como la relación con el resto de articulaciones, principalmente de la extremidad inferior.

PUNTO CLAVE

Los pies representan la cimentación de la arquitectura corporal. De su correcto funcionamiento depende el movimiento del resto del cuerpo humano.

Los deportistas cada vez dan mayor importancia al cuidado de sus pies, ya que cuando sufren lesiones directamente en ellos, o en otras partes del cuerpo debidas a una “mala pisada”, se paralizan o ralentizan sus

entrenamientos. Es prioritario establecer la relación que hay entre el movimiento del pie y del resto del cuerpo humano, para que, cuando exista una patología, se pueda investigar sobre las causas biomecánicas de su aparición, trabajando conjuntamente con otros profesionales (fisioterapeutas, osteópatas, técnicos deportivos, médicos deportivos y traumatólogos), estableciendo así una terapia exclusivamente podológica o combinada con otro tipo de tratamientos (masajes, manipulaciones, estiramientos, fisioterapia, cirugía, etc.).

Por ello es necesario recomendar a todas las personas que inician un deporte que se sometan a una revisión completa para poder clarificar la estructura del pie, el patrón de marcha, la relación del pie con las extremidades inferiores y el gesto deportivo particular, previniendo determinadas patologías que pueden derivarse de un patrón estructural o funcional concreto. De este modo, con la revisión, exploración y posibles tratamientos preventivos, se evitará acudir a las consultas de podología cuando haya aparecido la patología, lo que conllevará una disminución del entrenamiento y un freno en la temporada deportiva.

2. EXPLORACIÓN PREVIA A LA PRÁCTICA DEPORTIVA

Es importante reseñar que la exploración que a continuación se detalla se realiza de forma protocolizada a todos aquellos deportistas que inicien un deporte o simplemente una temporada deportiva. Para los deportistas que presenten una patología concreta, se orientará la exploración hacia el problema que les trae a consulta. Es importante que traigan en su primera visita todo su historial médico y podológico, con las pruebas exploratorias previas y tratamientos anteriores. También es interesante que el calzado deportivo de entrenamiento y “el de calle” se estudie minuciosamente para observar los desgastes, pues son indicativos de algunas patologías y pueden ayudar al diagnóstico. La exploración se realizará en ropa interior, pantalón corto, bañador o similar para poder dejar al descubierto todas las estructuras anatómicas susceptibles de exploración.

2.1. Anamnesis

En este apartado es importante recoger toda la información necesaria para

obtener un perfil del deportista concreto. Aunque la exploración será igual para un deportista aficionado que para uno profesional, las repercusiones que una patología tiene para uno u otro obviamente no son las mismas. Se tendrá que afinar el enfoque terapéutico en aquellos deportistas que tienen una demanda de trabajo físico superior, y se deberá tener muy presente el calendario de competiciones.

Las cuestiones más importantes a tener en cuenta son:

2.1.1. Motivo de consulta

En este punto, interesa saber si se demanda una exploración general y rutinaria o si existe un problema concreto. En este caso, es interesante profundizar en las tres preguntas clásicas: qué le ocurre, desde cuándo y si el paciente lo atribuye a alguna causa determinada.

2.1.2. Historia personal

- Desarrollo psicomotriz. Si recuerda algún problema al respecto especialmente en la infancia. Es importante preguntar por las distintas fases de inicio del movimiento humano: reptación, gateo y marcha, anotando si hubo algún problema en la transición de estas fases.
- Actividad laboral. Interesa saber si el deportista pasa muchas horas sentado o de pie, si realiza un trabajo físico o intelectual.
- Antecedentes quirúrgicos o traumáticos no relacionados con la actividad deportiva.
- Tratamientos farmacológicos actuales.
- Alergias.
- Datos antropométricos: peso, talla, nº de pie.
- Antecedentes familiares generales.
- Antecedentes familiares podológicos, ya que determinadas patologías tienen un componente hereditario importante.
- Calendario de lesiones. Es de vital importancia conocer todas las lesiones deportivas, especialmente en las extremidades inferiores, que el deportista haya padecido, así como el tratamiento instaurado. Determinadas lesiones mal tratadas pueden recidivar y repercutir en el

movimiento normal del pie y en el gesto deportivo.

- Antecedentes médicos, podológicos y tratamientos ortopodológicos previos y actuales (tipo de tratamiento, profesional que realizó el diagnóstico, cómo y cuándo realizó el tratamiento, etc.)

2.1.3. Entrenamiento

Con respecto a este punto, sería recomendable considerar los siguientes aspectos:

- Deporte/s que ha practicado y duración.
- Deporte/s que practica en la actualidad. Horas de entrenamiento semanales.
- Orientación sobre la sesión deportiva (duración, tiempo de calentamiento y estiramientos...).
- Tipo de pavimentos donde se realiza el entrenamiento.
- Si pertenece a una federación, club o asociación deportiva.
- Calendario de competiciones. Conocer este punto es muy importante cuando se inicia un tratamiento mediante ortesis plantares en un deportista. Hemos de respetar un tiempo de adaptación gradual previa en dinámica y posteriormente en la práctica deportiva. Si existen competiciones por medio, podremos desajustar al deportista e incluso aumentar el riesgo de padecer lesión.

2.1.4. Calzado y calcetines

Es importante analizar el tipo de calzado de calle que utiliza a diario, y especialmente el calzado deportivo. Se observarán minuciosamente los desgastes en ambos, lo que podrá orientar exactamente sobre su tipo de pisada (ver [capítulo 16](#)). Así mismo, se preguntará sobre el calcetín anotando los detalles con respecto al diseño y mezcla de tejidos que pudiera llevar (más adelante se darán recomendaciones concretas sobre estos apartados).

Mediante una correcta anamnesis, podremos tener un abanico diagnóstico previo a la exploración física.

2.2. Exploración física

Se detallan a continuación los distintos apartados que generalmente se realizan en la consulta de podología deportiva.

2.2.1. Inspección del pie

En sedestación, se comienza registrando las queratopatías (que orientan a un exceso de presión en la zona donde se localizan), onicopatías, dermatopatías, vasculopatías, alteraciones digitales, prominencias óseas, musculares o tendinosas, fórmula metatarsal (index plus, index minus, index plus-minus) y canon de los dedos del paciente (egipcio, cuadrado o griego).

2.2.2. Inspección postural

En bipedestación, se estudia la postura del paciente y se cataloga en un morfotipo (atlético, pícnico o leptosómico) y, más importante aún, se determina la posible dominancia de una cadena muscular o la complementariedad entre varias. Se observan los distintos segmentos articulares, así como las posibles asimetrías de pliegues poplíteos y glúteos, caderas, escápulas y hombros, que podrían indicar posibles malformaciones estructurales o heterometrías de las extremidades inferiores.

2.2.3. Valoración articular

Se determina la movilidad articular del pie y las extremidades inferiores principalmente, empezando de distal a proximal, de forma activa y pasiva. En los pies, insistiremos en la comparación de la movilidad entre ambos (interfalángicas, metatarsofalángicas, cuneometatarsianas, Lisfranc, mediotarsiana y subtalar). Cuantificaremos el rango de movilidad articular con goniómetro de dos brazos en caso necesario ([figura 1](#)). Si se detectan asimetrías de movimientos en los pies, pueden ser consecuencia de ajustes de otras alteraciones en las extremidades inferiores a nivel de rodilla y pelvis generalmente, por lo que debemos ser cautelosos a la hora de tratar posibles limitaciones en la movilidad articular. Se valorará la movilidad en tobillo, rodilla, cadera, articulación sacroilíaca y raquis ([figura 2](#)). En caso de detectar alteraciones, resultará conveniente derivar a otro profesional, ya que el

abordaje multidisciplinario garantizará el seguimiento completo del paciente.



Figura 1. Exploración del movimiento en inversión de la articulación subtalar con goniómetro de dos brazos.



Figura 2 Valoración de la movilidad sacroilíaca mediante el test de Gillet.

2.2.4. Valoración muscular

Generalmente se valora la fuerza muscular en el pie y la simetría contralateral de forma manual. En caso de encontrar asimetrías de fuerza, lo que podría indicar posibles alteraciones, se realizará un balance muscular minucioso de la musculatura que pueda verse afectada (figura 3). El resto de exploración muscular es competencia de otros profesionales.

2.2.5. Valoración neurológica y vascular

A nivel vascular, se palparán manualmente los pulsos pedio y tibial posterior, ecografía doppler u otras pruebas específicas que pudieran completar la exploración vascular. A nivel neurológico, se realizará una exploración de la motilidad (insistiendo en la exploración de reflejos), exploración de la sensibilidad y de la coordinación. En caso de detectar anomalías en ambas exploraciones, se deberá derivar al profesional correspondiente.

2.2.6. Análisis de la marcha

La marcha humana se compone de una serie de movimientos alternantes y armónicos de las extremidades, principalmente de las inferiores, y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad (Ropa Moreno, 2003). Es una actividad rítmica, dinámica y aeróbica que proporciona numerosos beneficios al sistema musculoesquelético sin apenas efectos negativos. Su exploración puede realizarse mediante la observación directa, la grabación en vídeo (preferiblemente de alta velocidad), con sistemas dinamométricos o con sistemas de baropodometría electrónica. Este punto se trata en profundidad en el [capítulo 19](#) y es interesante reseñar que todas las patologías que se detectan en la fase de apoyo ([figura 4](#)) o de impulso ([figura 5](#)) pueden controlarse mediante tratamiento ortopodológico en caso necesario, mientras que el abordaje terapéutico en la fase aérea no es posible.



Figura 3. Valoración de la elasticidad de los músculos isquiotibiales. La mano pasiva fija la pelvis, mientras que la activa realiza flexión de cadera con extensión de rodilla.



Figura 4. Exceso de movimiento de pronación global en la fase de apoyo de la carrera.



Figura 5. Exploración de la fase de impulso en carrera.

La exploración de la marcha humana representa el estudio dinámico más básico para entender el funcionamiento del apoyo podal. Es interesante contar

con métodos objetivos para su valoración.

2.3. Estudios complementarios

Consisten en aquellas pruebas que orientarán hacia el diagnóstico correcto, como radiografías, RMN, TAC, ecografías, analíticas sanguíneas, electromiografías, pruebas de esfuerzo, etc.).

2.3.1. Estudio de la huella

En los últimos años y debido a la creciente importancia que se da al pie, proliferan los estudios de la huella plantar o “pisada” por parte de marcas comerciales, tiendas y grandes superficies. Hemos de puntualizar que la huella plantar determina simplemente la estructura del pie en bipedestación y en estática, y puede ser totalmente distinta a la huella del pie obtenida en dinámica. De la misma forma que existen sujetos rubios, morenos, altos o bajos, existen pies con huella normal, aplanada o excavada, pronada o supinada. La huella no determina la posibilidad o imposibilidad de la práctica deportiva en ningún caso, y nunca se puede diagnosticar únicamente con el estudio de la huella. Son distintos los métodos de estudio de la huella plantar. Los más antiguos, utilizan la pedigrafía, fotopodograma o podoscopio. Los más modernos se basan en imágenes colorimétricas con distintos sistemas de baropodometría.

2.3.2. Baropodometría electrónica

La baropodometría es el estudio de la distribución de las presiones plantares a través de una plataforma de registro electrónico. El término procede del griego: *baros*, peso; *podos*, pie, y *metron*, medida. Estudia la interacción del pie con el suelo en la fase de apoyo. En esta fase, el pie debe canalizar de forma segura grandes cantidades de fuerzas verticales (que alcanzan el máximo durante el inicio de la propulsión). La medida directa de las fuerzas aplicadas, mediante sensores sobre prominencias óseas y superficies articulares específicas, proporciona una información precisa de las fuerzas presentes durante la bipedestación o la fase de apoyo de la marcha. La presión es la cantidad crítica que determina el efecto ejercido por la fuerza. Con el análisis baropodométrico es posible conocer la distribución de las

cargas o presiones en diferentes zonas de la planta del pie y evaluar las influencias directas de las fuerzas aplicadas en los tres períodos de la fase de apoyo, así como su intensidad y duración. A nivel cualitativo, permite evaluar la distribución de las presiones a lo largo del período de apoyo del pie en su evolución temporal. A nivel cuantitativo permite destacar las áreas de mayor presión, así como los picos de presión que se van formando en la fase de apoyo. Conociendo los criterios de normalidad, se pueden comparar las distribuciones de carga en presencia de patología y evaluar las implicaciones de la distribución patológica de cargas sobre estructuras esenciales del pie.

Existen dos tipos de sistemas de exploración de las presiones plantares. Las plataformas de presión y las plantillas instrumentadas. Las plataformas de presión se basan en una matriz de sensores (en forma de plataforma o pasillo) que al soportar una presión generan una diferencia de potencial medible. Este valor de tensión eléctrica es leído por los propios sensores y mediante un programa informático reconstruye una imagen con los valores de lectura captados. Ofrece una huella plantar con una gama de colores, según la isopresión relativa captada. Este sistema permite la cuantificación de las presiones obtenidas. Es una familia de instrumentos electrónicos para evaluar la presión estática y dinámica, ampliamente utilizados por los investigadores y respaldados por un considerable número de publicaciones. Dos de los sistemas más empleados, conocidos y fiables son plataforma EMED® (Novel) y la Footscan® (Rsscan Internacional). Si bien estos sistemas ofrecen una mayor resolución en las mediciones estáticas, son menos precisos para la dinámica, pues el paciente debe acertar el paso en dicha plataforma. La adecuación del paso a la plataforma es un fenómeno visoespacial, que se denomina “*targetting*” (Lee, 1980). Este fenómeno puede desvirtuar la fiabilidad de las mediciones. Además, éstas se realizan con el pie descalzo, situación que no se repite en la vida diaria, en la que nos encontramos calzados la mayor parte del tiempo.

Las plantillas instrumentadas consisten en unas plataformas flexibles, en forma de plantillas, con un número de sensores de presión incorporados. El número de sensores es variable, siendo la medición más fiable cuanto más numerosos sean. Los sensores, situados entre el pie y el zapato, captan las presiones ejercidas por las fuerzas verticales ($\text{presión} = \text{fuerza} / \text{superficie}$). Es el sistema más fiable ya que reproduce las presiones plantares de la manera más fisiológica, con el paciente calzado y andando libremente, en pasillos, pistas deportivas o a campo abierto. Estos sistemas permiten capturar

múltiples pasos en una sola medición y aumentar así la fiabilidad de las medidas de presión plantar, para alcanzar unas estimaciones estadísticas más sólidas. Puesto que actualmente funcionan por radiofrecuencia, no existen cables que interfieran con la marcha normal. Las plantillas, disponibles en diferentes medidas, se introducen dentro del calzado y se conectan a unos transductores que se fijan a la pierna del paciente. Estos transductores envían la medida a un ordenador, que la recoge, la trata y la muestra con el *software* asociado. Esta familia de instrumentos de medida tiene tres exponentes destacados: el sistema Pedar®, FScan® y el sistema Biofoot/IBV® (figura 6). Todos poseen un número adecuado de sensores, y permiten la medición de numerosos parámetros de la marcha.



Figura 6. Deportista preparado para la exploración de la marcha y carrera con sistema Biofoot/IBV® de plantillas instrumentadas.

PUNTO CLAVE

Las plantillas instrumentadas constituyen el método más fiable para observar los cambios en las presiones tras la instauración de un tratamiento mediante ortesis plantares.

2.3.3. Valores de presión normal: “pisada” normal

Una persona normal, en condiciones de la vida diaria, puede dar entre 15.000 y 80.000 pasos al día, lo que puede conllevar que en un año pueda dar 3 millones de pasos. Es evidente que resulta complicado poder establecer un paso “normal”, ya que en condiciones normales pueden ocurrir diferentes variaciones en los pasos de una persona. De todas formas, es necesario establecer un patrón y valores de normalidad para poder compararlos en diferentes momentos, en presencia de patologías y analizar tratamientos. En la actualidad se conocen patrones de distribución normal bastante precisos. Así, Bryant, Tinley *et al.* (2000) encontraron que los mayores picos de presión en el antepié se situaban bajo la segunda y tercera cabeza metatarsiana, seguida del 1^{er} dedo y la primera cabeza metatarsiana. Por último, los valores más bajos correspondieron al antepié lateral (4^a y 5^a CMT) y a los dedos menores. Este estudio fue realizado con la plataforma de presiones EMED-SF®, que analiza a los sujetos descalzos. Estudios con el sistema Biofoot/IBV® de plantillas instrumentadas también muestran que los valores más altos de presión normal se encuentran bajo la segunda y tercera cabeza metatarsiana, seguidas del 1^{er} dedo (Martínez-Nova, Pascual-Huerta *et al.*, 2008). Aunque algunos de los estudios fueron realizados con individuos no calzados, o con diferentes sistemas de medición, parece evidente un acuerdo general en cuanto a que en pacientes normales las zonas con mayor presión plantar son las cabezas metatarsianas segunda y tercera y no la primera cabeza, como podría suponerse por su configuración anatómica. Los valores más bajos corresponden a la 4^a y 5^a CMT y a los dedos menores.

2.3.4. Pie pronado frente a supinado

Las diferentes patologías podológicas, además de las alteraciones morfofuncionales propias, tendrán una repercusión en el patrón de presión plantar. Es importante comprender que el pie puede estar pronado o supinado por numerosas causas y no siempre es necesaria la corrección de la pronación o la supinación. En muchos casos, estos movimientos se producen para compensar otras alteraciones de la extremidad inferior. Por ello, la exploración debe ir encaminada a hallar la etiología de esa pronación o supinación.

La pronación es un movimiento triplanar del pie que comprende

abducción, flexión dorsal y eversión. Este movimiento es fisiológico, pero cuando se encuentra aumentado es patológico, pudiendo originar sintomatología dolorosa. Por ello, el pie pronado es aquel que presenta eversión del calcáneo, descenso del arco longitudinal interno y abducción y flexión dorsal del antepié de manera patológica. Es la alteración más frecuente y tiene un reparto de las cargas desviado hacia el primer segmento dígito metatarsiano. Con un sistema baropodométrico se puede observar un aumento del apoyo interno del talón y, por lo general, también un aumento de la presión en el mediopié y en el antepié medial. Del mismo modo, el desplazamiento del centro de presiones transcurre medial al eje del pie. La pronación puede estar causada por hiperlaxitud ligamentaria, insuficiencia del músculo tibial posterior, coaliciones tarsianas, insuficiencia del primer radio (acortamiento o flexión dorsal), heterometrías de extremidades inferiores, malformaciones óseas, etc. Pueden derivarse distintas lesiones por exceso de pronación en el pie, localizadas fundamentalmente en todas las estructuras que se someten a mayor estrés, como por ejemplo en el tibial posterior, fascia plantar, primer metatarsiano, primera cuña y primer dedo, ligamentos internos del tobillo y tendones flexores, entre las estructuras más importantes.

PUNTO CLAVE

El desarrollo de un tipo de pie puede deberse a compensaciones de otras estructuras corporales. Por ello el pie ha de contemplarse como eslabón de la cadena cinética corporal.

La supinación es un movimiento triplanar del pie que comprende aducción, flexión plantar e inversión. Este movimiento también es fisiológico, originando sintomatología cuando se encuentra aumentado. Por ello, un pie supinado es aquel que presenta inversión del calcáneo, aumento del arco longitudinal interno, aducción y flexión plantar del antepié de manera patológica. Es la alteración menos frecuente y las cargas se desvían hacia lateral, observándose un aumento de la presión en el lateral del talón y la quinta cabeza metatarsiana. El recorrido del centro de presiones se presenta más lateralizado con respecto al eje del pie. Este tipo de pie puede ser de origen neurológico o idiopático. En el caso de la supinación, pueden aparecer distintas lesiones localizadas en las estructuras sometidas a mayor estrés,

como los peroneos, tibial anterior, periostitis tibial, quinto dedo, quinto metatarsiano, cuboides, ligamentos externos del tobillo y tendones extensores, entre las estructuras más importantes.

Por las múltiples etiologías que pueden causar estas patologías podológicas, la exploración y el diagnóstico debe realizarlas un podólogo (figura 7). En ocasiones, existen plataformas baropodométricas en tiendas especializadas en deporte, grandes superficies o exposiciones previas a carreras deportivas y es habitual que algunos deportistas conozcan por este medio su tipo de pie, “pronador”, “supinador” o “neutro”. Aunque realizan una aproximación al diagnóstico, basado únicamente en el estudio de la huella o “pisada”, éste puede ser equivocado y orientar a la elección de una zapatilla inadecuada, que en el peor de los casos podrá provocar un agravamiento de la patología. Cada una de estas alteraciones requiere de un tratamiento concreto y diferente. Por ello, recomendamos que en caso de patología se acuda a la consulta del podólogo para que pueda realizar el diagnóstico y proponer el tratamiento oportuno a cada caso. Es importante realizar una exploración dinámica tanto en marcha como en carrera, descalzos y calzados, ya que pueden existir diferencias. Por ejemplo, un deportista caminando puede tener descalzo una marcada pronación que se le corrige con el calzado (“de calle” o deportivo). De modo general se recomienda utilizar zapatillas neutras, y en caso de alteraciones biomecánicas, ortesis plantares combinadas con estas zapatillas.

2.3.5. Y...¿cómo saber si un deportista es “pronador” o “supinador”?

Partiendo de la base que el presentar una tendencia hacia una u otra posición no tiene por qué originar patología, hay ciertos parámetros que pueden orientar al deportista a conocer su estructura podal. Es interesante destacar que la interpretación de la huella o “pisada” no determina la posición en pronación o supinación y no discrimina entre la estática y la dinámica, por lo que no debe tomarse como un diagnóstico.

Pies neutros. Con la persona descalza en bipedestación, se observa un apoyo neutro del talón, quedando ambos maleolos a un nivel simétrico. Los desgastes, normales, se marcan en la zona posteroexterna del talón y en la zona medial del antepié. Aproximadamente, un 50-60% de los corredores presentan los pies neutros.

Pies pronadores. Con la persona descalza en bipedestación se observa que los pies “vuelcan” hacia dentro (figura 8). Se produce una mayor prominencia del maleolo tibial (interno) y la parte lateral del pie tiende a levantarse ligeramente. Respecto al desgaste en las zapatillas, éste es mayor en la zona interna del talón y en el primer dedo, y la horma de la zapatilla se deforma hacia dentro. Aproximadamente, el 35-40% de los corredores presentan los pies pronados.

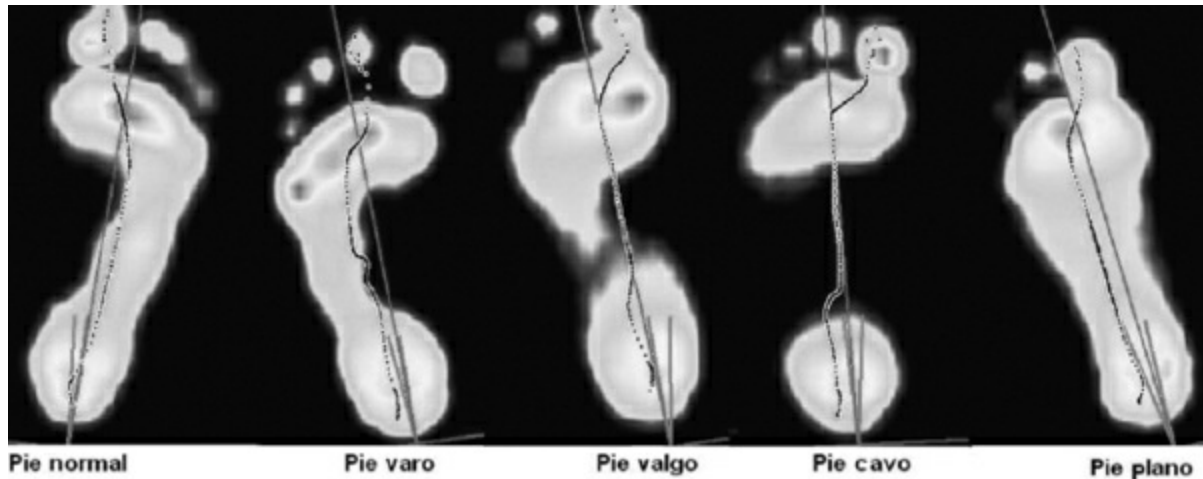


Figura 7. Diferentes hallazgos baropodométricos en pies con alteraciones estructurales y funcionales.

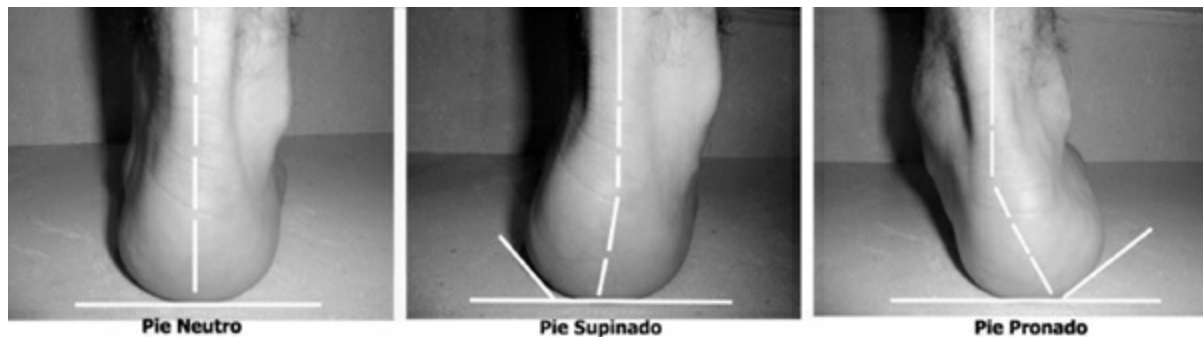


Figura 8. Tipos de apoyo en los pies neutros, pronados y supinados.

Pies supinados. Con la persona descalza en bipedestación se observa como los pies “vuelcan” hacia fuera (figura 8). El maleolo peroneal (externo) se hace más prominente y se acentúa el apoyo en la zona externa del pie. Los desgastes en la zapatilla deportiva se producen en la zona externa del talón y del antepié. Solo un 5% de los deportistas presentan los pies supinados.

3. TRATAMIENTOS ORTOPODOLÓGICOS: ORTESIS PLANTARES

Aunque son diversos los tratamientos mediante los cuales el podólogo puede ayudar a los deportistas, los más frecuentes son los tratamientos ortopodológicos. Dentro de éstos, se realizan ortesis de siliconas, férulas u ortesis plantares (vulgarmente llamadas plantillas). En este sentido, se tratará con mayor profundidad las ortesis plantares ya que son las que mayoritariamente demandan los deportistas.

Las ortesis plantares han evolucionado mucho durante el pasado siglo y principios de éste debido a que cada vez se investiga más sobre tecnología de materiales, el avance de la investigación médica es enorme y la experiencia clínica y de los profesionales determina un trabajo concreto en nuestro caso. Los avances en los estudios biomecánicos han supuesto un punto de partida para la evolución de las ortesis. Atrás quedaron las ortesis metálicas que producían dolor y en la mayor parte de los casos eran correctoras. Las ortesis por elementos apenas se usan, dando protagonismo a las ortesis termoconformadas con distintos diseños y materiales ([figura 9](#)).



Figura 9. *Ortesis plantares termoconformadas con materiales técnicos deportivos. Se observa elemento de estabilización latero-medial y amortiguación de talón.*

Las ortesis termoconformadas persiguen compensar en la mayor parte de

los casos. Se realizan con un material base con la suficiente consistencia como para provocar un objetivo biomecánico concreto en el pie. Este objetivo persigue mejorar la función del pie acercando a éste a su posición más estable, desde la cual se puedan realizar los movimientos fisiológicos necesarios y controlar aquellos que sean lesivos. El diseño y los materiales empleados en la confección de las ortesis plantares variarán en función de las características antropométricas del paciente, del tipo de deporte y calzado, tipo de terreno, nivel de actividad y datos obtenidos de la exploración biomecánica. Actualmente existe una amplia gama de materiales de base, materiales técnicos y materiales de forro. El material rígido más empleado es la fibra de carbono; ésta consigue un importante control del movimiento con escaso grosor y bajo peso. Los materiales flexibles más empleados son el polipropileno y las resinas de poliéster. Estos materiales de base se combinan con otros de revestimiento para conseguir los objetivos ideales para cada paciente. Los materiales técnicos proporcionan absorción de impactos y amortiguación y tienen una localización específica (zonas de recepción de impactos o zonas de propulsión). Los materiales más empleados como forro son los EVA (etileno-acetato de vinilo), el PE (polietileno expandido) y los PE-EVA (combinación de los dos anteriores).

Estas ortesis se elaboran previa toma de moldes de los pies, que independientemente de la técnica que se emplee (carga, semicarga o descarga), persigue obtener la imagen que se considere más funcional del pie y adaptar personalmente la ortesis al pie del paciente. Es por este motivo por el que se recomienda desconfiar de todas las “plantillas” que se venden de forma estándar en distintos establecimientos e incluso en farmacias.

En cuanto al tema de amortiguación, recomendamos que la ortesis plantar incorpore la amortiguación justa, puesto que debe ser la zapatilla la que amortigüe de una forma razonable y según el deporte en concreto las distintas fuerzas que inciden en el pie. Todo el exceso de amortiguación por parte de la ortesis plantar o de la zapatilla deportiva puede aumentar el riesgo de lesiones por la disminución de la propiocepción.

Desde un punto de vista profesional, se observa cómo los deportistas utilizan ortesis plantares de forma indiscriminada pensando que se va a mejorar el rendimiento deportivo. Es prioritario fijar objetivos biomecánicos claros, establecer relaciones del pie con el resto de aparato locomotor y discriminar aquellas “anomalías” que puedan deberse a compensaciones de segmentos corporales superiores (articulación sacroilíaca en muchas

ocasiones). Por ejemplo, podemos observar un mayor grado de pronación en un pie que en otro, que pueda deberse a una compensación por ser esa extremidad funcionalmente más larga. En este caso, no se deberá corregir esa mayor pronación, sino que se observará la evolución del paciente y, si es necesario, se derivará a otro profesional (fisioterapeuta-osteópata). Por tanto, en el deporte, seremos cautelosos a la hora de instaurar cualquier tratamiento ortopodológico, prescribiéndolo sólo en caso necesario.

PUNTO CLAVE

Cuando existen criterios biomecánicos claros, las ortesis plantares ofrecen al deportista la mejora en el apoyo del pie y, consecuentemente, del rendimiento deportivo.

Mediante las ortesis plantares podemos mejorar determinados problemas biomecánicos como un aumento en la pronación y supinación global del pie, primer radio en flexión plantar o hipermovilidad en determinadas articulaciones. Ejemplo: Pies “hiperpronadores”, van a llevar a la tibia a una mayor rotación interna y producirá un mayor estrés en la zona externa de la rodilla, originando en ocasiones el llamado “Síndrome de la cintilla iliotibial”. Con un control de la pronación en el pie, se conseguirá mejorar este problema. Esto puede modificarse mediante la obtención de un molde, corrigiendo esa anomalía y adaptando materiales que nos controlen ese exceso de movimiento a nivel medial.

Distintas patologías, como son la fascitis plantar, sesamoiditis, metatarsalgias o talalgias suelen tener solución con el tratamiento mediante ortesis plantares. Por ejemplo, las fascitis plantares requieren un abordaje interdisciplinario. Desde podología, se tratará esta patología compensando la alteración biomecánica del paciente para evitar el estiramiento crónico de la fascia. Las ortesis plantares proporcionarán un apoyo a nivel medial del pie para relajarla en casos de pronación o permitirán la relajación del sistema Aquileo-calcáneo plantar mediante el uso de taloneras en casos de acortamientos o retracciones musculares del tríceps sural. Es importante especificar que el pie es el primer intermediario entre el suelo y el resto del aparato locomotor, por lo que, desde nuestra actuación, podremos contribuir a una mejor alineación de la extremidad inferior y, por lo tanto, a una mejora

del rendimiento deportivo.

4. BIOMECANICA PODOLÓGICA

Es importante concienciar al lector, ya sea estudiante, profesional o aficionado en la materia, que la práctica clínica está compuesta de un trípode indivisible cuyas premisas esenciales son la patología, la terapéutica clínica y la biomecánica.

Gracias a los avances de la medicina es posible elaborar diagnósticos más certeros apoyados en la biomecánica exploratoria, así como mejores técnicas terapéuticas basadas en la investigación de la industria química y en la síntesis de nuevos materiales. Esto permite que nuestros tratamientos sean cada vez más precisos y en consecuencia den mejor resultado.

Previamente al análisis clínico y biomecánico del pie, deberíamos plantearnos una cuestión. Si el funcionamiento normal del pie implica conocer la normalidad, sería lógico pensar que cualquier signo o síntoma que se aleje de esos parámetros sería compatible con patología. Pero....¿esto es así de verdad? La respuesta a la pregunta parece fácil, pero sin embargo es bastante compleja y ha sido el quebradero de cabeza de la mayoría de los estudiosos del pie.

A pesar de que diferentes teorías intentan explicar el funcionamiento del pie con distintos modelos biomecánicos, no existe un consenso al respecto, existiendo dos tendencias claramente diferenciadas para explicar la patología y biomecánica del pie:

- La escuela Europea, entre cuyos autores destacan Lelièvre (1993), Lavigne (1994), Villadot (2000) y Nuñez-Samper (2007) entre otros, se ocupa de explicar unos criterios básicos de patología del pie, basados en una exploración estática y dinámica. No describe, por el contrario, los criterios de normalidad, por lo que éstos se deducen tras conocer la patología.
- La escuela Americana, sin embargo, aboga por una exploración dinámica del pie y determina unos criterios claros de normalidad a partir de los cuales se pauta la enfermedad. Autores como Root (1991), Valmassy (1996), Michaud (1997), Fuller (2000), Kirby (2001) entre otros, han ido publicando a lo largo del tiempo trabajos científicos que dejan patente un proceso de investigación claro que la escuela europea

no posee. Esto ha servido de avance importante en el campo de la biomecánica y la patología, de manera que muchas escuelas del territorio nacional se ocupan hoy de aplicar los estudios americanos y realizar protocolos determinados que les permitan aplicar dichas teorías.

La escuela clásica americana y sus principios básicos de biomecánica del pie se remontan a las publicaciones científicas de Root (1991). Considerado el padre de la biomecánica del pie y precursor de conceptos como “ortesis funcional”, aboga por la necesidad de un abordaje dinámico en el estudio completo del pie. La base teórica de su hipótesis se basa en entender el pie como una estructura anatómica capaz de proporcionar al resto del organismo equilibrio y propulsión dentro de una deambulación humana normal. Para este fin, debe cumplir dos funciones importantes, lo que Root (1991) define como “adaptador móvil” y “palanca rígida”. El pie debe ser capaz de absorber impactos, adaptarse al terreno y proporcionar equilibrio durante algunas fases de la marcha humana normal, mientras que en las restantes debe estabilizar el peso del cuerpo y propulsarlo hacia adelante.

Estos principios deben ser realizados por las estructuras que componen el pie sin forzar el rango normal de movilidad articular, por lo que cualquier movimiento que exceda dicho rango se considera como anormal y, en consecuencia, causante de sobrecargas y patología. A partir de aquí, describe los “criterios de normalidad del pie”, consistentes en nueve parámetros que determinan el modelo biomecánico normal del pie:

1. Paciente en bipedestación, manteniendo la postura con su base de marcha normal. En esta posición la bisectriz vertical posterior de la pierna deberá ser perpendicular al pie ($0^\circ \pm 2^\circ$).
2. En la misma posición anterior, manteniendo el apoyo bípedo y el contacto con el suelo de la integridad de la superficie plantar, con la articulación subtalar en posición neutra y bloqueo de la articulación mediotarsiana, la bisectriz vertical del calcáneo debe ser perpendicular al suelo ($0^\circ \pm 2^\circ$).
3. En esta misma posición, el plano transversal que forma el apoyo íntegro de todas las cabezas metatarsianas con el suelo debe ser perpendicular a la bisectriz vertical del calcáneo, o lo que es lo mismo, paralela a la línea de referencia del suelo.
4. Los miembros inferiores deben tener la misma longitud.

5. Las articulaciones del miembro inferior en su totalidad, incluyendo las de la pelvis, deberán moverse utilizando únicamente los rangos mínimos de movimiento.
6. Los tejidos blandos (periarticulares sobre todo), la coordinación y el equilibrio deben estar intactos para poder mantener su función neurológica y proporcionar propiocepción.
7. La musculatura implicada en el sostén y desplazamiento del miembro inferior debe funcionar con su tensión y resistencia adecuados, no superando en ningún caso el módulo de Young.
8. La arquitectura articular debe proteger al pie de movimientos excesivos y anormales, que impliquen la aparición de signos patológicos.
9. El desarrollo normal del miembro inferior debe proporcionar un alineamiento del mismo, tanto en su plano frontal como transversal, así como el mantenimiento de un arco longitudinal interno funcional en el pie.

Root (1991) aplicó conceptos hasta entonces desconocidos en el estudio del comportamiento de pie, dando vital importancia al entendimiento del éste como estructura dinámica y proporcionando el estudio adecuado a estas tendencias. Amplió sus estudios en la marcha humana y la dinámica del pie, así como en el movimiento articular y estableció un protocolo de medición que hasta entonces nunca había existido, insistiendo en determinar la posición neutra de la articulación subtalar y la posición del antepié con bloqueo mediotarsiano de la articulación calcáneo-cuboidea.

Esto hizo que aparecieran muchas patologías del pie que antes no se contemplaban, ya que se salían de los patrones estáticos establecidos antiguamente. Hasta entonces, las alteraciones del pie eran en su mayoría congénitas (equino varo congénito, calcáneo valgo, astrágalo vertical congénito, coaliciones...), siendo el resto de patologías trastornos del pie diagnosticados por la altura del arco, y en muchos casos identificados como secuelas de las patologías anteriores. Esto hacía que las terapias comunes obtuvieran una respuesta mínima al tratamiento, y en muchos casos, incluso temporal y recidivante.

Pero aunque la teoría de Root (1991) y sus grandes avances en el campo de la biomecánica y entendimiento en el funcionamiento del pie fueron determinantes, debemos ser coherentes y plasmar también los principales problemas que planteaba dicho modelo.

Los estudios realizados por Root fueron llevados a cabo basados en publicaciones anteriores, la mayoría de ellas con dudosas bases científicas y muestras escasas. Otro gran problema radicaba en la técnica a usar durante la aplicación de protocolos para valorar las articulaciones del pie. Las exploraciones eran totalmente subjetivas, y en la mayoría de los casos, las referencias anatómicas tomadas dependían únicamente de la habilidad del explorador, lo que hacía evidente un sesgo inter e intraexplorador. Con todo esto, la relación causa-efecto que él describía relacionando la exploración biomecánica con la patología aparecida y las consecuencias clínicas comenzó a ser dudosa. A partir de 1994, algunos estudiosos del pie empezaron a hacer evidente la necesidad de replantear las bases biomecánicas del modelo de Root.

A partir de aquí, lo único que podemos replantear es hablar de pequeñas modificaciones y apuntes que amplían los estudios de Root (1991) ya que, aunque criticado, en la actualidad faltan publicaciones científicas que aboguen por el desuso completo de estas teorías. En el ejercicio clínico diario contemplamos hoy en día a profesionales que no sólo utilizan los conceptos descritos por Root (1991), sino que contemplan además las novedades introducidas por Fuller (2000) a partir de la descripción del mecanismo de Windlass y las consecuencias clínicas que supone el fracaso de este modelo mecánico, o incluso Sánchez Gómez *et al.* (2007), que describen la MARA (Maniobra de Aproximación a la Realidad del Antepie), como modificación a la maniobra descrita por Root (1991).

Independientemente de la descripción de nuevas maniobras aisladas, que aportan nuevas visiones en la exploración biomecánica del pie, no podemos olvidar la inclusión relativamente reciente de nuevas teorías. Kirby (2001) describe la localización del eje subtalar de forma clínica y redacta las bases de lo que denominó “Teoría del equilibrio rotacional”, método a través del cual intenta aclarar algunos puntos de controversia de la teoría de Root.

Esta teoría intenta describir el funcionamiento de la articulación subtalar explicando un principio fundamental: “El equilibrio de fuerzas”. Teóricamente, el eje a través del cual se produce el movimiento de la articulación subtalar está determinado y corresponde a una orientación siempre constante: proximal-plantar-lateral hacia distal-dorsalmedial. Los estudios realizados por Kirby (2001) aportan que esto no siempre es así, y dependiendo de la posición anatómica que tenga el astrágalo con respecto al calcáneo, existirán variaciones angulares en este eje. Aparte de esta situación,

existen otros factores que determinan la orientación del eje subtalar: fuerzas extrínsecas e intrínsecas.

Para que exista un buen funcionamiento del pie y en consecuencia no exista patología asociada, el autor describe que debe existir un equilibrio entre el sumatorio final de las fuerzas extrínsecas (gravedad, calzado, estrés físico...) y las fuerzas intrínsecas (estructuras óseas y partes blandas). Si este equilibrio no se cumple, y existe discrepancia entre un tipo de fuerzas con respecto a las otras, existirá una variación en la orientación del eje subtalar obteniendo como consecuencia biomecánica dos tipos de resultados que distan de la normalidad: eje medializado y eje lateralizado. Ambos presentan unas consecuencias clínicas propias que determinan la patología y por tanto el diagnóstico clínico.

PUNTO CLAVE

Se considera imprescindible conocer el funcionamiento biomecánico del pie para un buen abordaje tanto diagnóstico como terapéutico.

5. RECOMENDACIONES PODOLÓGICAS AL DEPORTISTA

Prevención podológica. Se recomienda una revisión podológica inicial para orientar al deportista y pautar a cada uno la periodicidad de revisiones que precise. La prevención es la mejor medida para evitar distintos problemas que aparecen durante la práctica deportiva.

Calzado. La zapatilla ideal es la que mejor se adapta a cada pie. Hay que olvidar las mejores marcas o las que utilizan otros deportistas. Debemos buscar nuestra zapatilla, adaptada al deporte que vamos a practicar.

Es importante que la zapatilla sea neutra y no incorpore elementos correctores biomecánicos (elementos en la zona medial del pie, en el talón...). Se aconseja a los deportistas que no se dejen llevar por las últimas novedades y por lo más vendido.

La zapatilla debe llevar la amortiguación justa para que no disminuya la capacidad propioceptiva del pie.

Calcetín. La tecnología de los tejidos trabaja a la par que los materiales

deportivos, por lo que es fácil encontrar en tiendas especializadas tejidos específicos que favorezcan el movimiento y transpiración de los pies, a la vez que otros tejidos que favorecen la circulación sanguínea y el descanso de pies y extremidades inferiores, importante en deportes que se practican en carga y de cara a la recuperación posterior (Medilast®). Es importante que el diseño del calcetín esté adaptado al deporte y no presente costuras que puedan dañar la piel o las uñas.

BIBLIOGRAFÍA

- Fuller, E.A. The Windlass Mechanism of the Foot. A Mechanical Model to Explain Pathology. *J Am Podiatr Med Assoc* 2000; 90(1):35-46.
- Kirby, A. Subtalar Joint Axis Location and Rotational Equilibrium Theory of Foot Function. *J Am Podiatr Med Assoc* 2001; 91(9):465-487.
- Lavigne, A., Noviel, D. *Trastornos estáticos del pie del adulto*. Barcelona, Masson, 1994.
- Lelièvre, J. *Patología del pie, fisiología-clínica: tratamientos médico, ortopédico y quirúrgico*. Barcelona, Toray Masson, 1993.
- Michaud, T.C. *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Williams & Wilkins, 1997.
- Nuñez-Samper, M., Llanos, L.F. *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. Barcelona, Masson, 2007.
- Root, M.L. *Exploración biomecánica del pie*. Vol. 1. Madrid, Ortocen, 1991.
- Sánchez Gómez, R., Becerro de Bengoa Vallejo, R., Losa Iglesias, M.E., Gómez Martín, B. MARA: maniobra de aproximación a la realidad para el antepié. *Rev Int Cienc Podol* 2007;1(2):17-24
- Valmassy, R.L. *Clinical Biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, Mosby, 1996.
- Viladot, A. *Quince lesiones sobre patología del pie*. Barcelona, Masson, 2000.

PARA SABER MÁS

Aristóteles calificó al pie como “la parte más útil del cuerpo humano y el instrumento del cerebro”. El estudio del pie, su biomecánica y la relación con el resto del cuerpo humano es una ciencia apasionante, por lo que a continuación detallamos 3 referencias bibliográficas y 2 websites (inglés y

español), que permitirán profundizar en el tema por parte del lector interesado.

Moreno de la Fuente, J.L. Podología Deportiva. Barcelona, Masson, 2005

Rueda Sánchez, M. Podología: los desequilibrios del pie. Barcelona, Paidotribo, 2004

Levy Benasuly, A.E., Cortes Barragan, J.M. *Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo*. Barcelona, Masson; 2003

Busquet, L. *Las cadenas musculares*. Tomo IV. Barcelona, Paidotribo, 2007.

Foro de discusión sobre podología y biomecánica: <http://www.podiatry-arena.com/>

Asociación Española de Podología Deportiva: <http://www.aepode.org/>

ERGONOMÍA APLICADA A LAS CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE

28

Dr. Pérez, P.¹, Dr. Llana, S.¹ y Lledó, E.²

1. Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València).
2. Departamento de Ciencias Sociales y Jurídicas (Universitat Internacional Valenciana)

RESUMEN

La ergonomía, en sus orígenes, estuvo centrada en analizar la relación entre los trabajadores y su entorno, incidiendo sobre todo en aspectos relativos al diseño del producto. Con el paso del tiempo, se ha ido diversificando su aplicación, ya que el ser humano no solamente interactúa con su entorno laboral, sino que a lo largo del día se encuentra inmerso en diferentes ámbitos. De esta forma surgen otros campos de estudio, y evidentemente también en la actividad física, dentro de la recreación, el ocio y el deporte. En este sentido, a lo largo de este capítulo se analizarán diferentes aspectos relacionados con instalaciones y equipamientos deportivos, así como aspectos directamente relacionados con la correcta ejecución de ejercicios y actividades de la vida cotidiana/deportiva. Entre los objetivos de este capítulo destaca el exponer determinados aspectos normativos (relacionados con la ergonomía) que regulan las diferentes instalaciones y equipamiento deportivo, así como una serie de consideraciones a tener en cuenta a la hora de ejecutar y/o adoptar determinadas posiciones durante la vida cotidiana.

1. INTRODUCCIÓN

En el día a día, interaccionamos constantemente con diferentes entornos (laboral, ocio, doméstico, etc), lo cual implica experimentar igualmente diferentes estados como satisfacción, comodidad, malestar, angustia, que en ocasiones se relacionan con las características de ese ambiente. Con el fin de mejorarlos, se analiza el contexto en el cual nos desenvolveremos e intentaremos adaptarlo para que sea lo más confortable posible. En este sentido, es la ergonomía la responsable de llevar a cabo esta tarea. La relación entre esta disciplina y las ciencias de la actividad física y el deporte deberá incluir el análisis de las instalaciones y equipamientos deportivos (García, 2002), pero también aspectos relacionados directamente con la correcta ejecución de los ejercicios y actividades, en términos de eficiencia, eficacia y seguridad.

A continuación, se desarrollan aquellos factores a tener en cuenta en la actividad física y deportiva bajo una perspectiva ergonómica, desde el inicio o causas que motivaron la aparición de esta disciplina, tratando diferentes aspectos relacionados con las instalaciones, equipamientos, indumentaria y correcta ejecución de determinados ejercicios, hasta finalizar con la descripción de algunos de los instrumentos o técnicas aplicadas en el análisis ergonómico.

PUNTO CLAVE

Aunque la ergonomía, tradicionalmente, ha estado más relacionada con las condiciones laborales, no debe olvidarse que en toda actividad física y deportiva hay un entorno que influye directamente sobre el deportista. Por ello será necesario desarrollar la mejor forma de adaptar la actividad a las necesidades del deportista para que le resulte más cómoda y menos perjudicial. Este proceso de adaptación, basado en el conocimiento científico, se conoce como ergonomía, y es aplicado tanto a los implementos deportivos como a las condiciones de práctica/juego.

1.1. Antecedentes históricos y evolución

El origen de la ergonomía en su forma actual se remonta a principios del siglo XX. En concreto, fue durante las Guerras Mundiales cuando cobró interés el efecto que tenían las condiciones laborales, el ambiente y el diseño

sobre la persona. El motivo era tanto las numerosas complicaciones que empezaron a acusar los operarios de las fábricas de municiones, consecuencia del aumento de producción, como la mayor complejidad armamentística, que exigía, tanto a los soldados como a los productores, niveles muy altos de precisión y eficiencia. De esta forma, se hicieron evidentes las carencias existentes tanto en la producción como en la utilización de los artefactos militares.

En este sentido, en primera instancia, el análisis ergonómico se centró en proporcionar información sobre las características del sujeto, tanto físicas como psicológicas, de forma que el objeto o artefacto se adaptase a la persona y no al revés, y siempre desde una perspectiva laboral.

1.2. Concepto de ergonomía

Al hablar de ergonomía (concepto de origen europeo) y/o de factores humanos (más propio de EE.UU.), existe cierta discrepancia al definirlo, principalmente por su carácter multidisciplinario y su aplicación pluridisciplinaria. De ahí que, de forma genérica se podría considerar a la ergonomía como una disciplina científica, con un campo de actuación multidisciplinario, cuyo fin es promover y/o mantener el nivel de bienestar físico, psíquico y social de los sujetos en función de la actividad que realicen y el contexto.

Por tanto, de lo expuesto anteriormente se deduce que su objeto de estudio será el binomio sujeto-contexto ([figura 1](#)), y su finalidad será la adopción de medidas para que ambos se conjuguen en completa armonía. De ahí que las acciones que se lleven a cabo deban estar centradas en el sujeto desde el punto de vista de la elaboración de productos y del diseño del entorno: a) bajo una perspectiva física (posturas corporales, manipulación de objetos, análisis del movimiento, etc.), b) mental, psicológica o cognitiva (percepción de estímulos, procesamiento de la información, toma de decisiones, etc.); y c) social (estructuras organizativas, políticas, jerarquías, interacciones, etc.).

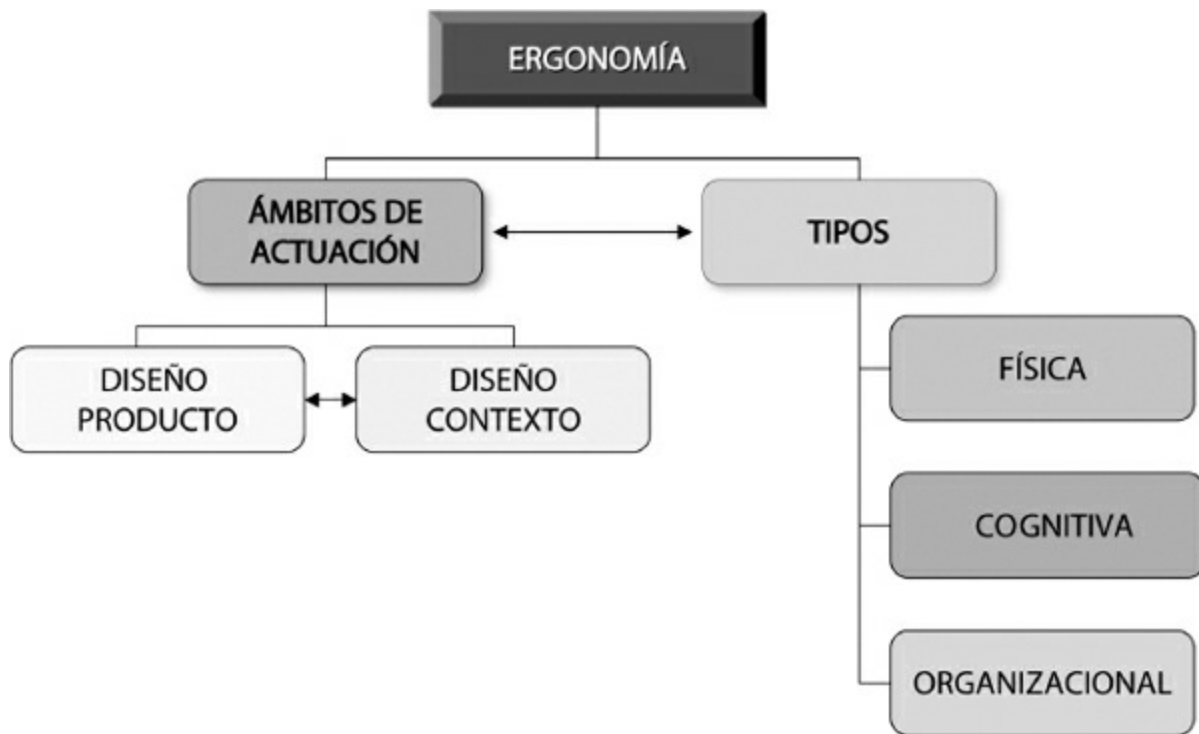


Figura 1. Ámbito y modo de aplicación de la ergonomía.

2. ERGONOMÍA Y ACTIVIDAD FÍSICA

Ambos campos de conocimiento se conjugan con el fin de proporcionar un nivel de práctica deportiva confortable y seguro. Es decir, que el deportista pueda mejorar su nivel de forma sin sentir discomfort, a la vez que previene la aparición de lesiones. Entre los objetivos propuestos en la “ergonomía de la actividad fisicodeportiva” destacan:

- Identificar, analizar y reducir los riesgos que pueda acarrear la práctica de actividad física en un entorno o con un equipamiento determinado, adaptándolo si fuera necesario a las características del usuario tipo (o deportista).
- Contribuir a que la práctica deportiva pueda ser realizada con el máximo confort, satisfacción y eficacia, aumentando, así, la motivación y satisfacción del deportista.
- Mejorar la calidad percibida del servicio deportivo por parte de los usuarios de instalaciones deportivas de forma que se aumente el grado de fidelización.

2.1. Aspectos normativos

A nivel deportivo, se aplican diferentes normas de seguridad en los equipamientos e instalaciones deportivas, cumpliendo con lo especificado en la Carta Europea del Deporte (1992), que en su artículo 4.3 dedicado a las instalaciones deportivas, señala *“los responsables adoptarán las medidas precisas para garantizar la buena gestión y la plena utilización de las instalaciones en un entorno seguro”*.

En España se ha tardado unos cuantos años en disponer de una normativa aplicable a los equipamientos deportivos y zonas de juego, lo que ha tenido una repercusión importante tanto en la calidad de estos equipamientos, como en la práctica deportiva general. Actualmente se aplican tanto normativas europeas (normas EN), como españolas (UNE). Pero cabe señalar que en su mayoría no son de obligado cumplimiento, es decir, su función es directiva y no son específicas, ya que se aplican en diversos ámbitos (entre ellos el deportivo). De su elaboración se encarga AENOR (Asociación Española de Normalización y Certificación) a través de sus Comités Técnicos (CTN). También es responsable de adaptar las normas EN a las españolas, dando lugar a la normas UNE-EN.

En España, la Ley del Deporte 10/1990 no especifica que estas normas sean de obligado cumplimiento, por lo que en ocasiones debe ser la administración competente, a través de las leyes del deporte autonómicas, la que las haga obligatorias mediante ley, decreto, reglamento..., o exija su cumplimiento en los pliegos de prescripciones técnicas de los proyectos de construcción y/o contratos de suministro. En la mayoría de los casos, estas normativas están recogidas en los planes generales o directivos de instalaciones y equipamientos deportivos.

2.2. Instalaciones y equipamientos deportivos

2.2.1. Instalaciones

Se consideran el marco físico en donde pueden realizarse una o más prácticas deportivas. Pueden clasificarse según su función en:

- Convencionales. Dimensiones y características establecidas reglamentariamente.

- No reglamentarios.
- Físico-recreativos. Producidos especialmente para la actividad físico-recreativa (p. ej., campos de mini-golf).

Asimismo, según criterios de ambiente o soporte físico, tamaño y existencia de cubierta o no, se dividen según:

- Dimensiones:
 - Pequeños espacios.
 - Elementales no reglamentarios: descubiertos o cubiertos.
 - Pequeños campos deportivos y campos reducidos: descubiertos o cubiertos.
 - Grandes espacios:
 - Grandes espacios deportivos.
 - Pista de velocidad y grandes pistas: descubiertas o cubiertas.
 - Instalaciones deportivas y recreativas: en el ambiente natural.
- Ambiente:
 - Tierra.
 - Agua.
 - Hielo.
 - Nieve.
 - Aire.

Estas instalaciones, además de los espacios deportivos, cuentan con espacios auxiliares fundamentalmente de tres tipos:

- Para deportistas: vestuarios, control, etc.
- Singulares: contadores, talleres, etc.
- Para espectadores: vestíbulo, bar, etc.

Las más utilizadas en el marco de la actividad física son:

- Salas de actividad. En ellas se desarrollan multitud de actividades deportivas y educativas. Hacen referencia a todo local cubierto cuyas dimensiones permitan el desarrollo de diferentes actividades físicas. De

forma general se recomienda:

- Que sean rectangulares.
- Con espacios auxiliares para el material.
- Que cuenten con circulaciones, separando la zona de pie.
- Etc.
- Pistas polideportivas al aire libre. Superficies pavimentadas que permiten la práctica simultánea o sucesiva de dos o más modalidades deportivas.

Según las normativas citadas anteriormente (UNE, EN, UNE-EN), y relacionado con la ergonomía, las instalaciones deportivas deberían caracterizarse por ofrecer suficientes niveles de protección y seguridad, ser confortables, gozar de buena accesibilidad, adecuadas a las actividades que van a desarrollarse y, por su puesto, contar con los certificados de calidad necesarios. De igual forma, las instalaciones deberían encontrarse cerca de núcleos urbanos, de forma que se pueda ir a pie, así como tener un nivel óptimo de accesibilidad (sobre todo para personas con movilidad reducida), siendo imprescindible que las puertas sean abatibles, con el eje de giro vertical y los pasillos estén despejados.

Finalmente, respecto al confort ambiental, señalar dos aspectos a tener en cuenta: la iluminación y el estrés térmico. La iluminación puede ser de dos tipos: horizontal y vertical. La horizontal permite ver correctamente el terreno de juego, favoreciendo que los jugadores destaquen por contraste. La vertical se requiere para ver bien el resto de elementos como pueden ser las porterías, canastas, redes, etc. Los niveles de iluminación variarán según zonas, aunque de forma genérica no superarán los 300 lux en la zona deportiva y los 150 lux en el resto (vestuarios, almacenes, etc.). Cabe señalar que, en competiciones que se desarrollan en grandes estadios, pueden alcanzarse los 600 lux.

De forma general, para conseguir un confort visual óptimo, es preciso que el ángulo del eje óptico con la vertical no supere los 65° y que la altura de los proyectores sea aproximadamente de 20 m con respecto al nivel del suelo, para evitar principalmente el deslumbramiento de los deportistas. Finalmente, se aconseja que la iluminación sea natural (cenital y con ventanales laterales). Por ello, las pistas exteriores se ubicarán en sentido N-S (para evitar deslumbramientos) mientras que en los recintos cerrados será E-O (de forma que entre la luz por los laterales).

PUNTO CLAVE

Cuando se establece el sistema de iluminación de una instalación deportiva, el objetivo básico es proporcionar un nivel suficiente pero que no provoque reflejos, brillos ni deslumbramientos. Si la distribución lumínica es correcta, se conseguirá dotar a la práctica deportiva de una mayor eficacia y confort.

La temperatura, se situará entre los 20 °C y los 25 °C, siendo un poco mayor en piscinas cubiertas (28 °C), con una humedad relativa del 30-65%. Teniendo en cuenta la premisa que a mayor temperatura menor grado de humedad y viceversa, será necesario un buen sistema de ventilación (natural preferiblemente), mediante chimeneas o huecos que faciliten la ventilación cruzada.

Los espacios deberán caracterizarse por su amplitud, recomendándose en las salas de *fitness* superficies no inferiores a 30 m². Además, es aconsejable que la sala tenga una distribución bien definida por zonas: cardiovascular, máquinas, peso libre y zona de estiramientos. En cuanto a los vestuarios, se dispondrá al menos de 1,5 m² por usuario.

Finalmente, los pavimentos en las instalaciones se caracterizarán por no ser abrasivos, ser higiénicos y de fácil limpieza. Dado que la absorción de las superficies blandas las convierte en menos lesivas que las duras, el material recomendable es el parquet, dados sus valores óptimos de absorción y estabilidad, mientras que la moqueta se muestra muy inestable, y el hormigón presenta muy poca absorción. Así mismo, se debe procurar que la superficie no se deforme en exceso, evitando desequilibrios. En cuanto a la fricción, se requieren unos valores mínimos que eviten las caídas, así como evitar valores máximos excesivos que aumentarían el riesgo de lesión, sobre todo en acciones de giro y cambio de sentido, recomendándose un coeficiente de fricción de 0,5-0,7 (aunque, evidentemente, esto dependerá de la finalidad deportiva de la instalación).

2.2.2. Equipamiento deportivo

En cuanto al equipamiento que se puede encontrar en una instalación deportiva, éste es de lo más diversificado, por lo que incidir de forma específica en cada uno de los aspectos requeriría no sólo un capítulo, sino un

libro en su totalidad. Por este motivo, se darán unas pautas generales, profundizándose solamente en el equipamiento propio de las salas de musculación, debido a la gran incidencia que tiene esta práctica deportiva entre la población.

De forma general, el equipamiento debe caracterizarse por su alto grado de protección. Ningún equipo ha de presentar aristas ni partes cortantes, o, si las hay, estar almohadilladas o redondeadas. Es aconsejable que pueda ajustarse, siendo el sistema visible y fácilmente accesible. El equipo no deberá tener puntos susceptibles de atrapamiento (donde también se incluyen las redes).

En cuanto al equipamiento para la musculación, señalar que se puede dividir en máquinas, peso libre y bancos ([figura 2](#)).

- A) Máquinas de musculación. Deberán contar con un adecuado sistema de poleas de forma que se respeten todos los ángulos de trabajo que se requieren en cada movimiento. Los asideros llevarán una marca de posición y su textura será antideslizante. Si el peso se encuentra por detrás o al lado del usuario, estará cerrado por una carcasa, excepto un hueco de 75 mm para seleccionar el peso.



Figura 2. Máquinas, peso libre y bancos.

En su diseño se deberán tener en cuenta una serie de consideraciones ergonómicas. Así pues, se caracterizarán por ser ajustables en altura y aportar una buena cobertura de la zona lumbar (sin ser demasiado ancho en su parte superior, para que no reste movilidad a los brazos). El acolchado será consistente, al mismo tiempo que proporcione una correcta disipación de la humedad y el calor. Se recomienda que los elementos de regulación sean lo más simples posibles en su manejo (así como accesibles), de forma que el usuario pueda utilizarlos mientras permanece sentado. Por último, todas las máquinas en las que el sujeto permanezca en posición sedente deberán disponer de un reposapiés y su grado de inclinación no superará los 8° (figura 3).

- B) Peso libre. Las barras presentarán un diámetro no inferior a los 2,5 cm. Los discos estarán recubiertos de goma para amortiguar golpes y ruidos, reduciendo el estrés sonoro. Los “*mancuerneros*” presentarán una inclinación y anchura suficiente para facilitar que el usuario pueda coger y dejar las mancuernas cómodamente, sin forzar las muñecas y/o el raquis.
- C) Bancos. Se tendrán en cuenta los mismos aspectos que se han mencionado en las máquinas respecto a dimensiones, acolchado y elementos de regulación.

Finalmente, cabe señalar que hoy en día muchas de las salas de musculación disponen de equipos de visionado o televisores (dispuestos en las paredes o insertados en las propias máquinas). En la mayoría de los casos, la instalación de estos elementos no sigue ningún patrón normativo. En este sentido, se deberían seguir una serie de consideraciones como: en caso de televisores individuales, posibilitar el manejo de la pantalla (orientación e inclinación según considere el usuario), situados como mínimo a una distancia en torno a 50-65 cm de los ojos (con opciones de modificar el nivel de luminosidad y contraste). Respecto a máquinas con pantallas insertadas, deberán permitir inclinar la cabeza más allá de 15° hacia delante.



Figura 3. Características genéricas de las máquinas.

2.3. La indumentaria deportiva

Sin lugar a dudas, uno de los aspectos que influirá en mayor medida, más que las características de las instalaciones donde se lleve a cabo la práctica deportiva, será la ropa y calzado que utilice el deportista, sobre todo en lo que a confort se refiere. En este sentido, y tratándose en profundidad en los [capítulos 15](#) y [16](#) lo referente a la vestimenta y calzado deportivo, tan sólo se describirá en este apartado algunos aspectos a considerar en los complementos deportivos

2.3.1. Complementos

En la práctica deportiva, la indumentaria básica de cada modalidad se combina con otros complementos. A continuación se describen brevemente algunos de los más utilizados (Siff y Verkoshansky, 2000; Ahonen, 2001; Sherry y Wilson, 2002):

- Cinturón pélvico. Elemento característico empleado en las salas de musculación como protector de la zona lumbar. Su eficacia es mínima,

sobre todo cuando las cargas se levantan por encima de la cabeza (al incrementarse la lordosis). Es preciso tener en cuenta que la musculatura dispone de los recursos necesarios para mantener una postura correcta, por lo que su utilización puede inhibir la acción de la misma con las consiguientes consecuencias a largo plazo (atrofia muscular).

- Filtros solares. Realmente necesarios para la práctica deportiva al aire libre, siendo especialmente necesarios en deportes de agua (piragüismo, vela, etc.) y nieve (esquí, escalada, etc.).
- Vendajes funcionales. Empleados para limitar rangos de movimiento de una articulación potencialmente lesiva, al mismo tiempo que se permite la movilidad de la misma dentro de unos límites eficaces. Cuando se utilizan estos vendajes, debe procurarse que no se formen pliegues para evitar laceraciones.
- Cascos. Su función principal es la de absorber las fuerzas de impacto, distribuyéndolas sobre un área mayor, y desacelerar los golpes en el punto de impacto. Cada modalidad deportiva requiere este complemento con un diseño específico.
- Protección ocular. Evitar lesiones oculares, principalmente, por un contacto corporal o un contacto accidental con una pelota, volante o complemento. En la mayoría de ocasiones, la utilización de gafas como elemento protector es útil, caracterizándose por su comodidad, montura segura (sólida y de una sola pieza) y resistente a los impactos.
- Protectores faciales. Utilizados en diversos deportes para reducir el riesgo de lesiones accidentales en el rostro, boca y ojos. Su fabricación depende del deporte (boxeo, fútbol americano, etc.), pero en esencia son utilizados para rechazar objetos, o impedir que golpeen y/o choquen contra la cara.
- Tapones para oídos. Se usan, principalmente, como barrera que impide que entre el agua, aunque también en algunas modalidades de tiro protegen contra el ruido. En natación están especialmente indicados porque el componente vestibular del oído aumenta muy sensiblemente su importancia en el equilibrio acuático. Así los tapones ayudan a evitar la sensación de mareo. Los más utilizados son de parafina o de espuma impermeable ajustable. Este segundo tipo permite que entren más sonidos pero no es tan impermeable como la parafina.

- Protector bucal. Se recomiendan sobre todo en aquellos deportes que presentan un alto riesgo de contacto. Debe cubrir la superficie cerrada de los dientes superiores y extenderse casi hasta la cara superior de las encías. Así mismo debe extenderse más allá del último diente por cada lado, para que se ciña a la perfección y cubra toda la boca.
- Hombreras. Se utilizan principalmente para proteger las caras anteriores y laterales del brazo de traumatismos directos.
- Coderas. Pueden ser de dos tipos:
 - Almohadilladas. Para amortiguar los impactos sobre los codos.
 - Limitadoras del movimiento. Se emplean en la fase de rehabilitación después de una lesión traumática en el codo.
- Muñequeras. Todas ellas expanden el área distal del antebrazo, los huesos del carpo y la base de la palma de la mano. Su utilización es de lo más diversa, desde ortesis a complementos para secarse el sudor de la cara (siendo por este motivo de diferentes materiales como algodón o neopreno).
- Guantes. Se llevan para mejorar la prensión de pelotas o complementos lisos. También se llevan para proteger la piel de las rozaduras y escoriaciones. Otros están diseñados para disipar los impactos. Esta prenda, además de aislar del frío, también protege la palma de la mano de las ampollas, callosidades excesivas y los traumatismos.
- Rodillera profiláctica. Pensadas para distribuir las cargas y disiparlas sin que afecten las estructuras ligamentarias de la articulación de la rodilla. Su función es la de descargar los ligamentos lateral interno y cruzado anterior.
- Calcetines. Se utilizan tanto para evitar laceraciones en los pies como protectores del tendón de Aquiles. Respecto a este último, es importante que los calcetines eviten la pérdida de calor en la zona Aquílea, ya que de lo contrario se incrementa la predisposición a sufrir lesiones. No deben tener costuras y al colocarlos hay que evitar que se formen arrugas, ya que esto aumenta el riesgo de que aparezcan ampollas. En cuanto a los materiales de los calcetines, pueden ser de:
 - Algodón. Resistentes y proporcionan sensación de frescor.
 - Lana. Se distinguen por su suavidad y poder aislante. Son los más utilizados en el deporte precisamente por su capacidad para mantener el

calor en invierno.

- Lycra. destacan por su elasticidad.
- Coolmax: Destaca por favorecer la eliminación de la humedad de la piel y disminuir la fricción. En los últimos años ha crecido su presencia en el ámbito deportivo.
- Trajes de neopreno. Su función principal es proteger al deportista de la hipotermia (con un grosor que oscila entre 2 y 5 mm). Al emplear un material ligero de caucho mejora la flotación y con ello la posición dentro del agua. Entre sus características destaca que no deben limitar la movilidad.
- Gafas de natación. A la hora de seleccionarlas es preciso probar antes diferentes marcas. Para ello, se han de presionar fuertemente sobre los ojos. Serán adecuadas si se aguantan sólo durante unos instantes, debido a la menor presión creada en su interior. Para evitar que se empañen, suele bastar un enjuague con champú o saliva, en estado seco. Los cristales oscuros facilitan la visión cuando se practica natación al aire libre. Debe tenerse en cuenta que estas gafas reducen la visión periférica, existiendo de diferentes tipos:
 - De goma espuma. Son las más flojas y menos higiénicas. En la mayoría de los casos, la goma espuma acaba despegándose y debido a la humedad puede acabar desarrollando hongos.
 - De neopreno. Presentan mayor durabilidad y permeabilidad respecto a las anteriores. Además son más higiénicas.
 - Silicona. Las más utilizadas, existiendo dos modalidades:
 - Diseñadas íntegramente en silicona, excepto la lente.
 - Sólo la zona de contacto con la lente es de silicona.
 - Policarbonato. También conocidas como gafas suecas, se caracterizan por su rigidez y escaso tamaño.



Figura 4. Varios tipos de indumentaria deportiva.

2.4. Ejecución de los ejercicios

A continuación se describen una serie de consideraciones a tener en cuenta a la hora de ejecutar determinadas acciones y/o ejercicios, que frecuentemente se realizan en la actividad física y el deporte, sobre todo en ejercicios de fuerza y flexibilidad localizados en la articulación de la rodilla y en el raquis.

Se presentan a continuación ([figuras 5, 6 y 7](#)) algunas acciones articulares desaconsejadas (AAD) basadas en la propuesta de López (2000).

Tal y como se puede observar, existe una premisa que todos los ejercicios y actividades deberían de cumplir: “no superar el rango de deformación elástica de los tejidos, de forma que puedan recuperar su longitud inicial sin sufrir daños”. Cabe señalar que esta consideración se realiza desde un punto de vista de actividad física saludable; por supuesto, la búsqueda de rendimiento por parte de deportistas de elite requerirá de otros patrones de

actuación que en algunas ocasiones exigen conductas extremas.

Seguidamente, tomando como base la propuesta de varios autores (Siff y Verkhoshansky, 2000; Dorado, Dorado, Sanchís, 2005), se citan una serie de consideraciones que los deportistas deberían tener en cuenta:

1. Posición de sedestación (figura 8). Hay que señalar que cualquier máquina que obligue a sentarse dificulta la postura de inclinación pélvica neutra, por lo que se produce con mayor facilidad la hiperextensión o hiperflexión de la columna. Por ello se debe procurar que el aparato disponga de respaldo. Éste se inclinará entre 105° y 110°, mientras que los pies permanecen en el suelo, siendo aconsejable un reposapiés. En el supuesto de que no exista respaldo, no se deberá superar una extensión de columna mayor de 30°. Por ejemplo, al trabajar dorsales en la máquina de jalones en polea baja, se produce tanto una hiperflexión como una hiperextensión.

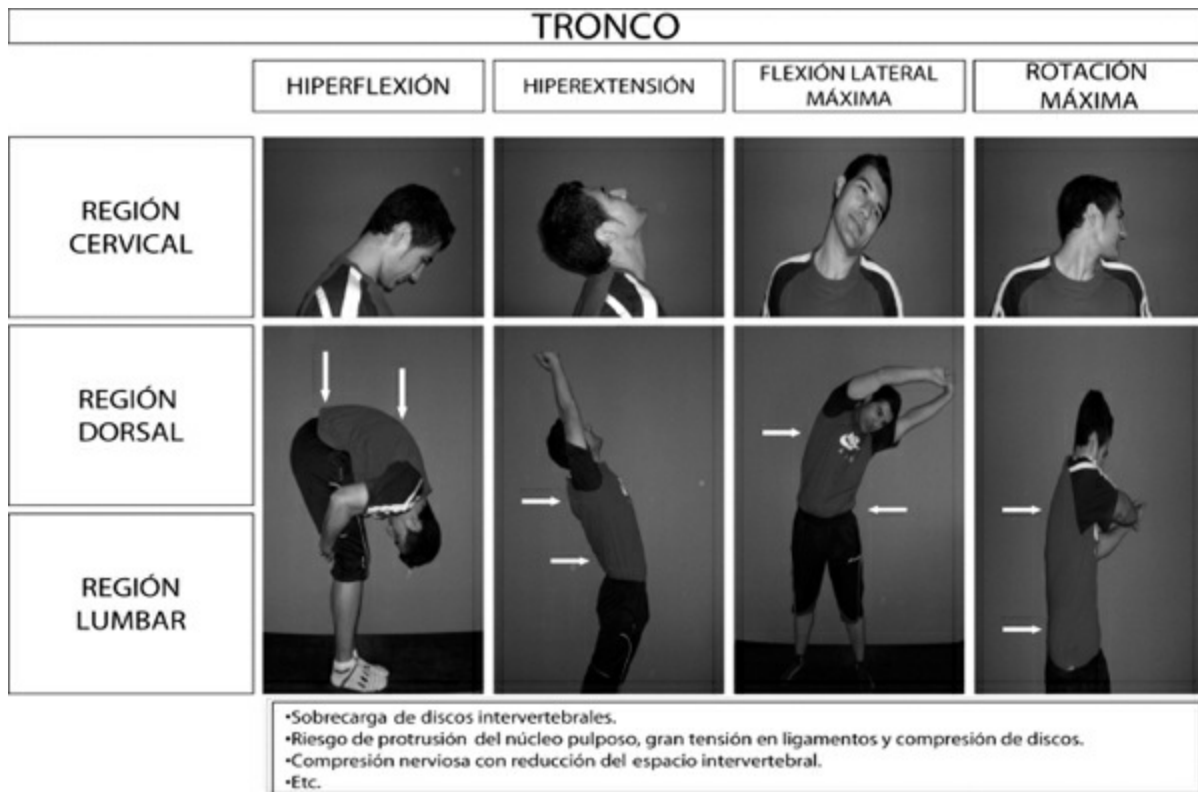


Figura 5. AAD en el raquis.




RODILLA		
HIPEREXTENSIÓN	HIPERFLEXIÓN	ROTACIÓN FORZADA
		
<ul style="list-style-type: none"> •Deformación de los ligamentos. •Tensión excesiva del ligamento lateral interno y cruzado anterior. •Etc. 	<ul style="list-style-type: none"> •Formación de condromalacia rotuliana. •Problemas capsulares. •Etc. 	<ul style="list-style-type: none"> •Sobrestiramiento ligamentario y capsular. •Problemas capsulares. •Etc.

Figura 6. AAD en la articulación de la rodilla.

COMBINACIÓN DE ACCIONES ARTICULARES		
HIPEREXTENSIÓN LUMBAR + ROTACIÓN TRONCO	HIPERFLEXIÓN LUMBAR + ROTACIÓN TRONCO	FLEXIÓN CADERA + FLEXIÓN TRONCO
		
		HIPEREXTENSIÓN COXOFEMORAL Y LUMBAR
		

Figura 7. Acciones combinadas que deben ser evitadas.

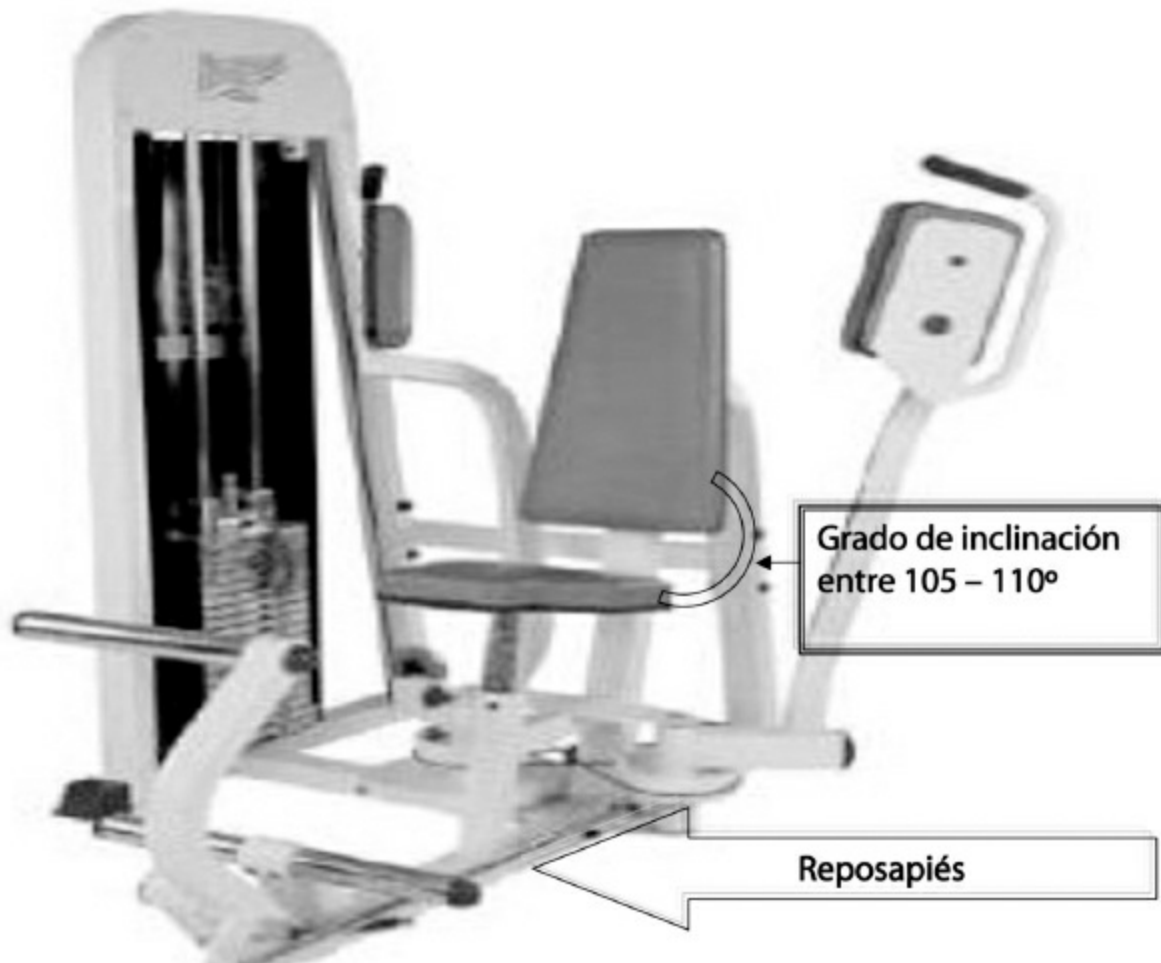


Figura 8. Aspectos a tener en cuenta al realizar ejercicios sentados.

2. Decúbito supino ([figura 9](#)). Procurar flexionar las caderas, favoreciendo la retroversión pélvica. Evitar cualquier movimiento que exija una flexión de tronco por encima de los 30°-40°. También hay que evitar sujetar los pies pues aumenta la curvatura lumbar. Esta situación se produce sobre todo al trabajar el recto abdominal.

PUNTO CLAVE

En la posición de sentado, sin respaldo y con la zona lumbar redondeada, los discos intervertebrales soportan más de 500 newton; ésta es una de las posturas de mayor presión intradiscal.

3. Decúbito prono ([figura 10](#)). Si la superficie es plana, resultará beneficioso para el sujeto colocar un apoyo, como puede ser una toalla enrollada, bajo la cresta ilíaca. De esta forma se evita que adopte una hiperextensión de columna. Por ejemplo, al trabajar los femorales en máquina.



Figura 9. Aspectos a tener en cuenta al realizar ejercicios en decúbito supino.



Figura 10. Aspectos a tener en cuenta al realizar ejercicios en decúbito prono.

Los movimientos deben realizarse en un solo plano. Así se reduce el riesgo de sufrir una lesión por atrapamiento nervioso (por ejemplo, en decúbito supino elevar el tronco más rotación). Además, si se considera el brazo de palanca, cuanto mayor sea éste, mayor será el momento de fuerza; esto puede imponer tensiones muy fuertes en ciertas estructuras anatómicas (ejemplo, elevación frontal con mancuernas y brazos extendidos). De forma genérica, a la hora de movilizar cargas será aconsejable:

- Mantener cierta tensión abdominal de forma que ayude a estabilizar la columna.
- Los pesos se recogerán o se dejarán en el suelo con la ayuda de las piernas y no doblando la espalda.
- No movilizar los pesos de forma asimétrica. Si el ejercicio lo requiere, se debe procurar apoyar el cuerpo y compensar con un peso similar en la otra mano.
- Reservar los movimientos explosivos a deportistas experimentados y

que los requieren para mejorar en su modalidad deportiva. El motivo es que conforme aumenta la velocidad de ejecución, también lo hace el riesgo de daño muscular.

- Mantener la cabeza en una posición neutra y evitar arquear la espalda.
- Finalmente, en cuanto a la respiración, a la hora de movilizar cargas resulta aconsejable inhalar aire durante muchos ejercicios antes de hacer un esfuerzo y exhalar durante éste sin aguantar la respiración. En cambio, en otros ejercicios, es importante aguantar un poco la respiración mientras se levanta la carga estando de pie, disponiéndose a espirar en cuanto disminuya el esfuerzo. El motivo es que al mantener la respiración (maniobra de Valsalva) se produce un incremento de la presión del abdomen que sirve de apoyo a la parte inferior de la columna. Ahora bien, cabe señalar que si se aguantara la respiración de forma excesiva (más de unos pocos segundos), el incremento que registraría la tensión arterial sería excesivo, seguido por una bajada repentina de ésta después de exhalar el aire, por lo que no es aconsejable para nadie, sobre todo para personas de tercera edad y con enfermedades cardiovasculares.

3. METODOLOGÍA DE EVALUACIÓN EN ERGONOMÍA

En el ámbito de la actividad física y el deporte, es escaso el instrumental y metodología elaborada específicamente para realizar de forma rigurosa un estudio ergonómico de seguridad y confort. Así pues, como se ha visto en apartados anteriores, resulta necesario aplicar y adaptar instrumentos y herramientas de otras áreas de conocimiento. Un ejemplo de ello es el cuestionario elaborado por Cabello y Cabra (2006) para evaluar la calidad de las instalaciones deportivas, formado por cuatro planillas de observación:

1. Las instalaciones deportivas exteriores: con 21 ítems.
2. Las instalaciones deportivas cubiertas: con 28 ítems
3. Los vestuarios de las instalaciones deportivas: con 20 ítems
4. Almacén y materiales: con 9 ítems.

Los ítems han sido formulados en términos positivos, referidos a aspectos que los autores consideran que deben estar presentes en toda instalación

deportiva.

Del mismo modo, existen una serie de aplicaciones para el análisis ergonómico de espacios laborales, o del hogar, que con sus correspondientes adaptaciones se pueden aplicar en el deporte. A continuación se citan algunos de ellos:

- OWAS (Ovako Working Posture Analysis System). Aplicación que permite recoger información postural (en campo o en laboratorio), a partir de filmaciones en vídeo.
- El método LEST. Tal vez una de las herramientas de análisis de las condiciones de trabajo más ampliamente difundidas. Está constituida por una guía para la observación sistemática de las condiciones de trabajo y por una serie de matrices que permiten cuantificar los diferentes factores considerados a través de indicadores e índices.

BIBLIOGRAFÍA

- Ahonen, J. (2001) *Kinesiología y anatomía aplicada a la actividad física*. Barcelona, Paidotribo.
- Cabello, E., Cabra, N. (2006) Evaluación de las instalaciones deportivas escolares desde el punto de vista de la salud. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 6 (23): 138-154.
- Dvorak, J., Junge, A. (2000) Football Injuries and Physical Symptoms. *The American Journal of Sports Medicine* 28:S.
- Dorado, C., Dorado, N., Sanchís, J. (2005) *Abdominales. Para un trabajo muscular abdominal más seguro y eficaz*. Barcelona, Paidotribo.
- García, G. (2002) *La ergonomía desde la visión sistémica*. Bogotá, Unibiblos, Universidad Nacional de Colombia.
- González, D. (2007) *Ergonomía y psicología*. FC Editorial.
- Lees, A., Nolan, L. (1998) The biomechanics of soccer: a review. *Journal of Sports Science*, 16(3): 211-34
- Saravia, M. H. (2006). *Ergonomía de concepción: Su aplicación al diseño y otros procesos proyectuales*. Bogotá, Pontificia Universidad Javeriana.
- Sherry, E., Wilson, S. F. (2002) *Manual Oxford de Medicina Deportiva*. Barcelona, Paidotribo.
- Siff, M.C., Verkhoshansky, Y. (2000). *Superentrenamiento*. Barcelona, Paidotribo.

PARA SABER MÁS

Atkinson, G., Reilly, T. (1995) *Sport, Leisure and Ergonomics*. Londres, E & FN SPON

López, P.A. (2001) *Ejercicios desaconsejados en la actividad física*. Detección y alternativas. Barcelona, INDE.

Reilly, T., Greeves, J. (2002) *Advances in sport, leisure and ergonomics*. New York, Routledge

The Ergonomics Society. www.ergonomics.org.uk/

BIOMECÁNICA APLICADA AL ALTO RENDIMIENTO: MÉTODO DE TRABAJO DEL CAR.

Balius X., Roig A., Ferrer V. y Borràs, X.
CAR Sant Cugat

RESUMEN

La biomecánica deportiva es una disciplina utilizada con la finalidad de ampliar el conocimiento científico que se posee de una cierta técnica, pero también puede ser vista como una herramienta a utilizar durante el entrenamiento para optimizar y mejorar el rendimiento deportivo.

El Centro de Alto Rendimiento de Sant Cugat del Vallès (CAR) dispone de las condiciones idóneas para integrar la biomecánica en el proceso de entrenamiento. Por un lado, cuenta con personal especializado en biomecánica y con el material necesario para realizar el trabajo. Por otro lado, coexiste con deportistas y entrenadores de diferentes federaciones que llevan a cabo su entrenamiento diario en las diversas instalaciones. Además interactúa con el resto de las ciencias del deporte y la medicina.

Para aplicar la biomecánica en el entrenamiento nos basamos en un modelo de análisis desarrollado por Knudson y Morrison (1997) sensiblemente adaptado a nuestras necesidades de trabajo. Este modelo se estructura en cinco fases: planificación, observación, procesado, análisis y diagnóstico e intervención. Es imprescindible contar con la colaboración de los entrenadores y deportistas, que participan de manera activa en la mayoría de las fases.

En este capítulo explicamos las diferentes fases del modelo, describimos cómo trabajamos de manera multidisciplinaria y detallamos algún caso práctico que realizamos de manera cotidiana en el Departamento de Biomecánica.

1. INTRODUCCIÓN

El aprendizaje de la técnica es un proceso complejo. Cada deportista tiene

unas características individuales e intenta reproducir unas pautas técnicas para adaptarlas a sus peculiaridades. Además, el carácter cíclico de algunos deportes, por ejemplo la natación, puede convertirse en un arma de doble filo. Por un lado, la posibilidad de ensayar múltiples veces un mismo gesto facilita su automatización, observación, evaluación, análisis y corrección. Por otro lado, la repetición de un gesto realizado incorrectamente podría generar un hábito muy difícil de corregir (vicios técnicos).

La información que recibe el deportista durante el entrenamiento técnico es doble: las sensaciones que tiene de lo que cree que está realizando y las consignas que le da el entrenador. La concordancia entre ambos tipos de información no siempre se consigue y ralentiza el proceso de entrenamiento técnico. Puede ocurrir que el atleta interprete erróneamente el gesto que realiza, ya que la percepción motriz y el esquema corporal que cada uno tiene no siempre se corresponde con la realidad. Además, la sensación que se obtiene tras modificar ligeramente el gesto técnico es muy diferente a la original y puede generar confusión. Un ligero cambio puede percibirse como muy exagerado.

Cuando se da una instrucción para modificar la técnica y el deportista no consigue realizarla a pesar de hacer un gran esfuerzo para lograrlo, la percepción de incapacidad aumenta considerablemente. Es más, si cree que ha mejorado y la información externa le contradice, la implicación en seguir esforzándose en ese objetivo no será igual que si es consciente de su déficit.

La mejora de la técnica viene determinada por la motivación que tiene el atleta por esforzarse para conseguir ese cambio técnico, por la toma de conciencia de lo que se está realizando, por las modificaciones que se proponen y por el resultado al que se llegará.

De forma parecida, si comprende las consecuencias que tienen las modificaciones técnicas de su estilo sobre el rendimiento deportivo, entenderá mejor el proceso de aprendizaje y favorecerá la adaptabilidad a los cambios técnicos. Es decir, relacionará “lo que siente” con “lo que hace” y “el resultado de lo que hace”.

La biomecánica, como disciplina que estudia y analiza el movimiento, ayuda a unificar la información que da el entrenador y la que percibe el deportista. Además, permite trabajar en el conocimiento de su esquema corporal y romper con los mecanismos automatizados que pueden ser perjudiciales para su rendimiento y salud deportiva.

La integración de múltiples ciencias aplicadas al deporte permite un

mayor control sobre las diferentes variables que aparecen durante el entrenamiento. Un equipo multidisciplinario integrado está compuesto por profesionales de diferentes ámbitos, cada uno de los cuales conoce el trabajo y las funciones del resto, y hay que respetar que cada especialista tenga bajo su responsabilidad aquello que más le compete. Además, los diferentes colaboradores necesitan del trabajo del otro para realizar el suyo, y la actuación se produce simultáneamente y para un objetivo conjunto.

El entrenador es la figura principal para que el método presentado se pueda llevar a cabo. Él tiene que entender el entrenamiento como un proceso que se enriquece de las ciencias aplicadas al deporte. Como responsable del grupo y de la planificación, coordina el grupo de colaboradores que tiene a su disposición, estructura las sesiones de trabajo y programa tareas de enseñanza-aprendizaje para corregir y mejorar la técnica deportiva. Es la persona que durante más tiempo está en contacto con los nadadores deportistas y por tanto es quien tiene mayor incidencia y posibilidad para intervenir en el proceso.

El biomecánico tiene entre sus responsabilidades proporcionar algunos de los instrumentos de registro e intervención, evaluar la consecución de los indicadores mecánicos propuestos, cuantificar los parámetros físico-mecánicos y, en algunas sesiones, intervenir durante el entrenamiento dando consignas técnicas en forma de aclaración y recordatorio.

El especialista en psicología es responsable del registro de sensaciones para cada una de las correcciones durante los ejercicios propuestos, utilizando los indicadores mecánicos de ejecución como claves atencionales para facilitar la concentración en el entrenamiento. Paralelamente, y en algunos deportes, se encarga de confeccionar los planes de competición, en los que se utilizarán las pautas trabajadas en el entrenamiento para su aplicación el día de la competición, y de esta forma asegurar que el nivel de concentración del deportista es acorde a la exigencia de la competición.

El deportista es considerado como parte del equipo, es el ejecutor. Se le debe incentivar para que participe en la observación y en la intervención. Si no está convencido de la utilidad de esta metodología, ni de acuerdo con las modificaciones técnicas que debe realizar, no podremos esperar ningún tipo de cambio pues la implicación será mínima. Deberá pactarse con él las modificaciones técnicas que se le proponen para que las asimile como propias, y deberá comprender las mejoras de rendimiento que se esperan con las modificaciones técnicas que se pretenden. En definitiva, se le tendrá que

justificar la mayor implicación y esfuerzo que se espera de él.

PUNTO CLAVE

La percepción de la técnica realizada por el deportista, junto a una actitud positiva por querer entender y querer aprender nuevas técnicas o nuevas adaptaciones de una ya existente, son fundamentales para la consolidación de la misma.

2. EXPLICACIÓN DEL MÉTODO DE TRABAJO

La biomecánica aplicada no solamente se responsabiliza de la descripción y explicación de la manera más idónea de realizar una técnica deportiva, sino que además debe poner a disposición del deportista los principios teóricos y sistemas propios de la biomecánica para el aprendizaje y consolidación de esta técnica.

El *feedback* es una de las metodologías básicas en la corrección y aprendizaje de la técnica deportiva. Mediante esta metodología, el entrenador o el biomecánico informan al deportista sobre la realización del gesto para que éste, todavía con la percepción del gesto realizado, interiorice mejor la corrección del gesto.

Cualquier aplicación de la metodología del *feedback* requiere de un análisis estructurado del gesto técnico o estrategia observacional por parte del entrenador o del biomecánico, con el fin de inter-venir con eficacia en el entrenamiento de la técnica.

La idea que un entrenador tiene de una cierta técnica es la que contrastará con el gesto real realizado por el deportista, tras el cual detectará errores y recomendará correcciones. A pesar de que esta práctica es la más extendida entre los entrenadores, la habilidad en la interpretación del gesto, junto a un criterio científico, apoyado o no en las mediciones biomecánicas necesarias, determinará el éxito en la consecución de los objetivos.

Para evitar el azar en el análisis de la técnica, Knudson y Morrison (1997) proponen una estrategia observacional basada en cuatro puntos (planificación, observación, análisis y diagnóstico e intervención). En la biomecánica aplicada, según nuestra experiencia, el “procesado” de la observación realizada, especialmente si conlleva tiempo, puede determinar el tipo de intervención a realizar, por lo que lo incluimos como una quinta fase a

tener en cuenta en la estrategia del análisis de la técnica. De esta manera, las cinco fases que determinan la estrategia observacional en el entrenamiento de la técnica son (figura 1): planificación, observación, procesado, análisis, diagnóstico e intervención.

PUNTO CLAVE

La Biomecánica deportiva aplicada describe y explica la técnica deportiva desde el punto de vista de la física mecánica y pone a disposición del deportista los sistemas que le son propios para el aprendizaje y consolidación de la técnica.

2.1. Planificación

Es la fase de obtención de información relacionada con la práctica deportiva, en nuestro caso principalmente con la técnica deportiva. Los dos focos principales de obtención de esta información serán la propia experiencia del entrenador y la información publicada en ciencias del deporte. De estas fuentes de información, utilizaremos los valores más determinantes para la ejecución correcta del gesto (*indicadores mecánicos*).

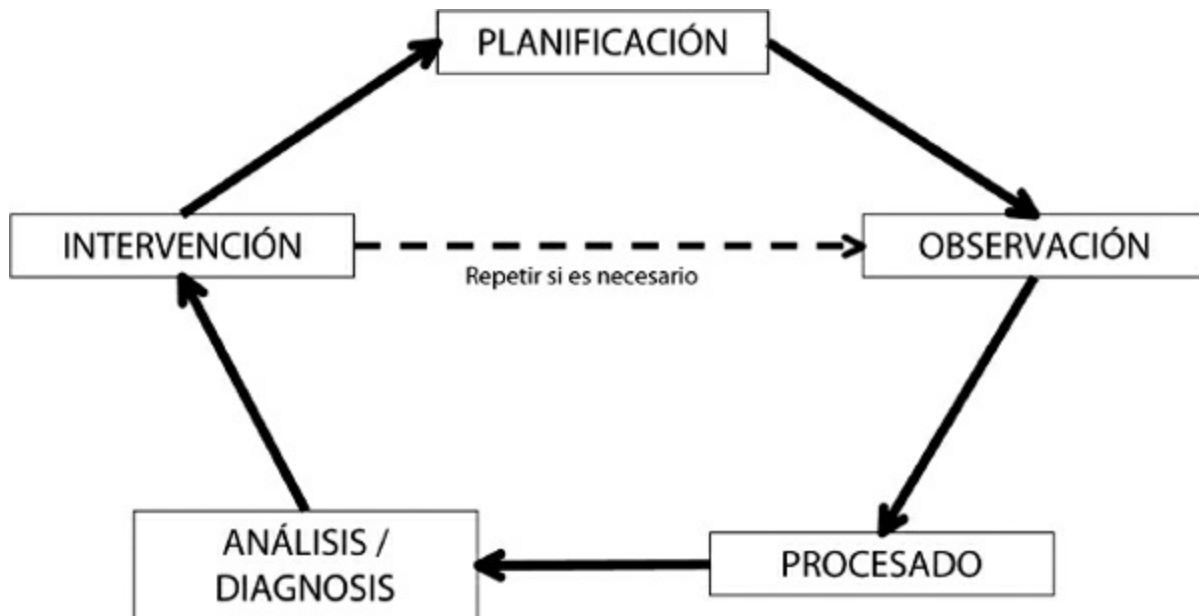


Figura 1. Modelo de la estrategia observacional. (Adaptado de Knudson y Morrison, 1997.)

Los objetivos perseguidos son: unificar las líneas de trabajo de cada disciplina, determinar los indicadores mecánicos de ejecución, confeccionar las herramientas de observación e intervención a utilizar y protocolizar criterios sobre la aplicación del método.

Para saber más

Actualmente Internet es una fuente inagotable de información sin necesidad de salir de nuestra casa o despacho. Nos permitimos aquí informar sobre los beneficios de los buscadores genéricos de la red (p.e. Google Académico), o los buscadores especializados como SportDiscus (EBSCO Host) y Pubmed <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?db=Pub-Med>. También la página Coaches' Infoservice <http://www.coachesinfo.com/index.php>, publicado con el apoyo de la Universidad de Edimburgo y la ISBS.

2.2. Observación

Es la fase de obtención de información, datos o indicadores mecánicos referentes a la ejecución de la técnica deportiva. En función de los parámetros cualitativos u objetivos obtenidos de la experiencia o de la ciencia, se utilizan los métodos más eficaces para obtener información fidedigna de la ejecución del gesto técnico. La obtención de esta información podrá ser visual, desde propiamente la simple observación hasta la captura del movimiento con sistemas digitales, pero también sonora o cinestésica.

Con el fin de evitar que la observación se realice sin criterio, podemos seguir las siguientes pautas propuestas por Knudson y Morrison (1997):

- Establecer prioridades en la propia ejecución del gesto (normalmente según los indicadores mecánicos).
- Controlar las herramientas de apoyo a la observación tanto de manera lógica (p. ej., puntos de vista) como tecnológicamente adecuada (p. ej., obturación y frecuencia de la videografía).

2.2.1. Instrumental de medida

Existen varios instrumentos de medida en el mercado que permiten realizar un análisis biomecánico; no obstante, en este apartado se detallarán

aquellos instrumentos que posteriormente se utilizan en los ejemplos prácticos.

No todos los instrumentos se utilizan de igual manera, sino que con unos se debe realizar más cantidad de procesado que con otros, alargando de esta manera el trabajo y el tiempo que transcurre entre la ejecución del elemento técnico y la corrección posterior.

3D

Es un sistema de análisis videográfico fotogramétrico para el análisis tridimensional del movimiento deportivo (Vicon Motus) (figura 2). Permite la reconstrucción de modelos 3D para la visualización del gesto estudiado de manera virtual. Requiere una cantidad de procesado importante, pues es necesario definir el modelo a analizar y digitalizar este modelo fotograma por fotograma, para aquellos análisis realizados en competición. Si el deporte lo permite, en entrenamiento pueden ser utilizados también los sistemas ópticos de análisis 3D. Estos sistemas requieren que el deportista lleve adosados unos marcadores especiales que faciliten la digitalización de manera automática, pero permiten la obtención de resultados en cuestión de segundos o pocos minutos (Vicon, CODA, STT).

2D

Es un sistema de análisis videográfico para el análisis del movimiento deportivo en un plano de acción (cámaras convencionales). En la fase de planificación se debe escoger el punto de vista apropiado para la correcta observación (lateral, frontal y cenital) (figura 3). Es posible mezclar imágenes para facilitar la posterior revisión de los registros. Para ello, necesitaremos una mezcladora. El procesado de las imágenes se debe efectuar mediante un *software* informático específico (TCD2008 SportSupport; Vicon Motus), y su duración va a depender de si estamos realizando un análisis cualitativo o cuantitativo y, en este caso, de los valores que se deben digitalizar.

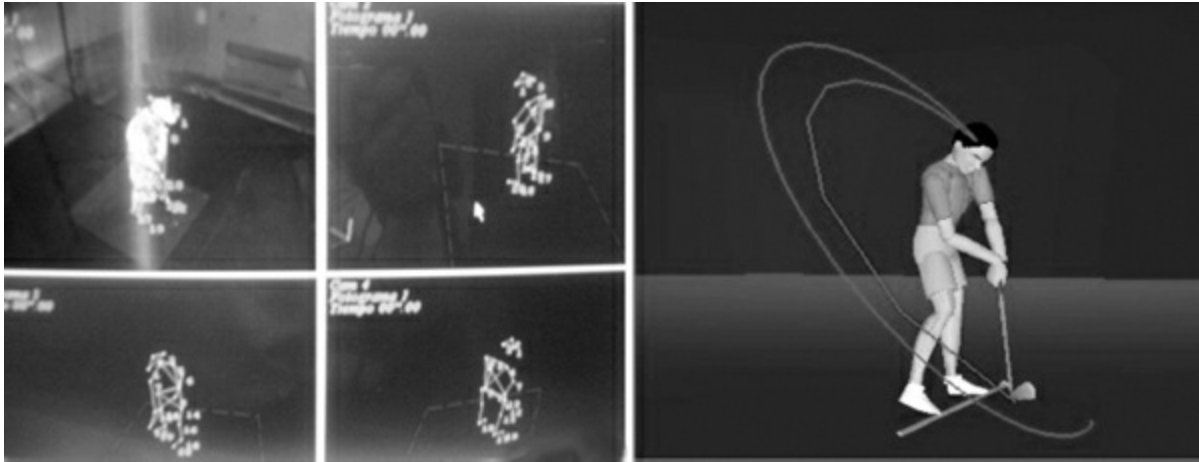


Figura 2. Análisis 3D. Digitalización automática del swing de golf.

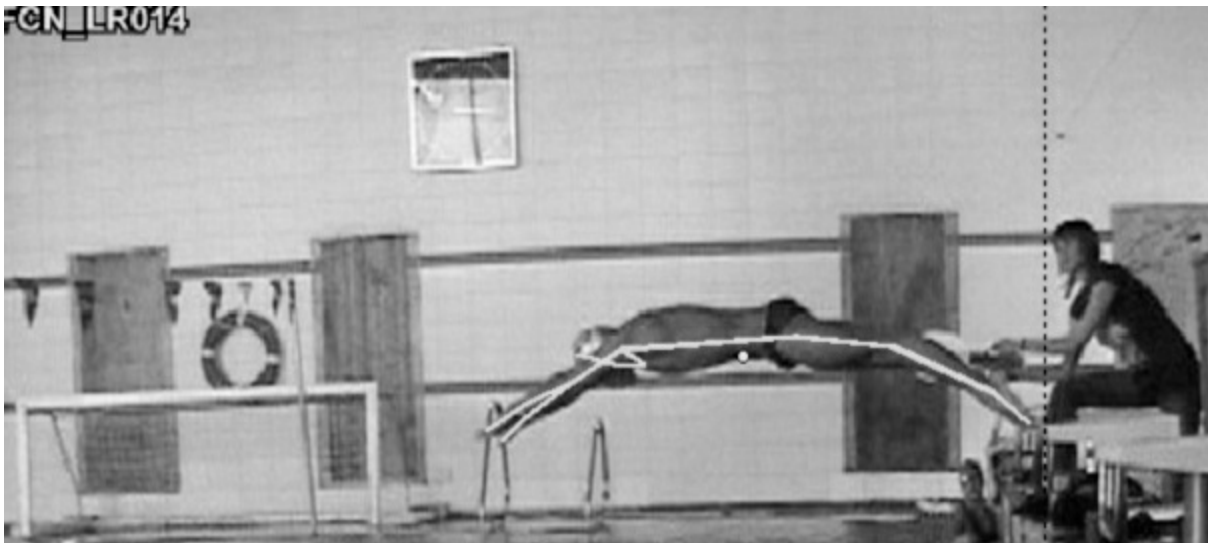


Figura 3. Análisis 2D. Cálculo del centro de masas en una salida de natación.

Velocímetro

Es un sistema de medida de la velocidad que utiliza la tecnología del encoder lineal (Sistema CAR). Cuando se tracciona del encoder, se genera una señal analógica (voltaje) en el velocímetro (figura 4). Este voltaje es digitalizado por una tarjeta conversora y enviada al ordenador.

El *software* TCD2008 (SportSupport) permite mostrar las curvas de velocidad obtenidas y realizar algunos cálculos indirectos. Las curvas obtenidas son sincronizadas con la imagen de vídeo para facilitar el análisis: se evidencia el efecto (rendimiento) producido en un determinado gesto y se

consigue establecer una relación causa-efecto entre lo realizado (gesto) y su resultado (velocidad).

Plataforma de fuerzas

Es un sistema dinamométrico de medida de las fuerzas transversales, mediolaterales y anteroposteriores realizadas sobre su superficie (Kistler) (figura 5). Con el *software* específico de cada plataforma es posible hacer una gráfica de la curva de cada una de las fuerzas, así como obtener su magnitud y otros parámetros indirectos, como el desplazamiento del centro de masas, la velocidad, potencia...

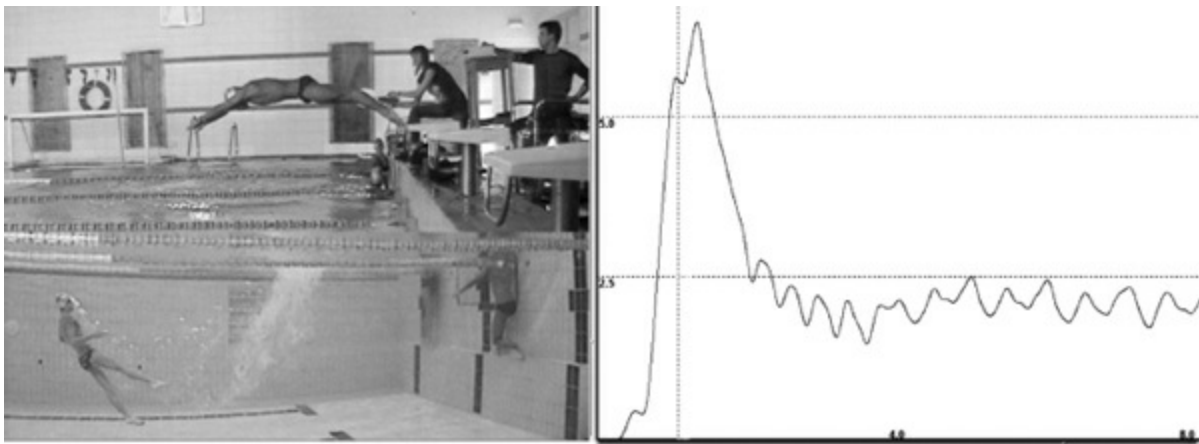


Figura 4. Curva de velocidad registrada mediante velocímetro. Su visualización junto el elemento técnico realizado permite una mejor comprensión de la velocidad.

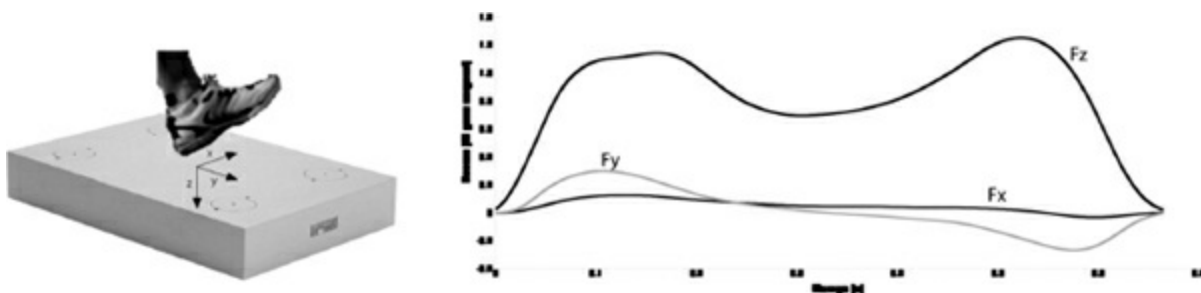


Figura 5. Curva resultante de un paso registrada mediante plataforma de fuerzas.

2.3. Procesado

Entendemos como procesado el tratamiento de la información obtenida

mediante los diferentes instrumentos.

Esta información se puede procesar de forma cualitativa, cuando se observa el gesto técnico en videografía o se analizan las curvas de velocidad o fuerza sin la necesidad de disponer de valores numéricos, o bien se puede realizar un procesamiento cuantitativo del movimiento, donde se obtienen resultados numéricos de las variables mecánicas que más identifican el movimiento deportivo.

En función de la decisión que hayamos tomado sobre la elección de las herramientas de observación (videografía 2D, acelerometría, plataformas de fuerza, sensores inerciales, observación, ...) y de la cantidad de variables mecánicas, el tiempo que tardemos en obtener los resultados determinará que podamos pasar a las siguientes fases con más o menos celeridad. En algunos casos podremos intervenir inmediatamente tras la ejecución del gesto, que sería la situación deseable, pero en otros casos, como por ejemplo cuando utilizamos sistemas de análisis fotogramétricos (3D) manuales, el tiempo de procesamiento puede obligarnos a no poder intervenir, es decir, interactuar con los resultados y los deportistas, hasta pasados unos días.

2.4. Análisis / diagnóstico

Dos tareas se juntan en una sola en la estrategia de análisis. Por un lado y tras la obtención de información a través de la observación, se analizarán los resultados para establecer los puntos fuertes y débiles de la ejecución de la técnica. Por otro lado deberemos identificar las causas responsables de los mencionados puntos fuertes y débiles. Probablemente sean estas dos tareas las más complejas de llevar a cabo dada la 'naturaleza multifactorial del movimiento humano que requiere la integración de los conocimientos de las ciencias y de la experiencia' (Knudson y Morrison, 1997).

2.5. Intervención

Es la fase de información al deportista sobre los resultados obtenidos en la observación y de corrección del gesto según los principios del *feedback*. En el terreno que nos ocupa, el entrenamiento de la técnica, el *feedback* es una de las herramientas de trabajo imprescindibles para el aprendizaje y consolidación de la técnica. Es precisamente aquí donde el contenido y sistemas de la biomecánica son útiles e imprescindibles para la mejora de la

misma. La correcta administración de la información al deportista será determinante en el avance hacia la mejor opción técnica.

PUNTO CLAVE

El modelo de análisis biomecánico del Departamento de Biomecánica del CAR se basa en el protocolo descrito por Knudson y Morrison (1997) mediante una propuesta de estrategia observacional basada en cinco puntos (planificación, observación, procesado, análisis y diagnóstico, e intervención).

2.5.1. Principios básicos del feedback

Según Knudson y Morrison (1997), la transmisión de información al deportista sobre la propia realización de una acción ‘refuerza las acciones correctas, motiva y guía al ejecutor hacia una técnica más apropiada’.

Por otro lado, Pérez (1982), justificando el uso del vídeo como herramienta de retroinformación (*feedback*), opina que ‘si enfrentamos al deportista a su propia imagen, lo inducimos a atribuirse más disposiciones personales’ alejándose de las excusas y adoptando una opinión sobre su propia responsabilidad, facilitando la comunicación entre el deportista y entrenador. Ives et al. (2002) añaden refiriéndose al vídeo, en especial al vídeo digital, que es en la actualidad la ‘herramienta más apropiada para el entrenamiento motor perceptivo’.

La función positiva del *feedback* en el aprendizaje de la técnica no es puesta en duda por ninguno de los autores consultados; ahora bien, la elección de la técnica de aplicación de *feedback*, con el apoyo de la herramienta adecuada para aportar la información necesaria, debe ser escogida con total conocimiento de causa.

La aplicación de *feedback* debe seguir unos principios básicos:

- Utilizar aproximaciones diversas de *feedback*. Seguramente la forma de *feedback* más común es la que mencionábamos sobre la idea que un entrenador tiene sobre una cierta técnica que contrastará con la visualización del gesto que realice su deportista, transmitiéndole inmediatamente después de realizada la acción, o a veces en el mismo instante, la información sobre la misma. Otra técnica es la denominada

‘sandwich’, que divide el *feedback* entre dos tipos de refuerzo (reprobación o alabanza) tras una ejecución correcta. Más formas de *feedback* son la ‘sobrecompensación’ o ‘exageración’, la comparación con modelos (campeones o compañeros), la modificación de la tarea o el entorno, el ‘guiado manual’ que refuerza principalmente la percepción y el ‘acondicionamiento’ físico.

- Insistimos en este apartado en que la pieza fundamental en el proceso de *feedback* es la percepción, imprescindible para que el deportista interiorice el gesto, pero también objetivo a conseguir en la preparación y ejecución de la estrategia de entrenamiento.
- El *feedback* sobre el propio movimiento realizado (conocimiento de la acción) funcionará mejor que sobre el conocimiento del resultado. Es decir, por ejemplo en golf, es mejor conocer cómo se ha realizado el gesto en un análisis 3D automático que basar la corrección en cómo y dónde fue enviada la bola.
- Utilizar palabras o frases clave. No es ningún descubrimiento decir que la comunicación es clave entre entrenador y deportista en el trabajo de técnica, pero sí es importante tener en cuenta que la concreción es imprescindible. El entrenador, o el biomecánico del deporte, a partir de los indicadores mecánicos que le han ayudado a reconocer los aciertos y errores de la acción del deportista, dispone de los elementos precisos de comunicación para evitar lo que Knudson describe como ‘parálisis por análisis’, es decir, para evitar dar demasiadas consignas, llegando algunas veces a ‘bloquearlo’. Los psicólogos del deporte, que denominan a los indicadores mecánicos ‘claves atencionales’, nos han recomendado siempre utilizar una única consigna a la hora de establecer en qué tiene que concentrarse un deportista para corregir una acción. El arte de esta decisión radica en escoger aquella clave o indicador más relevante de la acción deportiva.
- Minimizar el tiempo entre la ejecución y el *feedback*. El biomecánico del deporte tiene que procurar facilitar la información acerca de la técnica con la mayor celeridad posible. En realidad, una de las mejores herramientas de entrenamiento de la técnica es la que, de la manera más objetiva posible, corrige el gesto en el momento en que éste se está produciendo. Esto es, a partir de unos parámetros preestablecidos de control del movimiento, a medida que éste se realiza se corrige

mediante un *feedback* auditivo. A este método lo denominamos *biofeedback*.

PUNTO CLAVE

En la intervención para el entrenamiento de la técnica, los principios básicos del *feedback* son: la utilización de estrategias diversas, la utilización de palabras clave y la minimización del tiempo entre la ejecución y la corrección.

3. EJEMPLOS PRÁCTICOS

3.1. Natación

3.1.1. *Objetivo*

El objetivo perseguido es que los técnicos orienten sus entrenamientos, en igual medida, a la reducción de las fuerzas de frenado y a la generación de fuerzas propulsivas, ya que la velocidad del nadador será el resultado de la combinación de ambos.

3.1.2. *Integrantes del equipo multidisciplinario*

Entrenadores: Luí́s Rodŕguez Adalia (FCN) y Jaume Marće Gil (FEDC); psićlogo: Eduardo Amblar Burgos; biomećnicos: Andreu Roig Toḿs y Xantal Borŕs Boix.

3.1.3. *Planificacíon*

Entre las cualidades ḿs importantes que debe tener un nadador se incluye la de ser capaz de desplazarse por el agua ofreciendo la ḿnima resistencia. En el avance del nadador por el medio ĺquido, ocupa el lugar del agua que desaloja, producíndose la resistencia hidrodińmica que act́ua en la misma direccíon pero en sentido contrario.

Una t́cnića adecuada en las fases de nado subacútico debe implicar y

combinar la capacidad de propulsarse en el agua y la de reducir al mínimo las fuerzas de frenado. Disminuir la resistencia permite el aprovechamiento de las propulsiones que genera. Ambas cualidades coexisten cuando un nadador se desplaza por el agua y deben optimizarse para obtener la mayor velocidad de desplazamiento posible.

En las fases de deslizamiento puro que se realizan durante la salida o viraje, el nadador intenta conservar la velocidad que obtiene al empujarse en el podium durante la salida o en la pared durante el viraje, puesto que los picos de velocidad que se producen en esos instantes son los más elevados de toda la carrera.

Existen múltiples factores que condicionan la capacidad de deslizamiento de un cuerpo dentro del agua. Uno de ellos, la densidad del fluido (agua), no es controlable por el nadador y es igual para todos los participantes. Otros, como el área frontal del nadador, la fricción de la piel y bañador sobre el agua o la forma de su cuerpo, sí pueden ser modificados y deben ser trabajados durante los entrenamientos. Un cuerpo más longuilíneo, alineado en la misma dirección en la que se desplaza por el agua, ofrecerá menor resistencia.

Los nuevos bañadores alteran ligeramente los parámetros que potencian el deslizamiento del nadador, modificando la flotación y alineación, disminuyendo la fricción sobre el agua por la ausencia de costuras, usando nuevos tejidos que minimizan la generación de turbulencias y estilizando la forma del nadador porque comprimen ligeramente su cuerpo.

Es importante conocer que cuanto mayor sea la velocidad del nadador, más grande será la resistencia que deberá vencer. En consecuencia, en aquellas fases en que la velocidad es más elevada, el nadador debe poner mucha atención en reducir, en lo posible, las fuerzas de frenado.

Disminuir la resistencia es una de las formas más rápidas de mejorar el rendimiento y de las más eficientes para reducir el gasto energético. Es por esta razón que nos propusimos valorar y optimizar la capacidad de deslizamiento del nadador en el agua.

El test de deslizamiento o *Gliding test* propuesto es una adaptación al desarrollado por Klauck y Daniel (1976), y evalúa simultáneamente dos aspectos: la velocidad máxima que es capaz de generar el nadador tras impulsarse en la pared y la resistencia hidrodinámica pasiva al deslizar su propio cuerpo dentro del agua.

La dificultad, o imposibilidad, de acceso al material necesario para llevar a cabo el *Gliding test* no debe significar una limitación para su entrenamiento

e intento de mejorar esta capacidad.

3.1.4. Observación

Se disponen 3 cámaras subacuáticas sobre el borde de la piscina a una distancia de 2 metros entre ellas. La distancia entre la pared y la primera cámara dependerá de la altura del nadador y será equivalente a la existente entre la cabeza del nadador y la pared cuando ha finalizado el empuje y los pies se han separado de la pared. Por ejemplo, si situamos la primera cámara a la distancia de 1,90 m de la pared, las siguientes irán a 3,90 m y 5,90 m. A esas mismas distancias y sobre la 2ª corchera se colocan las 3 boyas de señalización (figura 6).

El nadador debe empujarse en la pared y se deslizará durante más de 6 metros con la posición más hidrodinámica posible y sin propulsión alguna. Se realizarán un mínimo de 2 intentos en posición ventral y 2 intentos más en posición dorsal si su estilo principal es espalda (figura 7).

Adicionalmente, el nadador hará un viraje 10 metros antes de la pared y se deslizará después del empuje, de la misma forma que los intentos anteriores. Esta variante permite saber si, a consecuencia de introducir la aproximación y el volteo, aumentando la complejidad del gesto pero acercándolo a lo que el nadador realiza en competición, el empuje o deslizamiento en la pared se ven alterados.

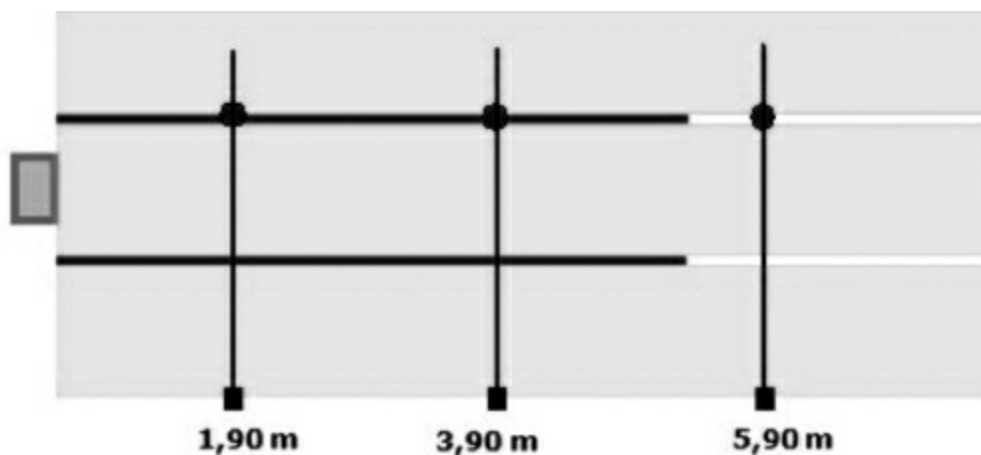


Figura 6. Esquema de la posición de las cámaras durante el test de deslizamiento

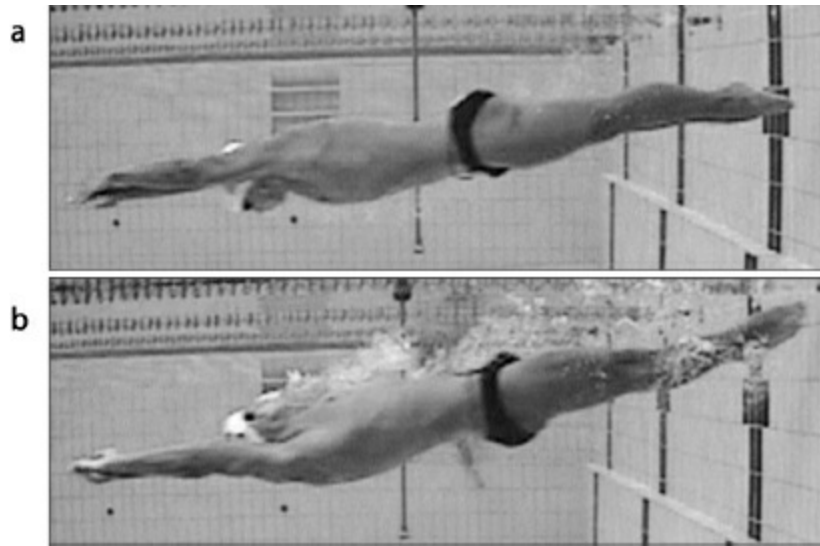


Figura 7. Deslizamiento durante el "Gliding test". (a) Posición ventral, (b) posición dorsal.

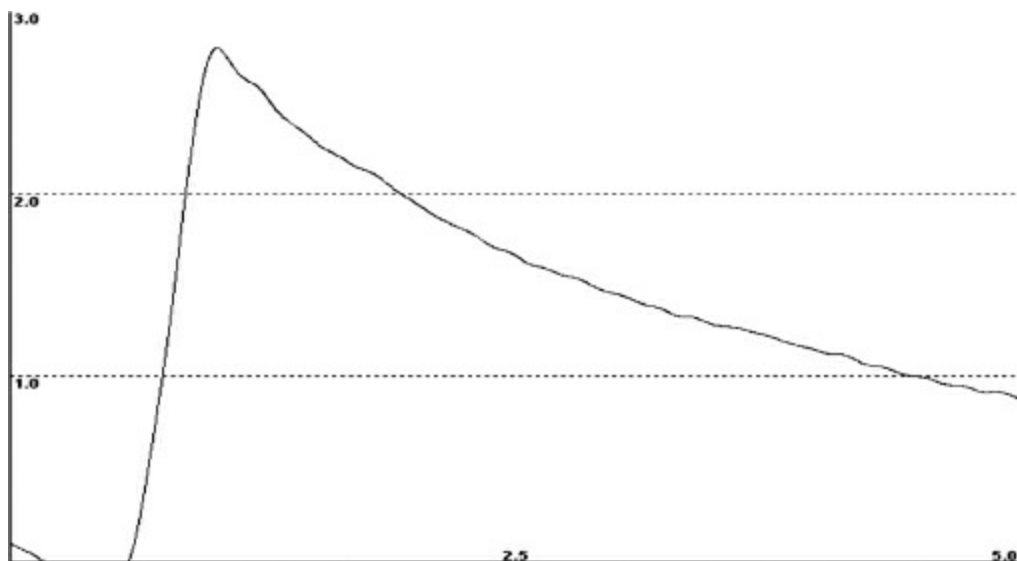


Figura 8. Registro de velocidad durante el test de deslizamiento.

En los dos primeros intentos (y dos más si es espaldista), se recoge la señal del velocímetro intraciclo. Este dispositivo, sujeto al nadador mediante un cinturón, registra la velocidad instantánea durante el ejercicio.

La representación gráfica de los valores de velocidad ([figura 8](#)) permite conocer la velocidad máxima obtenida tras el empuje y la desaceleración progresiva del nadador.

3.1.5. Procesado

A partir de las imágenes de vídeo, podremos:

- Visionar las imágenes y revisar la técnica empleada durante la impulsión inicial contra la pared y el deslizamiento.
- Cálculo de parámetros técnicos. Cálculo del tiempo de paso por cada boya y el transcurrido entre ellas (el tiempo requerido para recorrer los 2 metros existentes entre 2 boyas) (figura 9).

A partir de los valores de la gráfica de velocidad, se calculan los siguientes parámetros:

- $V_{\text{máx}}$ = velocidad máxima. La velocidad obtenida en la separación de la pared será el resultado de aplicar la máxima potencia durante el empuje en la pared y de la correcta colocación de brazos, cabeza y tronco, para reducir las fuerzas de frenado.
- SL 2" = distancia recorrida durante los dos segundos posteriores al empuje en la pared.
- Gc 2" = coeficiente de resistencia al deslizamiento:

Ecuación 1

$$Gc = \frac{2}{dt} \cdot \left(\frac{1}{V_{\text{final}}} - \frac{1}{V_{\text{inicial}}} \right)$$

Donde:

dT = 2 segundos

V_{inicial} = velocidad máxima obtenida tras el empuje en la pared.

V_{final} = velocidad obtenida transcurridos dos segundos desde la vinicial.

3.1.6. Análisis / diagnóstico

Se presenta un informe individualizado y grupal que contiene una descripción de los errores técnicos observados en las imágenes de vídeo y relacionados con los valores obtenidos en las curvas de velocidad (figura 10). También se obtiene una representación gráfica del coeficiente de deslizamiento y del tiempo transcurrido entre cada dos balizas (figura 11).

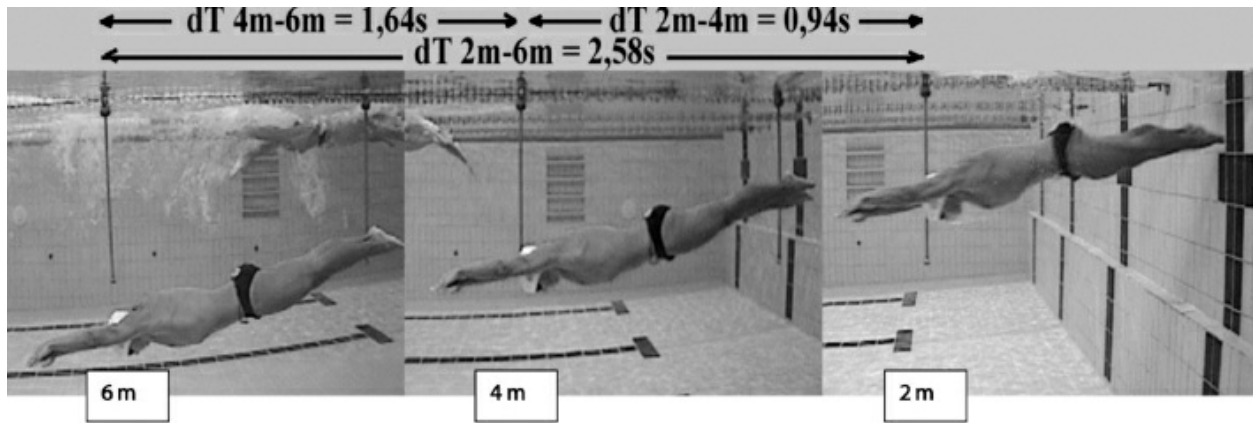


Figura 9. Fotogramas donde se digitaliza el tiempo de paso por cada boya.

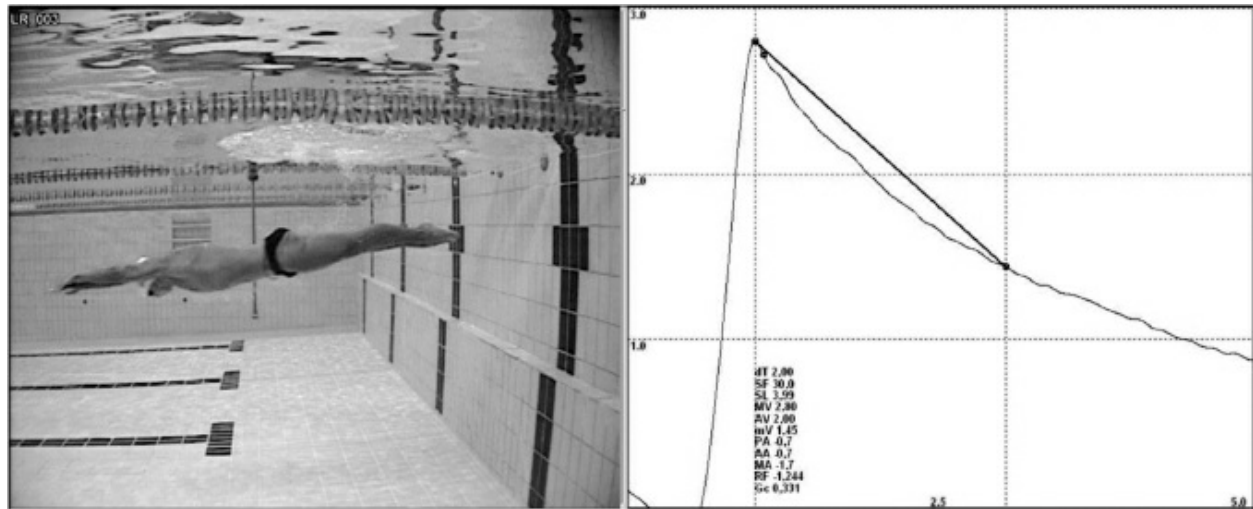


Figura 10. Imagen del Gliding test presente en el informe.

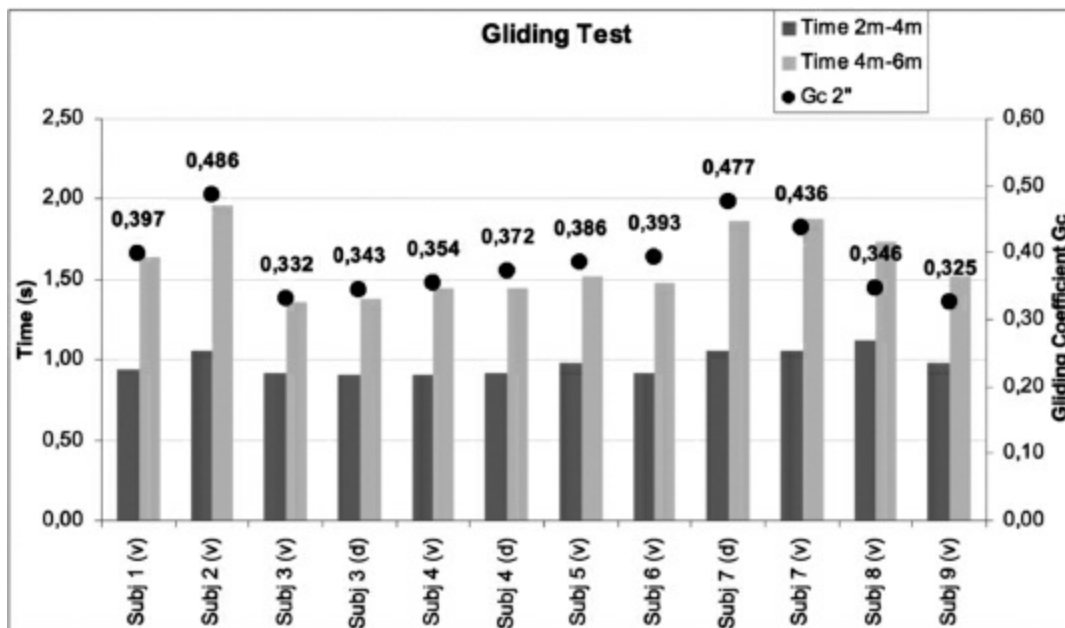


Figura 11. Representación gráfica del coeficiente de deslizamiento y del tiempo transcurrido entre cada dos balizas.

3.1.7. Intervención

La intervención consiste en una propuesta de entrenamiento para la optimización del deslizamiento subacuático en natación.

La integración de múltiples ciencias aplicadas al deporte (entrenador, biomecánico, psicólogo, ...) durante el proceso de aprendizaje permite un mayor control sobre las diferentes variables que aparecen durante el entrenamiento.

El entrenador que incluye entre sus objetivos de trabajo el deslizamiento subacuático deberá intentar realizar un test previo y otro al finalizar el período de entrenamiento. De esta forma podrá valorar el nivel de partida de sus nadadores, estimar el número de sesiones que va a dedicar a este objetivo y cuantificar las mejoras obtenidas tras el período de entrenamiento.

Es recomendable establecer una sesión de trabajo específico semanal, aunque ello no implique que sea el único objetivo de esa sesión. Durante el resto de sesiones de este período, el entrenador deberá exigir que sus nadadores pongan atención al deslizamiento durante las salidas y virajes que realicen e ir corrigiendo su técnica.

La información que recibe el nadador durante el entrenamiento técnico es doble: las sensaciones que tiene en el agua de lo que cree que está realizando

y la consigna que le da el entrenador.

Como recurso a la correcciones técnicas que transmite el entrenador verbalmente durante los entrenamientos, puede optarse por el visionado de imágenes de vídeo del propio nadador realizando el deslizamiento subacuático durante la sesión de entrenamiento. Resulta muy esclarecedor y le permite ir realizando modificaciones en los siguientes intentos.

Puede ocurrir que el nadador interprete erróneamente lo que realiza durante el nado, ya que la percepción motriz y el esquema corporal que cada uno tiene no siempre se corresponde con la realidad. Si comprende las consecuencias que tienen las modificaciones de su técnica de deslizamiento sobre su velocidad intraciclo (rendimiento deportivo), también entenderá mejor el proceso de aprendizaje. Es decir, relacionará “lo que siente” con “lo que hace” y “el resultado de lo que hace”.

PUNTO CLAVE

El objetivo perseguido en la intervención es la reducción de las fuerzas de frenado y la generación de fuerzas propulsivas.

Propuesta de ejercicios dentro del agua

El entrenamiento “por contrastes” facilita la toma de conciencia del nadador respecto de su posición durante el deslizamiento. Tiene que exigirse un empuje máximo en la pared en todos los intentos, para que las condiciones sean uniformes y poder sentir el correcto, o incorrecto, deslizamiento a través del agua. En los ejercicios de “contraste” se propone la exageración de una posición y luego la opuesta. Por ejemplo:

- Ejercicio 1. Deslizarse tras el empuje en la pared con los tobillos flexionados ([figura 12a](#)) y a continuación con los tobillos completamente extendidos ([figura 12b](#)). El nadador será fácilmente capaz de distinguir la dificultad o facilidad para el avance que representa una u otra disposición de tobillos.
- Ejercicio 2. Alineación de la cabeza. Durante el primer intento, flexionar (“levantar”) la cabeza hasta que la cara “mire” hacia delante

(figura 13a) y sentir como la cara “choca” contra el agua durante el deslizamiento. En el segundo, extender la cabeza hasta “mirarse” el pecho (figura 13b).

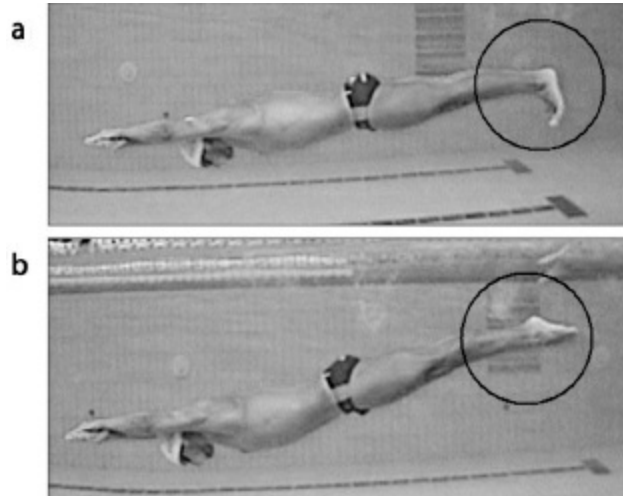


Figura 12. Ejercicio 1.

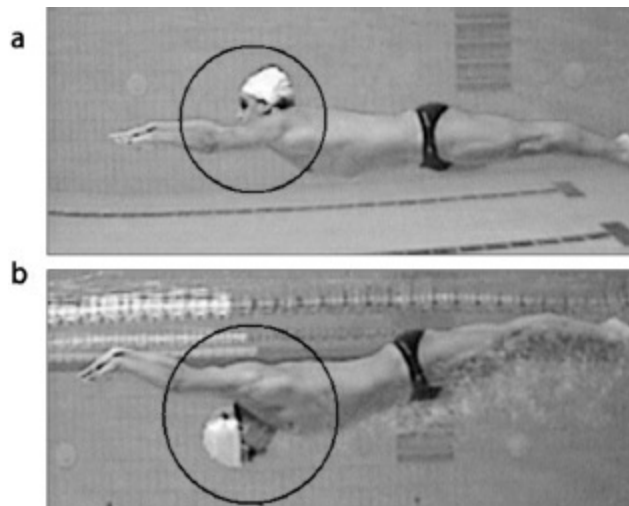


Figura 13. Ejercicio 2.

Antes de realizar un ejercicio, el nadador debe tener muy claro el objetivo perseguido y dónde focalizar su atención.

Inmediatamente después de la realización, los técnicos deben recoger las sensaciones que ha tenido el nadador sobre la consecución de los objetivos planteados para ese ejercicio.

Propuesta de ejercicio fuera del agua

El entrenamiento “en seco” enfocado al control corporal, tonificación de la cintura abdominal y flexibilidad es de gran utilidad para la correcta posición hidrodinámica dentro del agua durante el deslizamiento y nado. Una deficiente flexibilidad de hombros no permitirá una correcta alineación de tronco y brazos.

- Ejercicio 3. Simular la posición adoptada durante el deslizamiento subacuático usando 2 puntos de soporte. Cuanto más “baja” (hacia los pies) esté situada la *fitness ball*, mayor será la exigencia requerida a la musculatura abdominal. Para aumentar la dificultad del ejercicio, usar una pelota muy hinchada (la posición será más inestable) ([figura 14](#)).



Figura 14. Ejercicio 3.

Para saber más

Lyttle, A.D., Blanksby, B.A.B., Elliott, B.C., Lloyd, D.G. (1998). The effect of depth and velocity on drag during the streamlined glide. *Journal of Swimming Research* 13: 15-22.

Lyttle, A.D., Blanksby, B.A.B., Elliott, B.C., Lloyd, D.G. (2000) Net forces during tethered simulation of underwater streamlined gliding and kicking techniques of the freestyle turn. *Journal of Sports Sciences* 18(10): 801-807.

3.2. Gimnasia artística

3.2.1. Objetivo

Optimizar el “Kovacs” agrupado en la barra.

3.2.2. Integrantes del equipo multidisciplinario

Entrenadores: Miguel Rubio Anguita (FCG) y Oscar Escalante Antón(FCG); psicólogo: Josep Marí Cortes (CAR); biomecánico: Ventura Ferrer Roca (CAR).

3.2.3 Preparación

En el caso que nos ocupa, la fase de preparación incluye tanto la elección de un modelo técnico de ejecución, que se adapte a las características del gimnasta, la búsqueda de indicadores técnicos en información bibliográfica y otros aspectos técnicos que por la experiencia del entrenador se consideren imprescindibles.

Recientemente, la Federación Internacional de Gimnasia (FIG) incluye las clasificaciones “F” y “G”, en la que se agrupa los elementos gimnásticos de más dificultad de ejecución (a su vez, presentan mayor puntuación) con la clara intención de aumentar la dificultad de los ejercicios presentados por los gimnastas. Debido a estos cambios, en la especialidad de barra, para conseguir una buena puntuación, se necesita incluir elementos con sueltas (Arampatzis y Brüggemann, 1999). En el código de puntuación se define el “Kovacs” como un doble mortal encima de la barra. Esta definición crea entre los entrenadores y biomecánicos cierta confusión debido a que, durante la ejecución, el gimnasta realiza en la fase aérea únicamente un mortal, y el supuesto segundo mortal forma parte de la preparación y la vuelta al agarre de la suelta. El “Kovacs” se puede ejecutar en posición agrupada, carpada, extendida e incluso con un giro completo en el eje longitudinal agrupado (Kolman) o estirado (Cassina) ([figura 15](#)). La ejecución agrupada se considera el primer paso en el aprendizaje del resto de las variaciones de dicho elemento (Irwin *et al.*, 2007).

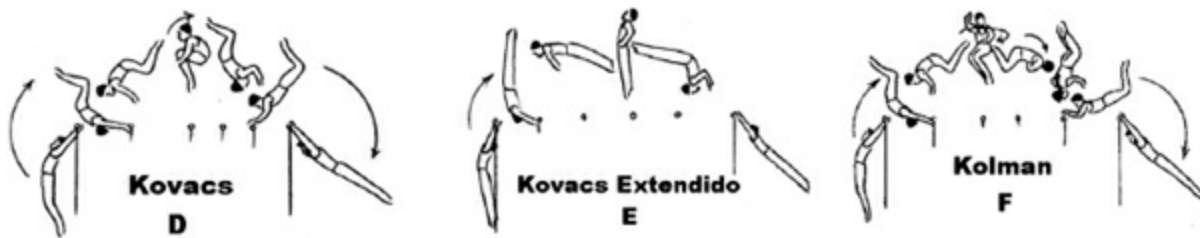


Figura 15. Código de puntuación. Comité técnico masculino. Federación Internacional de Gimnasia.

En el estudio en 3D de Arampazis y Brüggemann (1999) se identifican una serie de indicadores mecánicos asociados al rendimiento en la ejecución del “Kovacs”, como el momento angular del centro de masas (CM) durante el molino anterior al elemento y durante el instante de la suelta, la velocidad vertical del CM (v_v) en ese mismo instante (nos indicará la altura y el tiempo de vuelo) y la velocidad horizontal del CM (v_h) (nos indicará el movimiento hacia atrás por encima de la barra).

Según Brüggemann *et al.* (1994), en cualquier suelta o vuelo con retorno al agarre se deben cumplir tres objetivos:

- Generar el suficiente momento angular (L) para ejecutar el número de mortales pretendidos. El momento angular de un cuerpo rígido se define como el producto de su momento de inercia (I) por la velocidad angular (w).

Ecuación 2

$$L = I \cdot w = m \cdot r^2 \cdot w$$

donde:

m = masa del sujeto,

r = el radio de giro.

- Partiendo de la ley de la conservación del momento angular, si no existe ninguna fuerza externa al sistema, el momento angular se conserva. Es decir, que si reducimos el momento de inercia del gimnasta (reduciendo su radio de giro), la velocidad angular del gimnasta aumentará.
- Obtener la altura adecuada y tener el tiempo necesario en el aire para

completar la rotación designada. Depende directamente de la v_v al dejar la barra.

- Conseguir una trayectoria por encima de la barra que garantice un reagarre seguro y la continuación del ejercicio o rutina. Depende directamente de la v_h al dejar la barra.

La consecución de estos tres objetivos está íntimamente ligada al momento angular desarrollado durante el último molino. Cuando el gimnasta está en el aire, el recorrido aéreo del centro de masas está predeterminado, y tanto la magnitud como la dirección del momento angular respecto al centro de masas no pueden ser variadas.

Para el estudio del “Kovacs”, dividimos el gesto en las siguientes fases (figura 16):

Tabla 1. Valores correspondientes al instante de la suelta presentado por diversos autores.

	Velocidad horizontal (v_h)	Velocidad vertical (v_v)	Momento angular (L)	Ángulo de salida del CM (ACM)
Brüggemann et al. (1994)	1,62 m/s \pm 0,47	4,21 m/s \pm 0,36	46,6 kg*m ² /s \pm 2,5	30° \pm 7°
Irwin et al. (2007)	1,6m/s \pm 0,1	3,6 m/s \pm 0,3	40,4 kg*m ² /s \pm 8,5	43° \pm 4°

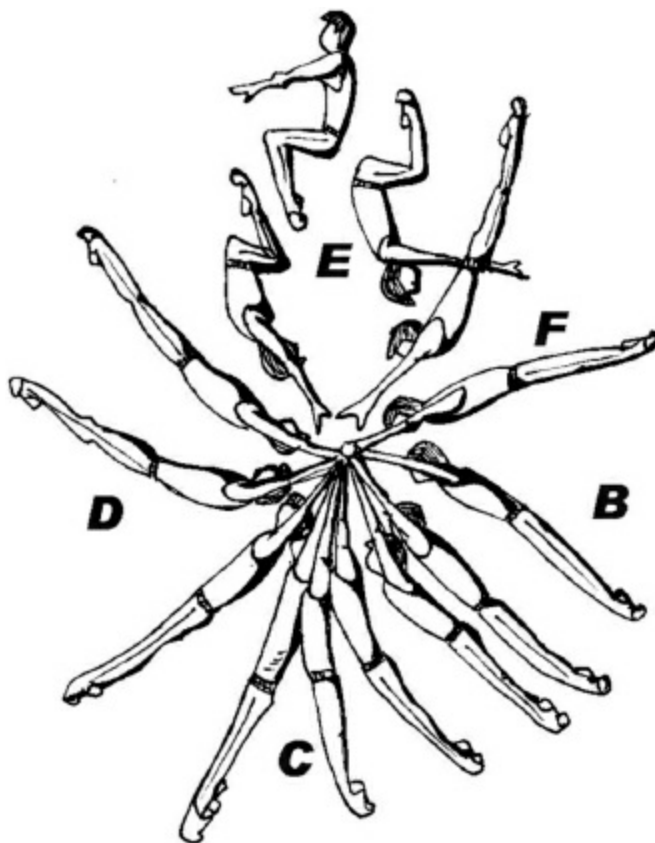


Figura 16. Fases en la ejecución del Kovacs agrupado.

- Molino de preparación.
- Desde 0° grados de molino a principio de relajación.
- Fase de relajación. Finaliza con el inicio de la impulsión.
- Fase de impulsión. Finaliza soltando la barra.
- Acrobacia.
- Agarre, comenzando el siguiente molino.

En la decisión conjunta de los indicadores mecánicos a analizar (entrenador y biomecánico) se ha tenido en cuenta la premura con la que se quiere dar las instrucciones (*feedback*). Por este motivo, se utilizará para el estudio del gesto técnico el análisis videográfico en 2 dimensiones (2D), calculando los ángulos y el CM del gimnasta en el plano sagital, realizando la filmación perpendicularmente al plano del movimiento. Esta metodología de estudio nos asegura poder observar y procesar con gran rapidez para que la intervención se produzca en el tiempo más breve posible.

Los indicadores mecánicos que estudiaremos para el “Kovacs” son tanto

parámetros físicos cuantificables como parámetros cualitativos, fruto de la observación a cámara lenta. Se ha clasificado los indicadores en indicadores de postura e indicadores de *timing* (instantes en los que se realizan las diferentes acciones).

Indicadores de *Timing* para las distintas fases:

- Respetar el mismo *timing* de la suelta durante el molino de preparación. De esta forma se facilita el reconocimiento del *timing* en la suelta.
- Empezar la fase de relajación con el CM a 125°-135° del inicio de molino.
- Empezar la fase de impulsión con el CM a 190° - 200° respecto el inicio de molino.
- En el instante de la suelta, el CM estará a 315°- 325° respecto el inicio del movimiento. La v_h debe aproximarse a $1,5 \pm 0,1$ m/s, y la v_v a $3,9 \pm 0,3$ m/s.
- Después de la primera mitad del mortal, que debe finalizarse encima de la barra, extender cadera y tomar contacto visual con la barra.
- El agarre debería realizarse con el CM < 450° del inicio.

Indicadores de postura para las distintas fases:

- Respetar el mismo patrón de movimiento durante el molino de preparación para facilitar el reconocimiento durante el molino de la suelta.
- Relajar desde los hombros y la cadera. Ángulo de hombros > 170°.
- Impulso desde cadera. Mantener cabeza colocada entre los dos brazos.
- En la suelta, aumentar el ángulo de hombros evitando tirar de la barra. Amplitud de hombros > 130°.
- Durante el mortal, mantener la barbilla hacia el pecho y un ángulo de cadera de aproximadamente 90°.
- Agarre con hombro extendido, empujando la barra con la cabeza colocada entre los brazos.

Otro de los aspectos integrados en el trabajo realizado ha consistido en valorar el proceso de aprendizaje de los gimnastas. El objetivo es orientar la comunicación entre el gimnasta y el entrenador, identificar cuándo, cómo y

qué profesionales deberán incidir en el gimnasta y por último tener un criterio más para dar por terminada la intervención (cuando el gimnasta se encuentre en la tercera fase del proceso). Para ello se ha partido de la existencia de tres fases distintas:

- Fase de errores. El gimnasta está pendiente de las correcciones, pero no consigue aplicarlas.
- Fase de esfuerzos. El gimnasta está pendiente de las correcciones y consigue aplicarlas con éxito.
- Fase de mecanización. El gimnasta consigue aplicar correctamente las correcciones sin necesidad de dedicarles atención.

Para pasar de la primera fase a la segunda es recomendable incrementar la participación del biomecánico, y para pasar de la segunda fase a la tercera, reforzar la actuación del psicólogo. Durante todo el proceso será imprescindible la participación del entrenador. La fase de preparación finaliza con el establecimiento de objetivos de trabajo con el gimnasta.

Una vez se han definido las fases del elemento y los indicadores mecánicos, para finalizar la fase de preparación, se realiza el visionado sincronizado a cámara lenta del modelo de ejecución escogido junto a la última ejecución realizada por el gimnasta, comentando los aspectos claves del elemento. A partir de los cálculos biomecánicos y la información contrastada con el entrenador, se proponen los indicadores a trabajar en el siguiente entrenamiento técnico. El psicólogo deberá ayudar durante todo el proceso a encontrar las claves atencionales apropiadas.

3.2.4. Observación

En la sesión de entrenamiento técnico, incluso antes del calentamiento en la barra, se visiona de nuevo la última filmación recordando el objetivo de trabajo y la clave atencional correspondiente. Antes de cada intento, el gimnasta debe visualizar mentalmente el Kovacs con las correcciones a realizar ([figura 17](#)).

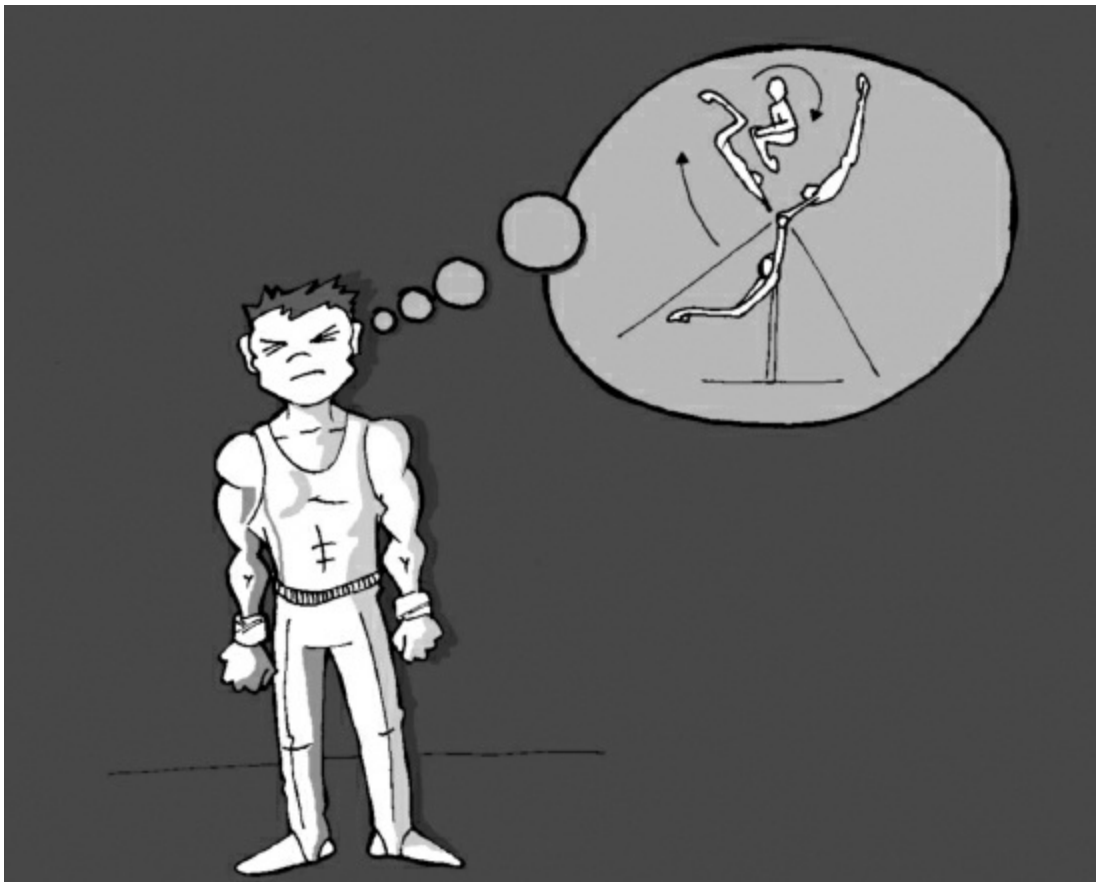


Figura 17. Visualización antes de la ejecución.

Se realizarán tres intentos con un período de 3 minutos de recuperación entre ellos, sin recibir ningún tipo de instrucción durante la ejecución.

Después de cada intento aplicando las correcciones, se formularán dos preguntas al gimnasta:

- ¿Has estado pendiente de las correcciones?
- ¿Has conseguido aplicar las correcciones?

Sus respuestas se tabularán en la [tabla 2](#).

Tabla 2. Tabla de contingencia de las fases de aprendizaje.

	No he corregido	Sí he corregido
No he estado pendiente	0	3

Para el análisis videográfico 2D, colocamos la cámara perpendicularmente al plano de movimiento y se tendrán en cuenta aspectos básicos de la grabación para un análisis videográfico, como son la utilización de trípode, la velocidad de obturación (mínimo 1/500), el enfoque, el plano de grabación, etc... y, sobre todo, no olvidar la calibración.

En este caso, la captura digital del movimiento y su posterior análisis se realiza con el programa de análisis biomecánico TCD2008 (SportSuport)

3.2.5. Procesado

Con tal de intervenir con la mayor celeridad posible, se estudia solamente una repetición elegida por entrenador y gimnasta. Únicamente se calcula la posición del CM en las fases mencionadas anteriormente y las velocidades de la suelta ($v_v - v_h$) con tal de confirmar si los indicadores de *timing* son correctos. La confirmación de indicadores de postura se realizará, si es posible, de forma cualitativa a partir de la observación del gesto fotograma a fotograma. Al mismo tiempo que procesamos deberemos anotar en nuestra hoja de observación la consecución de los indicadores mecánicos. En el caso de los indicadores de postura, se especifica aquella parte corporal que no realiza la acción deseada.

3.2.6. Análisis / diagnosis

Se analiza la ejecución del gimnasta a partir de la hoja de observación y mediante el visionado de la grabación comparando la ejecución con el modelo.

A continuación se presentan los valores de la ejecución del gimnasta estudiado (tablas 3 y 4).

Tabla 3. Fase a (molino anterior al Kovacs).

Indicadores	Relajación	Impulsión	Extensión
Timing (CM)	135°	200°	321°
Postura	Hombro	Cabeza	Cabeza

Tabla 4. Indicadores mecánicos del Kovacs.

Indicadores	Fase b	Fase c	Fase d	Fase e	Fase f
Timing (CM)	132°	206°	314°	358°	453°
Postura	Hombro	Cabeza	Cabeza		Hombro
$v_v - v_h$ (m/s)			3,25 / 2,25		

Tabla 5. Fases del aprendizaje.

	Interpretación	Consecuencia
0	No ha habido intento	Nuevo intento
1	Primera fase	Persistir para pasar a la segunda fase
2	Segunda fase	Persistir para pasar a la tercera fase
3	Tercera fase	Persistir para consolidar el aprendizaje

Para el diagnóstico se contrasta estos valores con los presentados en la preparación.

Puntos fuertes:

- El molino anterior marca correctamente el *timing* de la suelta.
- Los instantes de relajación e impulsión durante el molino del Kovacs son correctos.

- La acrobacia es correcta.
- Es capaz de estar atento y ejecuta correctamente (fase 2 del proceso de aprendizaje).

Puntos débiles:

- Ángulo de hombro cerrado durante la relajación.
- Cabeza por detrás de los brazos durante la impulsión.
- Exceso de v_h y déficit de v_v .
- Agarre a la barra con CM demasiado bajo.

Se observan errores de postura básicos en los molinos, como son la posición de la cabeza y trabajar con el hombro sensiblemente cerrado.

Debido a estos errores, la deformación de la barra se realiza excesivamente sobre el componente horizontal y menos sobre el componente vertical, produciendo que en la suelta las v_h y v_v se vean alteradas. Esta circunstancia queda compensada por el hecho de que el gimnasta aumenta el ángulo de la suelta, pudiendo de esta manera acabar el elemento.

3.2.7. Intervención

Entre el biomecánico y el psicólogo, a la hora de intervenir en gimnasia se intenta aplicar una serie de principios (sumados a los que se destacan en la introducción).

Distinguir la causa de la consecuencia:

- Debemos tener claro que ciertas acciones son consecuencia físicas de acciones anteriores. Se debe trabajar principalmente sobre la causa. Por ejemplo, la velocidad tangencial en el momento de la suelta es consecuencia de la velocidad angular del molino. Si los valores de la velocidad tangencial en la suelta no son adecuados, probablemente debemos centrar al gimnasta en trabajar sobre el molino y no sobre el momento de la suelta.
- Primero pondremos atención en los errores de posición (cómo) y después en los de *timing* (cuándo). Es difícil saber escoger el instante si la posición del cuerpo no es la adecuada. En este ejemplo, primero corregiremos la posición de la cabeza en la impulsión y la extensión de

hombros en la relajación antes de cambiar el instante de la suelta. De esta manera, facilitaremos la progresión hacia elementos más complejos (Kovacs estirado, Kovacs pirueta, etc.).

- Se deben respetar las fases del proceso de aprendizaje: primero fase de errores, segundo fase de esfuerzos y concentración, y tercero automatización del movimiento.
- Utilizar cuando sea posible el principio de *sandwich* para realizar correcciones: refuerzo positivo-instrucción técnica-animar para conseguir la corrección (figura 18).
- Traducir las correcciones (lenguaje del entrenador) en sensaciones (lenguaje del gimnasta).

Siguiendo estos principios, en decisión conjunta de entrenador, gimnasta y biomecánico, la línea de trabajo debe ser:

- Aumentar la extensión de hombros en la relajación y mantener la cabeza entre los brazos durante la impulsión.
- Aumentar levemente la velocidad de molino, para conseguir aumentar la velocidad vertical en la suelta manteniendo la misma sensación de *timing* en la ejecución.

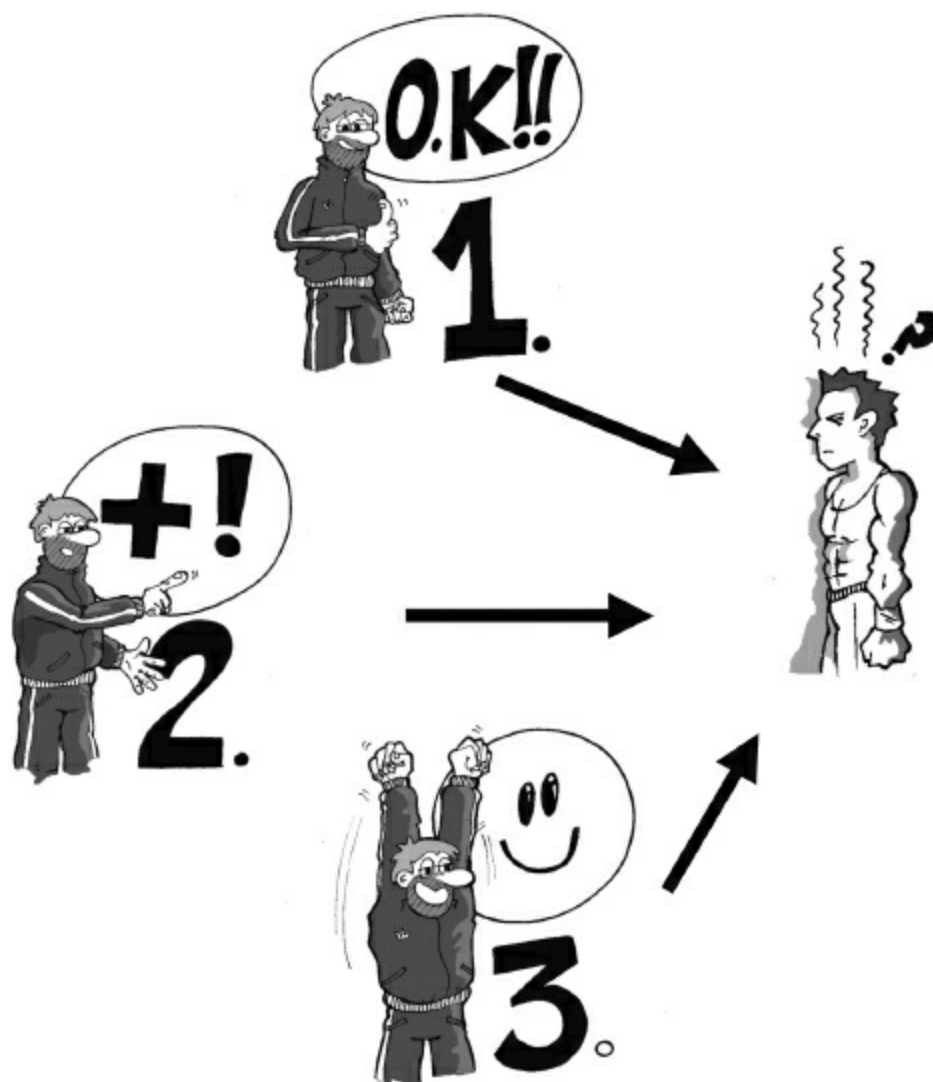


Figura 18. Principio de sandwich.

Estas acciones deben ayudar a compensar las velocidades v_v-v_h , consiguiendo más altura, aumentando así la posibilidad de volver a la barra con un ángulo mas propicio, que permitirá seguir con el elemento siguiente.

Con los objetivos de trabajo marcados (preparación), se procede a la siguiente sesión de trabajo, donde se repite la estructura anterior (observación y ejecución, análisis y diagnosis, intervención).

Se dará por finalizado el aprendizaje del elemento cuando el gimnasta haya automatizado el gesto, es decir, no haya de estar pendiente y ejecute correctamente. En principio, el gimnasta en fase de automatización debería ser capaz de introducir este elemento en su rutina de competición con éxito.

PUNTO CLAVE

Para la optimización del Kovacs o de cualquier suelta en la barra libre de gimnasia, deben cumplirse 3 objetivos: generar el suficiente momento angular, obtener la altura y tiempo adecuados para completar la rotación, y realizar una trayectoria por encima de la barra que garantice el reagarre y continuación del ejercicio.

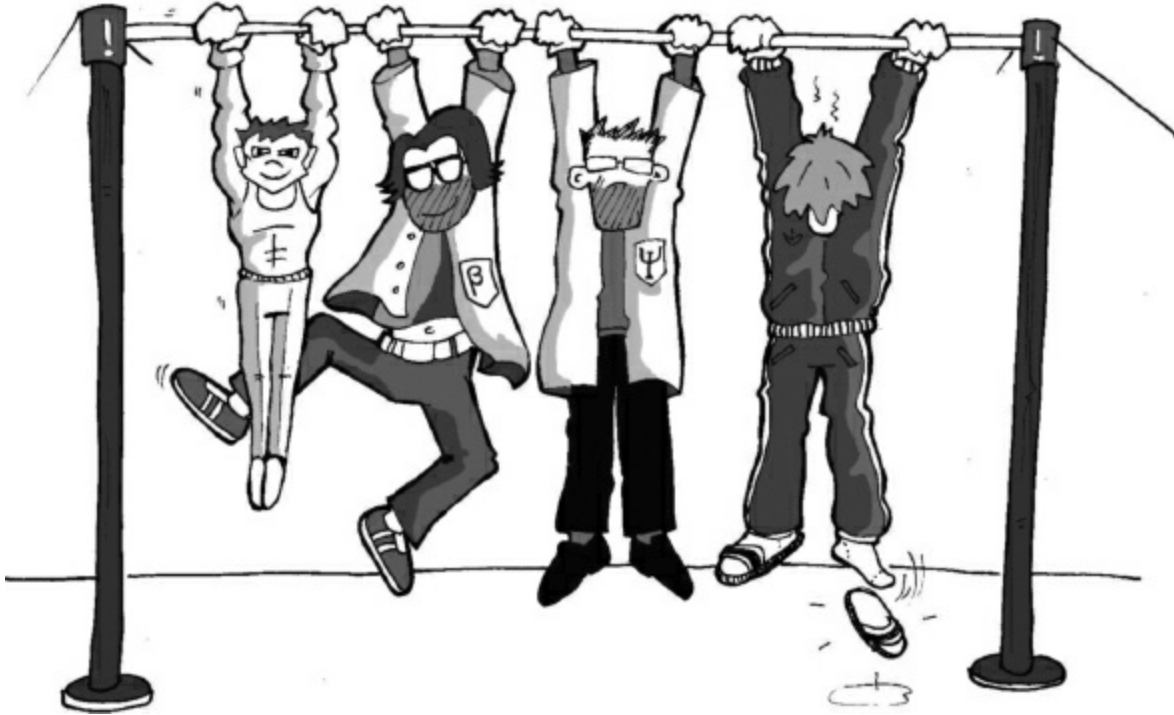


Figura 19. Equipo multidisciplinario.

Para saber más

Sports Biomechanics and Motor Control Research Group. Universidad de Loughborough.

<http://www.lboro.ac.uk/departments/sses/research/biomechanics/centrefor>

Proceedings. International society of Biomechanics in Sport.

<http://w4.ub.uni-konstanz.de/cpa>

Sport Science Information for Coaches. Gymnastics.

<http://www.coachesinfo.com/index.php?>

[option=com_content&view=category&id=61&Itemid=148](http://www.coachesinfo.com/index.php?option=com_content&view=category&id=61&Itemid=148)

3.3. Atletismo

3.3.1. Objetivo

El objetivo del servicio de biomecánica para el salto de altura es evaluar la técnica del atleta a través del análisis cinemático y dinámico de las 3 fases del salto (carrera de aproximación, batida y franqueo), para después poder aplicar en competiciones posteriores las correcciones a los errores cometidos.

3.3.2. Integrantes del equipo multidisciplinario

Entrenador: Miguel Vélez Blasco (RFEA). Biomecánicos: Xavier Balias Matas y Ventura Ferrer Roca.

3.3.3. Planificación

El servicio de análisis del salto de altura realizado en el Departamento de Biomecánica del CAR Sant Cugat se inició a principios de los años noventa. El protocolo utilizado fue diseñado con motivo de los JJOO de Barcelona en 1992, y todavía hoy, aunque puesto al día, se sigue utilizando el *software* de análisis del salto de Jesús Dapena (Indiana University).

En este caso, el *feedback* a los deportistas no se realiza en la propia sesión de entrenamiento o competición debido al largo tiempo de procesado, sino que pasarán varios días e incluso a veces semanas antes de que entrenadores y saltadores dispongan de los resultados de los saltos analizados.

En nuestro caso normalmente se realiza un análisis del salto de altura durante la celebración de los Campeonatos de España o de Cataluña de pista cubierta, siendo utilizada esta información para la preparación de la competición al aire libre.

A continuación se expone la teoría y la práctica del análisis del salto de altura mediante dos métodos videográficos.

Para saber más

Recomendamos fehacientemente seguir las explicaciones de Jesús Dapena, exponente internacional en el análisis de la biomecánica teórica y

aplicada del salto de altura. Así mismo, recomendamos introducirse en el desarrollo de modelos mecánicos de acciones técnicas deportivas, ideados por James Hay, entre los cuales encontraremos el modelo mecánico del salto de altura. Es en este modelo donde se establecen los indicadores mecánicos necesarios para entender la causa-efecto del salto.

Por otro lado y dada la complejidad de algunos de los métodos de análisis utilizados en este apartado, recomendamos al lector que se introduzca en la literatura referente al análisis videográfico-fotogramétrico consultando autores como David Winter o Paul Allard.

Jesús Dapena. Department of Kinesiology. Indiana University
<http://www.indiana.edu/~sportbm/laboratory.html>

3.3.4. Observación

Se realizan dos tipos de análisis videográficos: un análisis bidimensional de la carrera de aproximación y un análisis tridimensional de los dos últimos pasos de carrera, la batida y el franqueo.

El primer método, puesto en práctica por primera vez durante la celebración del Campeonato de España y del Mundo en el 2008, consiste en la grabación con dos cámaras de vídeo a 50 Hz (50 imágenes/segundo) de los contactos de los pies en la carrera completa de aproximación al salto. Para ello se utiliza el sistema de análisis 2D-DLT, que permite realizar cálculos de posiciones (por ejemplo, la localización del contacto con el suelo de la punta de los pies) en un plano oblicuo al eje óptico de las cámaras ([figura 20](#)). Tras el cálculo de dichas posiciones y mediante el uso del programa comercial Autocad, utilizado principalmente en arquitectura, se calcularán las distancias y ángulos necesarios para evaluar y diagnosticar la corrección del salto.

El segundo método consiste en el registro con dos cámaras de 50 Hz de los dos últimos pasos de carrera, la batida y el franqueo. El sistema utilizado es el tradicional DLT (Transformación Lineal Directa) (Abdel-Aziz y Karara, 1971). A partir de las coordenadas 3D de las articulaciones del cuerpo calculadas con este método y después de aplicar filtrados de suavizado de datos, son calculados los parámetros cinemáticos y dinámicos del salto. Además este método permite la representación virtual 3D del salto realizado.

3.3.5. Procesado

Tal como se ha mencionado antes, el tipo de observación que normalmente se realiza requiere de un tiempo de procesado que no permite el análisis inmediato de resultados. Si bien las secuencias de vídeo registradas podrían utilizarse a modo de análisis cualitativo mediante su visualización, la verdad es que el registro de las mismas responde más bien a necesidades del análisis 3D que a la visualización de la técnica.

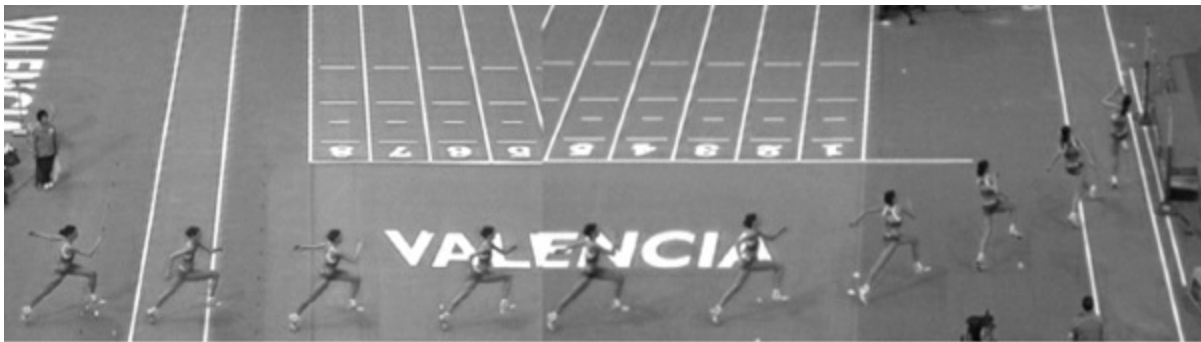


Figura 20. Contactos analizados en la carrera de aproximación de una atleta de salto de altura según la metodología del 2D-DLT.

El tiempo de digitalización de las dos secuencias grabadas de un salto es de aproximadamente 3 horas de trabajo, a lo que hay que sumar después el tiempo de obtención de los resultados y el de la confección del modelo volumétrico interactivo: en total, alrededor de 4 horas de trabajo por salto.

El análisis de la carrera mediante el método 2DDLTL es mucho más rápido puesto que solamente se digitaliza la punta del pie en cada contacto realizado. El procesado y obtención de los resultados requiere más de 30 minutos.

3.3.6. Análisis / diagnóstico

A continuación se realiza un resumen teórico explicativo de los parámetros físico-mecánicos principalmente de la carrera de aproximación y batida más utilizados por los investigadores y la relación entre ellos para la obtención de un salto técnicamente correcto.

Carrera de aproximación

Los contactos de los pies en el suelo determinan la silueta de la carrera de aproximación. Esta silueta está formada por una línea recta donde el atleta

aumenta progresivamente su velocidad, y una línea curva donde el atleta mantiene la velocidad adquirida a la vez que prepara al cuerpo para situarlo en una posición idónea para realizar la batida.

Dapena *et al.* (1997) utilizaron un programa de ordenador para ajustar un arco de círculo a los contactos de un atleta de salto de altura. Para ello utilizaron todos los contactos de la curva excepto el penúltimo que, con el objetivo de obtener la máxima eficacia mecánica en la preparación del salto, queda a menudo fuera de dicha curva.

Definido el arco de la curva, este programa permitió a los investigadores calcular el radio de la misma (r) y la dirección final del saltador (f) (figura 21).

Los investigadores alargaron el arco de la curva hacia el sector de la carrera donde ésta es recta y perpendicular al listón con el fin de observar si en la mayoría de los casos se adaptaba esta perpendicular teórica a la realizada por el atleta. La conclusión fue que algunos de los atletas realizan un inicio de fase de carrera un tanto abierto, respecto a esta teórica perpendicular al listón, para pasar al sector en curva de una manera más gradual. El inconveniente de este método según los autores era la inconsistencia o alta variabilidad en la realización de esta técnica.

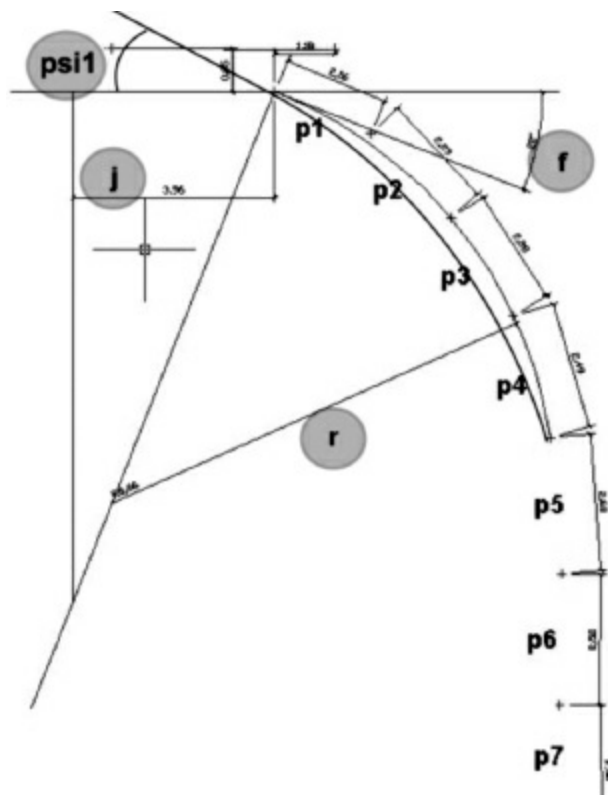


Figura 21. Silueta de la carrera de aproximación de una atleta de salto de altura. Distancia 'j' (j), radio de la curva (r), ángulo entre la tangente de la curva y el plano del saltómetro (f) y pasos de carrera (p1 a p7).

Inclinación del cuerpo en el sector curva

El radio de la curva nos proporciona un valor que permite ser relacionado con la velocidad de carrera en este sector con el fin de determinar un índice de inclinación del cuerpo dentro de la curva. La proporción entre el cuadrado de la velocidad de carrera (v^2) con el radio de la curva (r) determina la inclinación adoptada por el atleta (Dapena *et al.*, 1997). Cuanto mayor sea el resultado (q), mayor inclinación tendrá el atleta en la curva.

Ecuación 3

$$q = \frac{v^2}{r}$$

Por tanto, cuanto mayor velocidad tenga el atleta en la curva, más inclinación tendrá si mantiene el radio constante.

Dapena *et al.* (1997) calcularon el valor típico de la inclinación 'q' con la velocidad final de la fase de carrera y el radio calculado con el programa informático que ajustaba los contactos de carrera a un arco de círculo. Los valores obtenidos fueron:

- $q = 6,8 \pm 0,8 \text{ m/s}^2$ para los hombres.
- $q = 4,8 \pm 1,0 \text{ m/s}^2$ para las mujeres.

Como puede observarse, los hombres eran capaces de realizar una inclinación más grande dada una velocidad de carrera mayor, hecho que hizo pensar a los autores del estudio que éstos son capaces de generar mayores fuerzas horizontales realizando mayor inclinación del cuerpo sin demasiado disconfort que aminorara la velocidad de carrera.

De esta manera, los autores pudieron determinar la fórmula para la predicción de los radios idóneos "aproximados" de curva para cada atleta.

- $r = v^2 / 6,8$ para los hombres.
- $r = v^2 / 4,8$ para las mujeres.

Hasta la fecha no ha habido modificación en la estimación de estos valores “aproximados” de predicción utilizados por Dapena.

El análisis 3D permite calcular y dibujar la trayectoria proyectada en el suelo del CM en los últimos pasos de la curva. La trayectoria del CM aparece más cercana al centro de la curva que la línea que une los contactos del suelo, pero al final de la fase de batida podemos observar cómo esta línea converge sobre la línea de contactos. Dapena *et al.* (1997) mencionan en su artículo que Liboshi calculó la diferencia entre la trayectoria final del CM (ψ_1) respecto a la trayectoria final de los contactos (f), estableciéndose ésta en $15^\circ \pm 5^\circ$. Dicho valor ha sido utilizado por Dapena para facilitar la determinación de la dirección del centro de la curva relativo al punto de despegue del saltador a partir de la distancia ‘j’ observada en la [figura 21](#) y mostrada en la [tabla 6](#).

Fase de batida

La velocidad vertical al final de la fase de batida (VvTO) y la altura del CM (H2) en el mismo instante tienen una relación directa con la altura alcanzada por el atleta durante el salto, por lo que la VvTO determinará la altura máxima alcanzada por el CM (Hmáx) tras el despegue. Así mismo, el factor más relacionado con la VvTO es la altura del CM en el momento del contacto con el suelo en el inicio de la misma fase (H0) (Dapena 1980a, 1980b).

Tabla 6. *Ángulos de dirección final de carrera del CM y de los contactos en el suelo, y valor de referencia ‘j’ para la determinación del centro del sector curva de la carrera de aproximación (Dapena et al., 1997).*

Dirección final de carrera del CM (ψ_1)	Dirección final de carrera de contactos (f)	Valor de la distancia ‘j’
25°	10°	1,75 m
30°	15°	2,70 m
35°	20°	3,65 m

40°	25°	4,65 m
45°	30°	5,75 m
50°	35°	7,00 m

Según Dapena, *et al.* (1997), si un atleta realiza correctamente la fase de aproximación inclinando correctamente el cuerpo y manteniendo lo más alta posible la velocidad, conseguirá ejercer una gran fuerza vertical sobre el suelo. Esto se consigue colocando bien adelante la pierna de contacto al final de la fase de carrera y consiguiendo que los músculos extensores de la rodilla (cuádriceps) resistan la tendencia de la pierna a flexionarse. Aún así, la pierna está obligada a flexionarse un poco dado el momento hacia delante del saltador. Los músculos extensores de la rodilla se extenderán causando lo que se cree es una ‘estimulación’ de los mismos, que a su vez producirá una fuerza todavía mayor sobre el suelo.

Para optimizar este trabajo será necesario que el CM se sitúe en una posición baja al inicio de la fase de batida, es decir, al producirse el contacto, y en una posición alta al final de la misma fase.

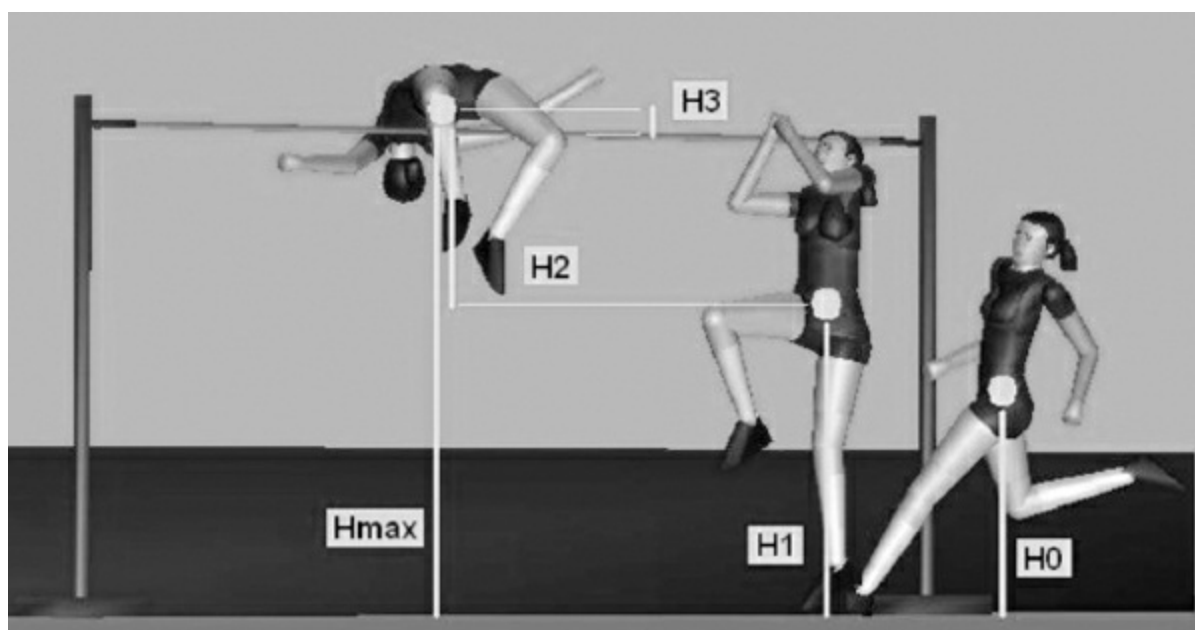


Figura 22. Cinemática del salto: altura máxima alcanzada por el CM ($H_{m\acute{a}x}$), altura del CM en el contacto de la fase de batida (H_0), altura del CM en el despegue de la fase de batida (H_1), distancia recorrida por el CM desde H_1 hasta $H_{m\acute{a}x}$ (H_2) y diferencia entre $H_{m\acute{a}x}$ y la altura del listón (H_3).

3.3.7. Intervención

Con la teoría explicada, una vez realizada la observación según los métodos descritos, el entrenador y/o el biomecánico obtendrán una serie de resultados de la técnica de los deportistas que van a poder comparar con poblaciones de referencia o también con resultados de otras observaciones de los propios atletas a lo largo de la temporada o de la vida deportiva de los mismos. Una vez establecido el análisis, sólo cabe saber qué diagnóstico se establece y cómo se lleva a cabo la intervención.

Ya hemos mencionado antes que el objetivo principal de nuestra intervención con atletas de salto de altura es evaluar su mejor salto en la competición de invierno, en pista cubierta, para establecer las mejoras a realizar para la competición de verano, al aire libre.

Imaginemos, por ejemplo, a una atleta a la que analizamos su carrera de aproximación a través de los contactos de los pies en el suelo (figura 23). Hemos visto anteriormente que normalmente los atletas sitúan el penúltimo contacto de su carrera ligeramente fuera de una curva teórica que pasa por encima de los últimos 4 ó 5 pasos. El objetivo de esta acción es la de colaborar a mantener el CM de la atleta lo más bajo posible para aumentar la trayectoria de impulso de este CM en el salto, manteniendo a su vez lo más alta posible la velocidad horizontal del mismo.

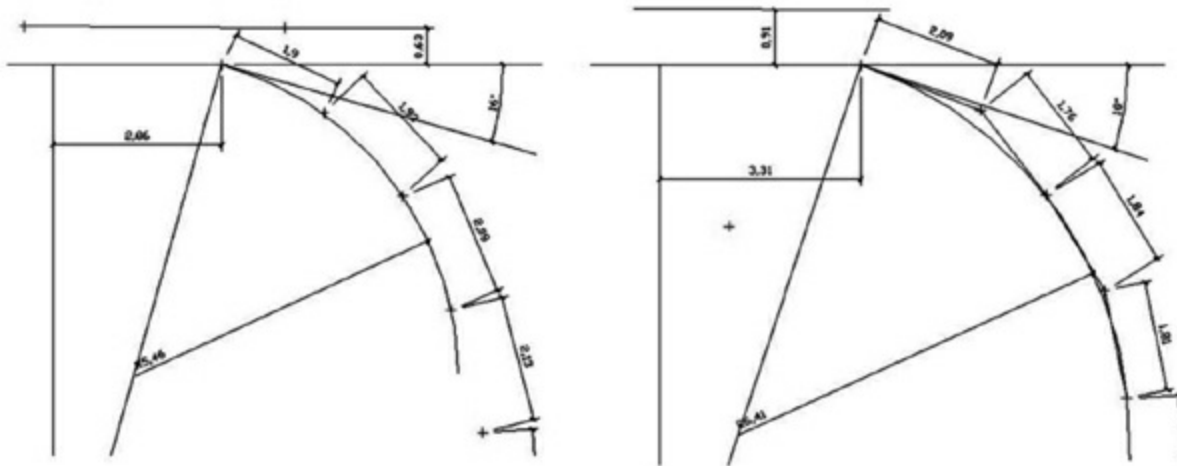


Figura 23. Carrera de aproximación realizada por una atleta que no sitúa su penúltimo contacto fuera de la curva definida por sus últimos contactos (izquierda) y carrera con penúltimo contacto ligeramente exterior a la curva (derecha).

Este error podría ser debido a una mala ejecución de la técnica en el penúltimo paso, no solamente porque el contacto no se haya realizado más

exteriormente a la curva descrita por los otros contactos, sino porque la atleta, debido a que su velocidad horizontal es demasiado baja, tal vez no necesite siquiera situar el pie en esta posición, además de no mantener un cierto grado de flexión de su rodilla de apoyo, todo ello con el fin de facilitar además el cambio de dirección del CM para un mejor posicionamiento del cuerpo en la batida (figura 24).

La intervención en este caso pasa por informar a la atleta de la errónea ejecución técnica. Esta información puede ir acompañada de un documento, pero además, sobre todo, de una pequeña “formación” teórica del porqué de la necesidad de situar el pie de apoyo fuera de la curva virtual formada por los demás contactos. El análisis 3D, tal como hemos visto antes, ofrece la posibilidad de reproducir el gesto técnico en imágenes como las de las figuras 22 y 24, fotoseriaciones o secuencias 3D almacenadas en películas (AVI) o reproducidas con programas especializados desde cualquier perspectiva del espacio. Todas estas herramientas forman parte del *feedback* que podemos y debemos utilizar para que el atleta perciba, aunque en este caso de estudio no tan inmediatamente como con otras herramientas, qué gestos técnicos debe mejorar.

Por otro lado, además deberemos diseñar una estrategia de adaptación de la técnica. Las sugerencias aportadas por Dapena, descritas anteriormente, para la confección de la curva a partir de la inclinación del tronco, la velocidad horizontal y el radio de la misma deberán ser ensayadas en el entrenamiento. Junto a estos ensayos debería orientarse correctamente además la preparación física que permitirá a la atleta soportar la inercia del cuerpo en el contacto que estamos analizando con una flexión adecuada de la rodilla de la pierna de apoyo.

En última instancia podremos repetir la observación y el análisis y establecer un nuevo diagnóstico de la nueva situación técnica, en entrenamiento o en la competición que nos hayamos marcado como objetivo.

PUNTO CLAVE

El análisis de la trayectoria de la carrera en el salto de altura nos permite optimizarla con el fin de conseguir y mantener la máxima velocidad horizontal en la aproximación y preparación de la batida. El análisis 3D (cinemática y dinámica) de los dos últimos pasos y la batida nos permite además conocer los déficits mecánicos del salto para realizar las correcciones oportunas junto a la reproducción 3D volumétrica como herramienta de *feedback* visual.

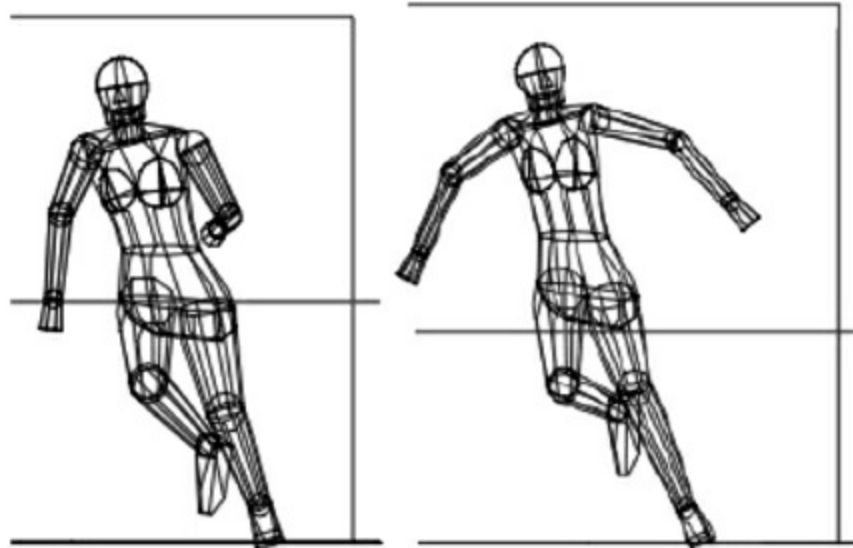


Figura 24. La figura de la izquierda no inclina tanto el cuerpo como la de la derecha seguramente por causa de una baja velocidad horizontal. La figura de la derecha tiende a situar su CM más bajo alejando de la curva el contacto de su pie con el suelo.

3.5. Valoración funcional

El proceso de análisis biomecánico se puede utilizar también para realizar una valoración funcional del atleta. En estos casos, todos los deportistas pasan por protocolos estandarizados que se han desarrollado previamente. El resultado de los test se traspasa al entrenador para que pueda realizar, si es el caso, correcciones en la planificación y para que pueda trabajar las deficiencias observadas.

3.5.1. Valoración de la flexibilidad

Está generalmente aceptado que la limitación en la amplitud articular incrementa la posibilidad de sufrir lesiones deportivas (Wright y De Cree, 1998). La limitación de flexibilidad en una articulación concreta puede afectar considerablemente la técnica deportiva, pues no permite llevar a cabo posiciones básicas que incrementarían el rendimiento (Bloomfield *et al.*, 1994). Por ejemplo, una falta de flexibilidad en la articulación del tobillo reduce la eficiencia del batido de piernas en los estilos libre, espalda y mariposa en natación.

El grado de amplitud articular es utilizado como valoración del estado de forma del deportista. Para ello hemos desarrollado dos protocolos de valoración que utilizan la videografía como metodología de análisis.

Valoración de la flexibilidad en nadadores. Todos los nadadores realizan los 5 ejercicios, aunque alguno de ellos es más específico para un estilo que para otro. Los ejercicios son:

- Extensión de la rodilla para valorar la flexibilidad de la musculatura isquiotibial ([figura 25a](#)).
- Rotación interna de cadera. Específico para el estilo braza ([figura 25b](#)).
- Flexión plantar de tobillo ([figura 25c](#)).
- Flexión de brazo. Específico en el nado de los espaldistas y para conseguir posturas hidrodinámicas correctas durante el deslizamiento en todos los estilos ([figura 25d](#)).
- Extensión de brazo. Adecuado para estilo libre y mariposa ([figura 25e](#)).

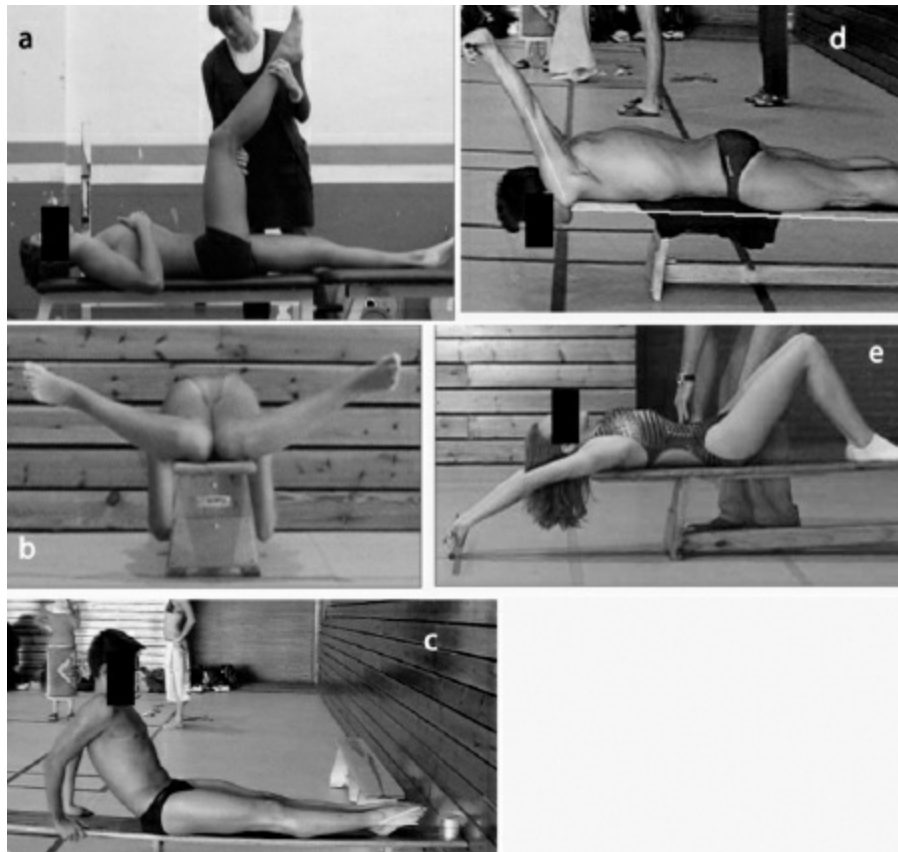


Figura 25. Ejercicios de flexibilidad utilizados para la valoración de nadadores.

Valoración de la flexibilidad de la extremidad inferior. El protocolo consiste en una relación de ejercicios evaluados en ambas extremidades

- Flexión de cadera para la valoración de los extensores ([figura 26a](#)).
- Test de Thomas para la valoración de los flexores de la cadera([figura 26b](#)).
- Test de Ely para la valoración del recto anterior del cuadriceps ([figura 26c](#)).
- Test de extensión de la rodilla para la musculatura flexora de la pierna ([figura 25a](#)).
- Flexión dorsal del tobillo con la pierna estirada para evaluar los gemelos y con la pierna flexionada para el soleo ([figuras 26c y 26f](#)).
- Flexión plantar del tobillo para los flexores dorsales (tibial anterior) ([figura 26d](#)).

Los resultados de la valoración son presentados en forma de tabla con los comentarios pertinentes. En la [tabla 7](#) posemos ver un ejemplo; en este grupo en concreto observamos que existe limitación de flexibilidad en el test de Thomas, en la extensión de rodilla y en la flexión dorsal de piernas con rodilla flexionada. Existe muy poca diferencia en los valores obtenidos por una extremidad y otra.

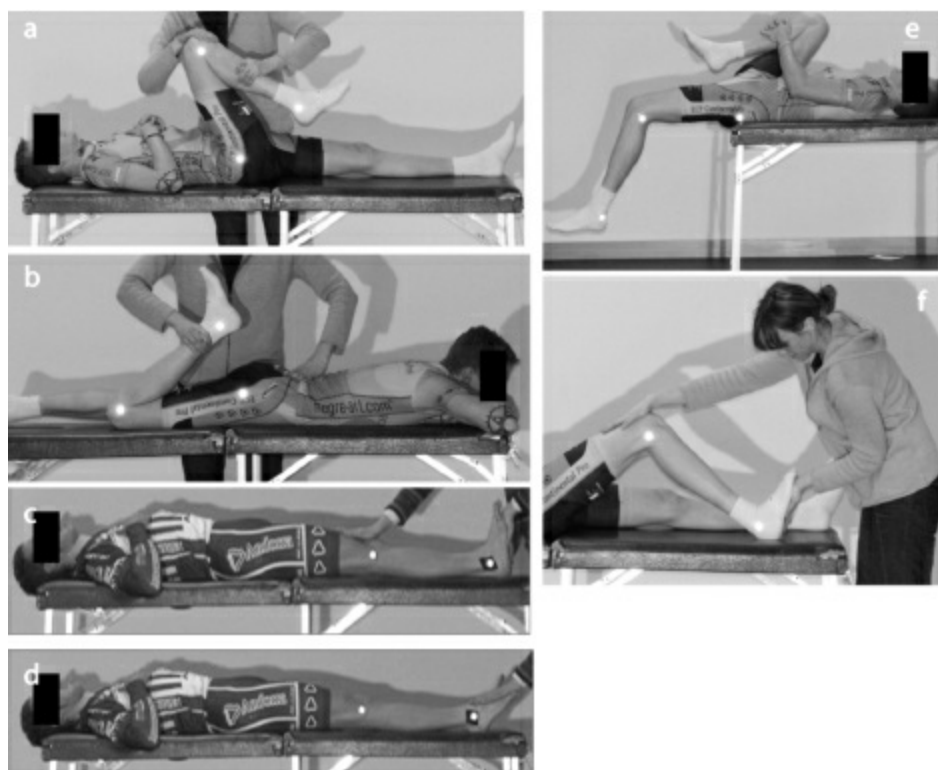


Figura 26. Ejercicios de flexibilidad utilizados para la valoración de la extremidad inferior.

Tabla 7. Resultados obtenidos en el protocolo de valoración de la flexibilidad de extremidad inferior para un grupo en concreto de deportistas.

Ejercicio	Derecha	(°) Izquierda	(°) Normalidad	(°) Diferencia (D-E)
Flexión de cadera	121	120	≥120	1
Test de Thomas	-1	0	≥11	-1
Test de Ely	42	40	≤90	2
Extensión de rodilla	142	143	≤160	1
Flexión dorsal tobillo pierna flex.	5	6	≥10	1
Flexión dorsal tobillo pierna ext.	24	21	≥16	3
Flexión plantar de tobillo	151	150	≥146	1

Para saber más

Norkin, C.C. (2006) *Goniometría. Evaluación de la movilidad articular*. Ed. Marban, Madrid.

3.5.2 Valoración de la fuerza explosiva y la asimetría de fuerza entre extremidades en batería de salto vertical

La capacidad de salto está directamente relacionada con el rendimiento deportivo y puede ser utilizado para discriminar los niveles de rendimiento de los deportistas. Son muchos los entrenadores, preparadores físicos, biomecánicos y fisiólogos que utilizan la batería de saltos descrita por Bosco (1994).

En un salto vertical, las dos piernas trabajan de manera simétrica; sin embargo, es relativamente normal que exista una pequeña diferencia de fuerza entre extremidades, pero cuando ésta sobrepasa el 10% existe de riesgo de lesión (Rahnama *et al.*, 2005). Si la evaluación del salto se realiza encima de dos plataformas de fuerzas, podemos registrar las fuerzas de reacción aplicadas por cada extremidad.

La batería de saltos evaluada mediante esta metodología es:

- Salto sin contramovimiento (SJ). También denominado *squat jump*, evalúa exclusivamente la fase concéntrica del salto. El movimiento se empieza en posición de medio *squat*, con las rodillas flexionadas a 90° y las manos en las caderas.
- Salto con contramovimiento (CMJ). Se evalúa tanto la fase excéntrica como la concéntrica del salto. Se inicia el movimiento en posición vertical y con las manos en las caderas. Para realizar el salto se efectúa un movimiento continuado de flexo-extensión de piernas.
- Salto con contramovimiento y utilización de brazos (CMJb). Similar al CMJ, pero se deja libre el movimiento de los brazos.

En la [figura 27](#) podemos observar la curva de fuerza vertical desarrollada por dos deportistas en un CMJ. El resultado del salto es similar para los dos deportistas. El saltador A realiza un salto de 33,6 cm mientras que el saltador B hace uno de 34,4 cm, pero la diferencia del pico máximo de fuerzas entre las dos extremidades es del 22% para el saltador A y del 1,5% en el saltador B.

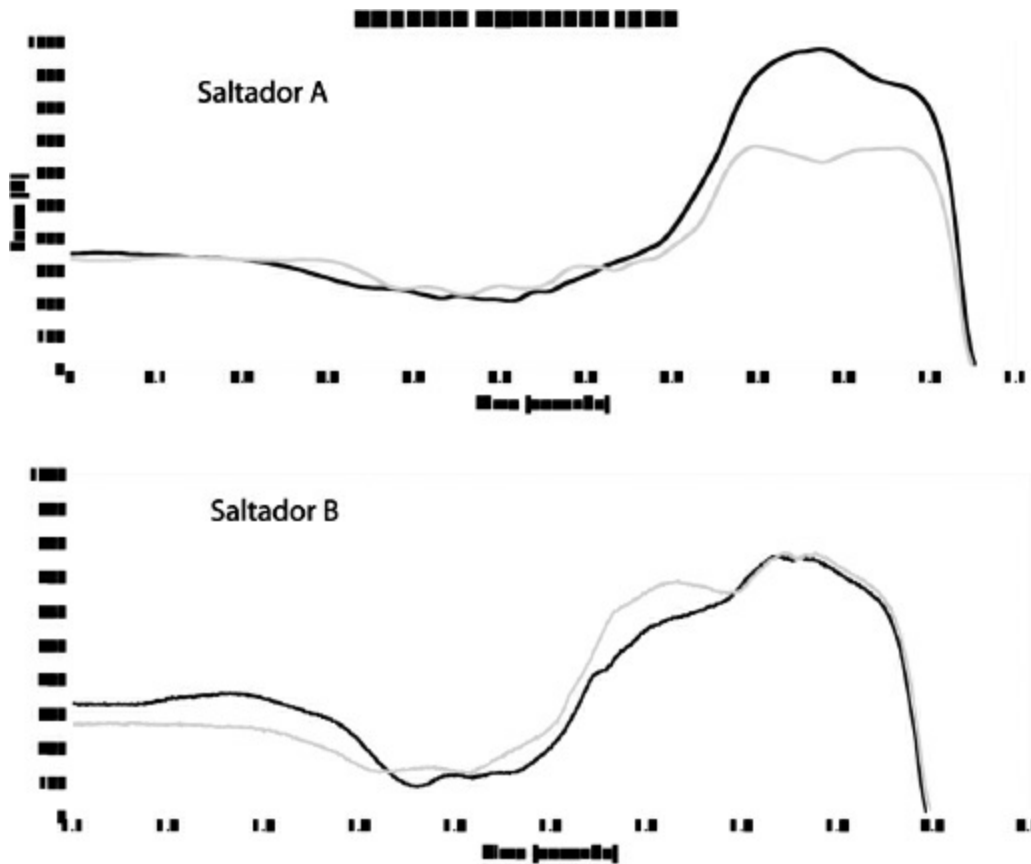


Figura 27.

La falta de dolor y el hecho de que la altura de los saltos sea parecida en los dos deportistas puede hacer pensar que están en buena condición física; no obstante, el deportista A presenta una asimetría de fuerza entre extremidades que le produce un riesgo elevado de lesión y que debería ser compensada.

PUNTO CLAVE

Los métodos y contenido de la biomecánica deportiva nos facilitan el análisis no solamente de la técnica de competición, o entrenamiento, sino que también hacen posible la valoración funcional, por ejemplo, de limitaciones articulares o asimetrías en el desarrollo de fuerza.

BIBLIOGRAFÍA

- Abdel-Aziz, Y., Karara, H. (1971) *Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry*. Papers from the American Society of Photogrammetry, Symposium on Close-Range Photogrammetry, 1-18.
- Arampatzis, A., Brüggemann, G.P. (1999) Mechanical energetic processes during the giant swing exercise before dismounts and flight elements on the high bar and the uneven parallel bars. *Journal of Biomechanics* 32: 811-820.
- Bloomfield, J., Ackland, T.R., Elliott, B.C. (1994) *Applied anatomy and biomechanics in sport*. Blackwell Scientific Publications, Australia
- Bosco, C. (1994) *La valoración de la fuerza con el test de Bosco*. Ed Paidotribo, Barcelona.
- Brüggemann, G.P., Cheetham, P.J., Alp, Y., Arampatzis, D. (1994) Approach to a biomechanical profile of dismounts and release – regrasp skills of the high bar. *Journal of Applied Biomechanics* 10(3): 291-312.
- Dapena, J. (1980a) Mechanics of rotation in the Fosbury-Flop. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 12(1): 45-53.
- Dapena, J. (1980b). Mechanics of translation in the Fosbury-Flop. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 12(1): 37-44.
- Dapena, J., Ae, M., Liboshi, A. (1997) A closer look at the shape of the high jump run-up (Un regard sur le modele d' une course d' elan en saut en hauteur). *Track coach ETATS UNIS D'AMERIQUE* 138: 4406-4411.
- Irwin, G., Kerwin, D., Manning, M., Brown, R. (2007) *Developing the kovacs on high bar*. Proceedings of the XXVth International Symposium on Biomechanics in Sports. Ouro Preto, Brasil, 349 –352.
- Ives, J., Straub, W., Shelley, G. (2002) Enhancing athletic performance using digital video in consulting. *Journal of Applied Sport Psychology* 14: 237-245.
- Klauck, J., Daniel, K., (1976) Determination of man's drag coefficients and effective propelling forces in swimming by means of chronocyclography. En: Komi, P. V. (Ed.) *Biomechanics V B* Human Kinetics Publishers, 250-257.
- Knudson, D.V., Morrison, C.S. (1997) The role of models in qualitative analysis. En: *Qualitative analysis of human movement*. Human Kinetics.
- Rahnama, N., Lees, A., Bambaecichi, E. (2005) A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics* 48(11-14): 1568-1575.

LOS JUEGOS DE PELOTA A MANO

30

Montaner, C.¹, Dr. Pérez, P.² y Dr. Llana, S.²

1. Instituto de Biomecánica de Valencia.
2. Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València)

RESUMEN

A lo largo de la historia, los juegos de pelota han ido conformando distintas modalidades de juego, algunas de las cuales han ido desapareciendo o transformándose paulatinamente con el tiempo. Otras, en cambio, han conseguido perdurar de modo muy similar a como se jugaba en la antigüedad. Actualmente, entre las diferentes modalidades de pelota que existen, los juegos de pelota en los cuáles se golpea la pelota con la mano poseen una riqueza y una tradición cultural difícilmente comparable con otro tipo de juegos o deportes. En el caso de España, estas modalidades a mano tienen su máximo exponente en los juegos de pelota valenciana y pelota vasca, practicados principalmente en las regiones de estas comunidades. En estas zonas aún se mantiene el arraigo y las costumbres propias de los juegos de pelota: la fabricación artesanal de las pelotas, la confección autónoma de las protecciones a partir de materiales cotidianos, el juego en la calle, las apuestas, la indumentaria, etc.

Cabe destacar cómo en todo este tiempo ha existido una escasa preocupación o intervención de la ciencia en relación con los juegos de pelota, más allá de tratar de describir cuestiones históricas, sociales o educativas. Al hacer un profundo análisis del juego se observan una serie de problemas que posiblemente dificulten la promoción de este tipo de deportes. Algunos de los más destacados están relacionados con el gran número de lesiones que padecen los jugadores, el excesivo tiempo destinado a la elaboración de la protección o la inexistencia de criterios normativos de seguridad en las instalaciones. Al igual que ocurre en otro tipo de deportes, la biomecánica puede actuar en la búsqueda de soluciones. En este sentido, es interesante conocer la opinión de los jugadores y de las personas relacionadas con la pelota para conjugar de la mejor forma posible tradición y vanguardia. En este

capítulo se muestra un análisis de la problemática que existe en torno a los juegos de pelota a mano y el instrumental biomecánico que puede ser utilizado para tratar de dar una solución satisfactoria.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Los juegos de pelota a lo largo de la historia

La mayoría de los deportes que actualmente se practican con un elemento básico como una pelota o balón han tenido un origen común o se han visto influidos por juegos de pelota practicados en la antigüedad. Así, la utilización de un utensilio esférico como parte central del juego lúdico ha sido una de las acciones más repetidas y conocidas en casi todas las culturas (García y Marzo, 2005). Este esférico, variable en sus dimensiones, peso y materiales de fabricación, ha ido modificándose desde sus orígenes en función de la evolución de los diferentes juegos de pelota de cada cultura. Así por ejemplo, los esquimales fabricaban pelotas con piel de foca, los indonesios utilizaban hojas de palmera y los aztecas las hacían con caucho (Conca *et al.*, 2002). Por su parte, entre las modalidades que han empleado un elemento esférico como parte esencial del juego destacan el “*Kemari*” en Japón, el “*Tsúchu*” en China, el “*Ishataboli*” en el caso de los indios de Norteamérica, el “*Pock-ta-pok*” de los Mayas y el “*Tlatchli*” de los Aztecas (Pérez y Llana, 2004).

Los juegos de pelota conforman un extenso grupo, con una riqueza intrínseca y cultural difícilmente comparable con otro tipo de juegos o deportes. En este gran grupo destacan aquellos juegos de pelota en los cuales ésta se golpea con la mano. En torno a éstos, existe una gran tradición y arraigo en diversos países de Europa, América y Asia, con un total de 20 federaciones nacionales, 20.194 licencias federativas y 908 clubes en todo el mundo (Martínez y Alcántara, 2004). En España se encuentran dos grandes referentes de los juegos de pelota: la pelota valenciana y la pelota vasca, propios de la cultura popular de estas regiones. Las modalidades más representativas de ambos deportes y las instalaciones donde se practican pueden observarse en la [tabla 1](#).

En el caso de las modalidades de juego practicadas en la Comunidad Valenciana, la característica principal es que en todas ellas la pelota es golpeada con la mano, variando, entre otras cosas, el número de participantes,

las características de las instalaciones y la pelota de juego utilizada. En cuanto a las instalaciones, destacar cómo los juegos de pelota valenciana históricamente se practicaban en las calles de forma natural. Actualmente, esta riqueza popular espontánea prácticamente ha desaparecido, aunque sí se realizan partidos de exhibición o competiciones *al carrer* (en la calle) en algunas de sus modalidades, como ocurre en *les llargues* o en el *raspall*. En el caso de la pelota vasca, una de sus principales modalidades es el juego de pelota a mano, que como su propio nombre indica, tampoco utiliza implemento alguno durante el juego. La pelota a mano vasca es una especialidad que se puede jugar tanto en el *trinquet* vasco como en el frontón corto de 36 metros, también llamado “pared izquierda” (tabla 1). Esta especialidad puede jugarse de forma individual o por parejas.

Tabla 1. Modalidades, instalaciones y especialidades más representativas de la pelota valenciana y de la pelota vasca.

PELOTA VALENCIANA		PELOTA VASCA	
Instalación	Modalidad	Modalidad (instalación)	Especialidad
TRINQUET VALENCIANO	1. Escala i corda	TRINQUET VASCO	mano
	2. Raspall		Xare
		FRONTÓN DE	3. Paleta con pelota de cuero
			4. Paleta con pelota de goma
GALOTXA	7. Galotxa	FRONTÓN DE -Frontón corto-	5. Frontenis
GALOTXETES	8. Galoxetes de Monóver		6. Paleta con pelota de goma
FRONTÓN	9. Frontó valencià		mano
		FRONTÓN DE -Frontón largo-	8. Paleta con pelota de cuero
			9. Pala corta
			10. Cesta punta

1.2. Contribución de la biomecánica deportiva en los juegos de pelota a mano

Como se ha venido comentando, los juegos y deportes de pelota han ido evolucionando, sufriendo interferencias y cambios culturales a lo largo de los siglos, creándose nuevos juegos y modalidades. Muchos de ellos se han perdido por el camino, posiblemente por su abandono o porque fueron

sustituidos por otros mejor aceptados y más practicados. No obstante, aún perduran muchos de los juegos con arraigo cultural e histórico propios de una zona determinada, como son los casos de pelota a mano comentados con anterioridad. Tal vez por tratarse de juegos tradicionales, la mayor parte de las investigaciones realizadas se han centrado en el análisis de distintas variables históricas, sociales, educativas y/o culturales (Soldado, 1999; Conca y Pérez, 1999). En la pelota valenciana, al igual que ocurre en la pelota vasca: “*no se encuentran prácticamente referencias a estudios biomecánicos con criterio científico*”, y menos aún referencias a investigaciones donde se analicen las acciones realizadas por el *pelotari* en cualquier tipo de modalidad de la pelota valenciana (Pérez y Llana, 2004).

PUNTO CLAVE

La pelota valenciana y la pelota vasca son los dos principales referentes de los antiguos juegos de pelota a mano que todavía se practican en España.

Sin embargo, recientemente, tanto la pelota vasca primero, como la pelota valenciana de forma más tardía, han vivido un período de expansión y de apoyo tanto de instituciones públicas como privadas que han convertido estos deportes (en algunas de sus modalidades) en profesionales o semiprofesionales. Como toda profesionalización deportiva, diversos agentes han influido en el cambio: patrocinadores; profesionales médicos, fisioterapeutas y preparadores físicos; gestores deportivos; televisiones, etc. Incluso se han producido cambios en el carácter de los estudios de carácter científico realizados. De hecho, en el último siglo se podrían citar algunos trabajos que han profundizado sobre variables cinéticas y cinemáticas durante los golpes (Soler *et al.*, 2001), sobre variables fisiológicas (Moragues *et al.*, 2004), sobre el análisis de las características y propiedades de las instalaciones de juego (Montaner, 2010), sobre las propiedades de las pelotas de juego (Gámez *et al.*, 2006), sobre las lesiones que sufren los jugadores (Montaner *et al.*, en prensa) o sobre las presiones palmares alcanzadas durante los golpes (Gámez, 2008). Cabe destacar que uno de los factores que pueden seguir contribuyendo a mejorar el estado de este tipo de deportes es el aumento del conocimiento científico. En este sentido, en la mayoría de los deportes existen líneas de I+D+i que contribuyen a mejorar el material y

equipamiento deportivo, así como las instalaciones de juego, o a estudiar las técnicas deportivas para dirigir la conducta motora y/o el entrenamiento del deportista de forma más eficiente y segura. De este modo, la biomecánica actúa a diferentes niveles (relacionados entre sí), persiguiendo unos objetivos generales (figura 1). A partir de estos, es posible establecer otros más concretos. Un sencillo ejemplo de un objetivo más específico sería modificar las fuerzas de resistencia de un pavimento para hacer variar su fricción con la intención de reducir el riesgo de lesiones en la interacción jugador-pavimento durante el juego.

PUNTO CLAVE

La investigación científica en pelota valenciana y pelota vasca ha pasado de ocuparse en sus inicios de aspectos socio-culturales o educativos, a estudiar recientemente aspectos biomecánicos propios del juego.



Figura 1. Niveles de actuación y objetivos de la biomecánica.

1.3. Áreas de estudio de la biomecánica deportiva en los juegos de pelota a mano

En cualquier tipo de deporte, la contribución en materia de biomecánica presenta amplias posibilidades. Según citan Pérez y Llana (2004), en el caso de los juegos de pelota a mano surge la necesidad de acotar o limitar el campo de estudio, para lo cual sería necesario plantearse dos cuestiones previas:

- ¿Qué aportaciones podría realizar la biomecánica del deporte al juego de la pelota?
- ¿Qué consideraciones (precauciones) deberían tener estas contribuciones?

Respecto a las posibles aportaciones del estudio biomecánico en el juego de pelota, éstas quedarían englobadas en cuatro grandes áreas o campos de estudio:

1. Análisis, descripción y mejora de las principales técnicas de golpeo empleadas en las distintas modalidades de juego de pelota a mano. Establecer modelos biomecánicos eficientes.
2. Estudio de las pelotas de juego. Fijar valores de referencia de las pelotas de juego.
3. Estudio del material utilizado por los jugadores para la protección de la mano ([figura 2](#)). Desarrollar nuevos sistemas de protección.
4. Análisis y establecimiento de criterios de seguridad y rendimiento deportivo de las distintas instalaciones deportivas específicas. Desarrollar nuevos pavimentos y paredes.

Para responder a la segunda pregunta, es necesario que las innovaciones a que den lugar estas cuatro áreas de actuación garanticen las características intrínsecas del propio juego y respeten sus valores más tradicionales y folclóricos, propios de la cultura y la tradición de los juegos de pelota a mano de la Comunidad Valenciana o del País Vasco. En este sentido, se deben respetar aspectos tan característicos como que el público esté dentro del recinto de juego “formando parte de la instalación”, las características y simbología del vestuario, las apuestas que se suelen hacer dentro del recinto, etc.

1.3.1. Características de las diferentes áreas de estudio

Para poder comprender mejor las áreas de estudio planteadas en la sección anterior, convendría definir las características principales de cada una de ellas.

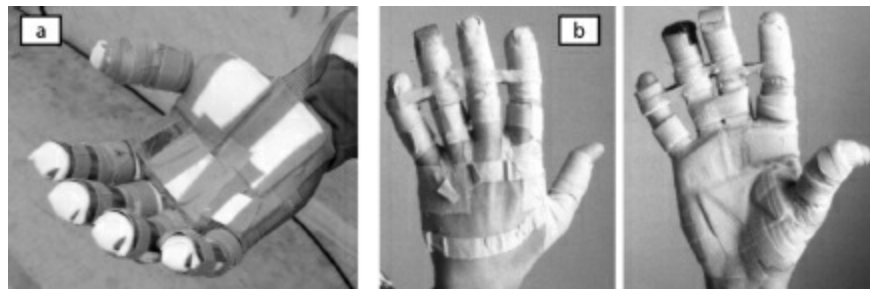


Figura 2. a) Protección tradicional utilizada por los jugadores de pelota valenciana. b) Protección tradicional utilizada por los jugadores de pelota vasca.

En primer lugar, respecto a las técnicas de golpeo utilizadas por los *pelotaris*, cabría destacar la necesidad de registrar aquella información que permita a los técnicos cuantificar el tipo, frecuencia e importancia de las diferentes acciones de juego (Pérez y Llana, 2004). Esto ya ocurre en muchos otros deportes (tenis, baloncesto, fútbol, voleibol...), y en la misma línea, ayudaría a planificar las cargas y la dirección del entrenamiento, así como permitiría evaluar de un modo objetivo los motivos del resultado de una competición. Este tipo de sistemas deberían ser fiables, sencillos de manejar y aportar información que ayude en el proceso de entrenamiento y en los procesos de aprendizaje de la modalidad de pelota en cuestión. Las acciones que se podrían registrar son muy variadas: número de golpes, zonas ocupadas, velocidades de carrera, tipo de golpes, intervención en el juego según demarcación, etc. Algunos de estos análisis se pueden llevar a cabo desde una sencilla metodología observacional basada en el visionado de vídeos o a través de otro tipo de sistemas más complejos, como por ejemplo el denominado AMISCO Pro ®, empleado por muchos equipos de fútbol europeos y basado en la fotogrametría y el posterior procesado en PC. De modo similar, sería interesante profundizar en la correcta ejecución técnica de los diferentes golpes realizados por los jugadores, para así conocer los factores biomecánicos que determinan el rendimiento y que ayudarían al perfeccionamiento técnico y a sistematizar su aprendizaje. Al respecto, de nuevo existen lagunas de conocimiento científico donde la biomecánica

puede actuar con distintos instrumentales de medida.

En segundo lugar, hay que tener presente que las pelotas de juego varían según la modalidad a la que se haga referencia. En el caso de la pelota valenciana, en dos de sus modalidades más practicadas, *escala i corda* y *raspall*, emplean como pelota de juego la denominada *pilota de vaqueta* (figura 3). Esta pelota de juego está fabricada artesanalmente por maestros del oficio, los cuales consiguen ensamblar perfectamente los ocho triángulos de los que consta. Su peso oscila entre 40 y 50 gramos y tienen tres centímetros de diámetro aproximadamente. Existen otro tipo de pelotas menos duras y pesadas, rellenas de trapo y con un núcleo de goma, que son empleadas durante la etapa de iniciación al juego y que se denominan *pilotes de badana*. En otras modalidades, como en el *frontó valencià*, se emplea otro tipo de pelota de color blanco y de piel de cabra, conocida como *pilota de tec*. Cada una de estas pelotas presenta características propias de peso, tamaño, dureza y bote.

La *pilota de vaqueta* tiene una gran tradición y un gran arraigo histórico. Su proceso de fabricación es totalmente artesanal, y los maestros fabricantes, conocidos como *piloters*, guardan celosamente dicho proceso, hasta el punto de que puede considerarse secreto. Precisamente por ello, estas pelotas poseen una escasa homogeneidad y su coste económico es elevado, dado el escaso número de pelotas que salen al mercado. En este sentido, sería recomendable que, al igual que ocurre con otros deportes como el fútbol, tenis o baloncesto, se estableciera en la pelota valenciana una normativa que analizara el comportamiento de la *pilota de vaqueta* y su interacción con el pavimento de la instalación. El estudio de sus propiedades y características permitiría desarrollar una nueva gama de pelotas sintéticas destinadas fundamentalmente a escuelas y categorías inferiores, de tal modo que fueran más económicas. Por otro lado, para preservar la tradición y el valor cultural e histórico de la *pilota de vaqueta*, convendría desarrollar criterios que garantizaran la certificación de pelotas valencianas de fabricación artesanal (Pérez y Llana, 2004).



Figura 3. Pilotes de vaqueta (*pelota valenciana*).

Por su parte, en el caso de la pelota a mano vasca, los *pelotaris* golpean con sus manos contra una pared (*frontis*) una pelota de 95-110 g de peso y 6,5 cm de diámetro. De este modo, los jugadores de pelota vasca golpean una pelota de más del doble de tamaño y grosor que los jugadores de pelota valenciana. A estas diferencias se les suman aquellas relacionadas con el modo de juego utilizado en ambas regiones. Mientras que los jugadores vascos golpean la pelota contra una pared, con la consiguiente pérdida de velocidad de la misma al impactar, en las modalidades del juego valenciano (*escala i corda* y *raspall*) el juego es directo y la pelota suele superar los 100 km/h en cada vuelo. Todas estas diferencias relacionadas con el juego y con la pelota hacen que las técnicas de golpeo varíen, que la forma de protegerse la mano sea diferente y que el esfuerzo realizado por unos y otros jugadores también difiera.

PUNTO CLAVE

Las áreas de estudio sobre las que la investigación biomecánica puede aportar soluciones de mejora son: (1) técnicas de golpeo; (2) pelotas de juego; (3) materiales y sistemas de protección para las manos, y (4) instalaciones de juego.

En tercer lugar, como consecuencia de las diferentes acciones de golpeo que conlleva el juego, los jugadores sufren fuertes impactos en sus manos. Para amortiguar estos impactos, los *pelotaris* se protegen ambas manos con distintos materiales. Suelen utilizar chapas, cartas, dedales, cuero, esparadrapo, Tesamoll® y otros de similares características y de uso cotidiano. Este último es un material similar a la EVA utilizada en calzado deportivo, del cual existen diferentes espesores y durezas. De este modo, los

pelotaris se confeccionan sus propias protecciones antes de cada partida.

Atendiendo a las características de elaboración y a la funcionalidad que ofrece la protección, se describen distintas problemáticas sobre las cuales la biomecánica deportiva puede actuar. Ésta puede resumirse en los siguientes tres apartados:

1. Los jugadores destinan mucho tiempo a la confección de la protección. Cabe destacar que la confección de la protección no es una tarea sencilla, sino, al contrario, laboriosa y compleja, en la que los jugadores suelen emplear aproximadamente entre media hora y una hora en la mayoría de los casos. Disminuir el tiempo destinado a configurarse la protección permitiría aprovechar mejor la duración de los entrenamientos y de las partidas.
2. Existe un gran número de lesiones y dolencias como consecuencia de los continuos y agresivos impactos que reciben los jugadores en sus manos. Ello dificulta la práctica continua y saludable de las modalidades de pelota a mano. Resaltar que los criterios de elección de los materiales que componen las protecciones no están basados en estudios científicos, sino en la tradición y en la experiencia personal de los jugadores. En este sentido, es necesario realizar estudios de tipo mecánico sobre diferentes tipos de materiales, en los que se utilicen fuerzas de impacto similares a las registradas por los *pelotaris* durante el golpeo. El empleo de materiales que produzcan una mayor reducción de fuerzas (absorción de impactos) y una mejor distribución de las presiones posiblemente permitirá reducir el número de lesiones, prolongándose a su vez la vida deportiva de los *pelotaris*.
3. No existe ningún equipamiento específico que se adapte a sus necesidades. En comparación con otros deportes, la generación de un equipamiento adaptado a las verdaderas necesidades de los jugadores constituye uno de los objetivos prioritarios en la I+D+i en las Ciencias de la Actividad Física y Deportiva. En el proceso de desarrollo de nuevos sistemas de protección sería indispensable conocer la opinión de los jugadores para poder adaptar de la mejor manera posible los diferentes aspectos funcionales de diseño (ajuste, amortiguación, peso, forma, espesor, etc.) de la nueva protección.

Asimismo, teniendo en consideración cada una de las cuestiones

comentadas anteriormente, un sistema de protección eficaz a modo de guante facilitaría la difusión de la pelota entre sus practicantes más jóvenes.

Finalmente, destacar que las instalaciones de juego propias de las modalidades de pelota a mano (frontones y trinquetes) (figura 4) carecen de procedimientos de ensayo normativos y de valores de referencia que permitan garantizar la práctica deportiva sin riesgos, así como también de criterios de seguridad, accesibilidad y confort de los espectadores. La contribución de la biomecánica en esta área estará enfocada por tanto a la mejora de las instalaciones de juego, a partir de ensayos mecánicos normativos.



Figura 4. Instalación específica para la práctica de pelota valenciana denominada trinquet.

2. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

2.1. Fotogrametría

La fotogrametría aplicada en los juegos de pelota a mano puede ayudar a profundizar sobre cómo debe ser la técnica de golpeo adecuada desde una doble perspectiva. Por un lado, para mejorar la eficacia del golpeo (aumento del rendimiento) y, por otro lado, para prevenir lesiones (aumento de la vida deportiva de los jugadores).

Existen diversos equipos basados en la fotogrametría a través de los cuales no sólo es posible medir la técnica deportiva, sino también el movimiento producido por el móvil de juego. Así, sería posible medir la velocidad de la pelota durante el juego o la velocidad de ésta en los diferentes tipos de golpeo.

La frecuencia de muestreo (imágenes por segundo) que se utilizará en cada caso variará en función del objetivo perseguido y de la velocidad del

gesto o acción deportiva. Por lo tanto, para el análisis de los diferentes tipos de golpes realizados por los *pelotaris*, sería conveniente emplear una elevada frecuencia de muestreo (≈ 500 Hz), puesto que el gesto completo ocurre en varias décimas de segundo y utilizar dos cámaras que nos permitan realizar un modelo en tres dimensiones.

PUNTO CLAVE

Para el análisis de los golpes mediante el uso de la fotogrametría se requiere utilizar dos cámaras y una elevada frecuencia de muestreo (≈ 500 Hz).

2.2. Acelerometría y electrogoniometría

El empleo conjunto de la acelerometría y la electrogoniometría ofrece una potente fuente de información biomecánica. Los goniómetros pueden ser utilizados para el análisis de los golpes realizados por los *pelotaris* mediante el estudio de los ángulos formados por las distintas articulaciones. Por su parte, en los juegos de pelota a mano, la acelerometría podría ser utilizada del siguiente modo:

1. Para conocer qué gestos técnicos de golpeo son los que producen una mayor aceleración y poder establecer relaciones entre ellos. Esto tiene repercusiones en la planificación y aplicación de las cargas de entrenamiento.
2. Para estudiar los pavimentos deportivos y conocer cuáles provocan una mayor o menor reducción de fuerzas durante las acciones deportivas de pelota (desplazamientos, golpes, carrera, saltos, etc.).
3. Para estudiar la reducción de fuerzas de los materiales que emplean los jugadores para confeccionarse la protección y buscar materiales alternativos que ofrezcan una mayor reducción de fuerzas. En este caso, se podría realizar un test de caída vertical (*drop test*), en el cual se emplea una masa instrumentada con un acelerómetro. Esta masa, al impactar sobre el material a estudiar, variará su desaceleración más o menos en función de la reducción de fuerzas que provoque el material. El objetivo final será encontrar materiales que consigan reducir las

molestias y lesiones que se producen los jugadores en las manos por el impacto de la pelota en los golpes.

PUNTO CLAVE

La acelerometría y la electrogoniometría son sistemas de análisis que pueden contribuir a mejorar la técnica deportiva, de los pavimentos o de los materiales utilizados en las protecciones.

2.3. Escáner 3D, calibrador y calas

En esta sección se muestran una batería de pruebas encaminadas a medir aspectos dimensionales de las pelotas de juego.

Mediante un escáner 3D es posible conocer la esfericidad y uniformidad de las pelotas. Por su parte, un calibrador ([figura 5](#)) aporta información acerca del diámetro de las mismas, y las calas ([figura 5](#)) pueden ser utilizadas para conocer el nivel de apertura entre los diferentes gajos de los que consta la *pilota de vaqueta*.

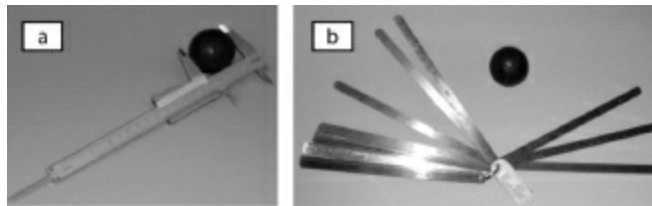


Figura 5. a) Calibrador. b) Calas.

2.4. Rugosímetro, durómetro, balanza de precisión, micrófono con cronómetro y cañón neumático

El instrumental que aquí se muestra tiene por objetivo estudiar algunas de las variables mecánicas de las pelotas de juego.

Para conocer la homogeneidad de las pelotas sería oportuno utilizar un rugosímetro; para conocer el grado de dureza de las mismas un durómetro, y para conocer su peso exacto una balanza de precisión.

También es posible analizar otro tipo de variables mecánicas como son el

bote vertical o el vuelo. El bote vertical puede ser calculado mediante el uso sincronizado de un micrófono y un cronómetro electrónico de medición del sonido, de modo que en cada impacto de la pelota quede registrado el tiempo (tiempo entre botes). Así, para el cálculo de la altura alcanzada en cada bote se debe lanzar la pelota siempre desde una misma altura y aplicar la siguiente fórmula:

$$h = (1/8 \cdot g) \cdot (t_2 - t_1)^2$$

En donde g es la aceleración de la pelota que viene impuesta por la gravedad (9,8 m/s), $t_2 - t_1$ es la diferencia de tiempo en segundos registrada entre el segundo (t_2) y el primer bote (t_1) y h el resultado en centímetros de la altura alcanzada por la pelota en el bote vertical.

PUNTO CLAVE

Existe un amplio instrumental de medida capaz de evaluar diferentes propiedades mecánicas de las pelotas de juego: escáner 3D, calibrador, calas, rugosímetro, durómetro, balanza de precisión, micrófonos y cañón neumático.

Por otro lado, para conocer el vuelo de la pelota se medirá con una cinta métrica la distancia alcanzada por ésta desde donde es lanzada hasta donde impacta por primera vez en el suelo. Para que cada lanzamiento sea idéntico, hay que controlar cuatro aspectos básicos: la zona de lanzamiento, la dirección del lanzamiento, el ángulo de lanzamiento y la fuerza con que es proyectada la pelota. Para el lanzamiento de la pelota, se puede utilizar un instrumento conocido como cañón neumático ([figura 6](#)), compuesto por un compresor de aire, un regulador de presión con su correspondiente marcador (puede alcanzar alrededor de 7 bares) y un tubo adaptado a las dimensiones de las pelotas utilizadas por los *pelotaris*.



Figura 6. Cañón neumático adaptado a las pelotas de juego de pelota vasca a mano.

2.5. Péndulo TRRL

Para el análisis de pavimentos y concretamente de la fricción longitudinal del pavimento, se puede utilizar el péndulo TRRL ([figura 7](#)). Este péndulo simula el gesto de un jugador al realizar un desplazamiento en dirección longitudinal. Los valores que ofrece este instrumento de medida se encuentran dentro de una escala de 0 (fricción inexistente) a 100 (fricción máxima).



Figura 7. Péndulo TRRL para la medición de la fricción longitudinal del pavimento.

2.6. Fricción rotacional

Para analizar los pavimentos, pero en este caso para analizar la fricción rotacional se puede emplear también la máquina de fricción rotacional ([figura 8](#)). Esta máquina deja caer una masa girando sobre su eje vertical, la cual incorpora unas zapatas de caucho. Al contactar ésta con el suelo, una célula de carga registra el movimiento rotatorio, a partir del cual, con un PC y un *software* apropiado, es posible conocer el valor de fricción rotacional que ofrece el pavimento. Esta máquina, por tanto, reproduce el gesto de rotación

del pie de un deportista al realizar un giro y pivotar sobre el pie.

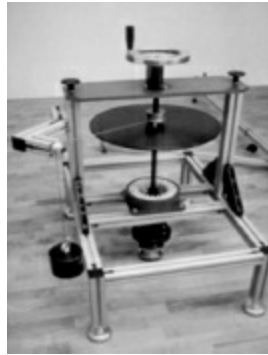


Figura 8. Máquina de fricción rotacional para la medición de la fricción rotacional del pavimento.

PUNTO CLAVE

El análisis de la fricción longitudinal y rotacional de las diferentes zonas de juego es fundamental para poder desarrollar pavimentos que permitan una práctica segura del deporte.

2.7. Wassing Sestée

En los juegos de pelota a mano, la pelota puede golpear tanto el pavimento como las paredes de los trinquetes o frontones. En este tipo de impactos, la pelota realiza un bote angulado. Para analizar las características que presenta el bote angulado de la pelota se puede utilizar un aparato llamado Wassing Sestée (figura 9), el cual es empleado por la Federación Internacional de Tenis (ITF) en el procedimiento de homologación de pistas de tenis. Este instrumento de medida consta de varias barreras de fotocélulas y es capaz de registrar una gran cantidad de información: velocidades y ángulos tanto de entrada como de salida de la pelota; el desplazamiento de la pelota entre el primer contacto y el último contacto del bote; la fricción existente entre la pelota y el pavimento, etc. Para evaluar el bote de la pelota, tanto en el pavimento como en las paredes, se lanzará la pelota empleando un cañón neumático (punto 2.4.) y se seguirá un procedimiento de ensayo similar al que se muestra en la figura 10.

PUNTO CLAVE

La interacción de la pelota con paredes y pavimento puede analizarse mediante el uso del instrumento Wassing Sestée.



Figura 9. Instrumento Wassing Sestée para la medición del bote angulado de la pelota en el pavimento.

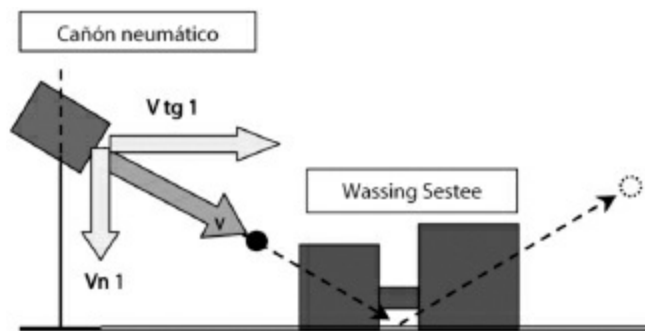


Figura 10. Procedimiento de ensayo del bote angulado en el pavimento mediante el uso de un cañón neumático y del Wassing Sestée.

2.8. Biofoot/IBV

Basándose en la tecnología del equipo BIOFOOT/IBV para la medición de las presiones en la planta de los pies, el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) ha desarrollado una serie de plan-tillas instrumentadas adaptadas a la estructura anatómica de las manos ([figura 11](#)). Mediante este tipo de plantillas es posible registrar las presiones alcanzadas en la mano durante los golpes realizados por los jugadores de pelota. El equipo consta de 16 sensores ubicados en diferentes zonas de interés de la mano. La frecuencia de muestreo que alcanza el equipo es muy elevada (5400 Hz), imprescindible para medir la rapidez con que se produce el impacto en la

mano.

PUNTO CLAVE

El equipo BIOFOOT/IBV adaptado a la mano es capaz de registrar, en una situación real de juego, las presiones máximas en la mano durante el golpeo. Éste ocurre en pocos milisegundos, siendo necesaria una elevada frecuencia de muestreo para detectarlo (≈ 5.400 Hz).

Gracias a este equipo, es posible estudiar biomecánicamente qué materiales utilizados en las protecciones ofrecen una mayor amortiguación, y así actuar sobre la alta incidencia de lesiones producidas en la mano de los jugadores de pelota. También puede ser utilizado para conocer cuáles son las zonas de la mano que sufren mayores impactos durante un determinado tipo de golpeo.



Figura 11. Equipo de medición de presiones en la mano.

BIBLIOGRAFÍA

- Conca, M., Pérez, V. (1999). Joc popular i tradicional valencià: la pilota valenciana. En: Villalón, M. (Eds.). *Formación de los maestros especialistas en educación física*. Generalitat Valenciana, Valencia.
- Conca, M., García, G., Gimeno, T., Llopis, F., Naya, J., Pérez, V. (2002). *La pilota valenciana: Unitat didàctica*. Generalitat Valenciana, Valencia.
- García, G., Marzo. (2005) *El joc de pilota a través dels segles*. Ponencia presentada en el I Simposio Nacional de Pelota Valenciana. Valencia.
- Gámez, J., Rosa, D., Alcántara, E., Montaner, A., Gutiérrez, J.M., Comín, M., Vera, P., Prat, P. (2006). *Analysis of the relationship between mechanical properties and players perceptions of the balls in Spanish*

- traditional sport: "La pilota valenciana"*. The Engineering of Sports 6, Developments for Disciplines. Conference of the International Sports Engineering Association, Munich (Alemania) (2): 23-28.
- Gámez, J. (2008) *Diseño de un guante de protección para pelota vasca, atendiendo a criterios biomecánicos, mecánicos y de rendimiento deportivo*. Tesis Doctoral. Valencia, Universidad de Valencia.
- Montaner, A.M. (2010) *Estudio de los trinquetes de pilota valenciana, según criterios epidemiológicos, de opinión y biomecánicos*. Tesis Doctoral. Valencia, Universidad de Valencia.
- Montaner, A.M., Llana, S., Gámez, J., Montaner, C. (en prensa). Estudio epidemiológico en pelota valenciana. Revista Internacional de Medicina y Ciencias del Deporte.
- Martínez, A., Alcántara, E. (2004). Contribución de la biomecánica al desarrollo de la pelota valenciana. *Revista de biomecánica* (35): 19-21.
- Moragues, S., Navarro, R.C., Soler, S., Granell, J.F. (2004) *Estudio de la actividad física desarrollada por jugadores de pilota valenciana durante una competición oficial de la modalidad de Raspall*. III Congreso de la Asociación Española de Ciencias del Deporte, FCAFE (Universidad de Valencia), Valencia.
- Pérez, P., Llana, S. (2004) Aportaciones de la Biomecánica deportiva al juego de la pelota valenciana. *Revista electrónica RENDIMIENTO DEPORTIVO.COM*.
<http://www.Rendimientodeportivo.com/n009/Artic042.htm>.
- Soldado, A. (1999) *Joc de pilota. Historia de un deporte valenciano*. Diputación de Valencia, Valencia.
- Soler, S., Navarro, R.C., Brizuela, G. (2001). Análisis biomecánico del juego de pelota valenciana: diferencias en la velocidad de salida de la pelota en dos tipos de modalidad de raspall. En: Campos, J.F., Llana, S., Aranda, R. (Coords.) *Nuevas aportaciones del estudio de la actividad física y el deporte*. II Congreso de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, FCAFE (Universidad de Valencia), Valencia (2): 305-309.

“PARA SABER MÁS”

Federación Internacional de Pelota Vasca: www.fipv.net

Federación de Pilota Valenciana: www.fedpival.es

Acerca de la Pilota Valenciana: www.pilotavalenciana.com

La Pelota en Holanda: www.knkb.nl Federación francesa de Pelota Vasca:
www.ffpb.net

LA BIOMECÁNICA EN LA MEDICINA DEL DEPORTE

31

Dr. González, J.A.

Rehabilitación y Deporte (Pamplona,
Universidad de Navarra).

RESUMEN

El buen médico deportivo posee los conocimientos fundamentales de fisiología, biomecánica, patología y tratamiento que le permiten ejercitar su oficio con interés y provecho para él y los deportistas.

Pero aunque este papel traumatológico de aplicación de la Medicina Deportiva aparece como dominante en el ejercicio de todos los días, tiene otro, no menos predominante, que aparece claramente cuando se trata de apreciar la aptitud para el deporte de un sujeto y la influencia del entrenamiento sobre el organismo. Para desarrollar bien esta misión, el médico deportivo debe ser a la vez un excelente médico general, un excelente cardiólogo y un excelente higienista. Por estas cualidades requeridas, el médico deportivo se nos presenta a un alto nivel entre la clase médica encargada de la prevención. La Medicina Deportiva es una rama privilegiada de la medicina preventiva.

No obstante, cada vez es más frecuente el trabajo en equipo, con esa denominación más amplia de grupo de personas que se dedican al deportista y que se engloban en lo que se denomina Ciencias del Deporte, como una parte de las Ciencias de la Salud, encontrándose en ellas como cabecera la Medicina del Deporte, junto con otros especialistas médicos y/o paramédicos.

1. INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas, el deporte como objeto de investigación científica ha atraído a mucha gente proveniente de las más diversas disciplinas. Antes prevalecía el estudio de la problemática que ocasiona el deporte, y

posteriormente intervinieron las ciencias médicas y biológicas, existiendo hoy en día ramas científicas variadas, especiales, dedicadas a la teoría del deporte, su sociología, la psicología del ejercicio y el deporte, la biomecánica y los problemas motores de aprendizaje relacionados con el deporte. Por ello, quizás el mayor problema para el estudio científico del deporte y del ejercicio físico es que se han de conectar muchas disciplinas científicas, médicas y no médicas.

Hay una clara discrepancia entre la apreciación efectiva y la importancia que tiene el deporte de nuestra sociedad, con el olvido que en general tienen los científicos de tratar este fenómeno que es el deporte. Pudiera ser que sienten cierto desdén como ciencias “superiores” que son, hacia algo tan físico como es el ejercicio físico y el deporte, pero debe haber con seguridad otras razones. El estudio del hombre, su movimiento, su rendimiento, es una tarea muy compleja.

Durante mucho tiempo, el papel de la práctica deportiva a nivel del alto rendimiento se ha concretado en el estudio de las contraindicaciones y el tratamiento de los problemas secundarios originados por la actividad física. Actualmente el concepto ha evolucionado hacia el término de biología del ejercicio físico, ofreciendo al médico los medios para una mejor comprensión de las posibilidades de adaptación del organismo a la actividad física muscular específica.

PUNTO CLAVE

El concepto de biología del ejercicio físico proporciona al médico una aproximación más veraz sobre los mecanismos de respuesta y adaptación del organismo del deportista a la actividad físico-deportiva que practica.

La Medicina del Deporte está creciendo en progresión geométrica en los últimos años debido a la organización a todos los niveles (hombres, mujeres, niños) de actividades deportivas. Los grandes acontecimientos que suponen las maratones populares con participación de miles de personas; el esporádico fallecimiento de alguien que está realizando una actividad deportiva; la precocidad del deporte, incluso a nivel competitivo en edades jóvenes; la existencia de una patología concreta originada por deportes y especialidades; el estudio que a nivel de prevención se hace con el fin de evitar el riesgo que

el deporte de alto nivel origina; los numerosos medios terapéuticos modernos salidos de otras especialidades médicas; el estudio del gesto deportivo a nivel biomecánico..., todos ellos son hechos que están ahí y hacen que la especialidad de la Medicina de la Educación Física y el Deporte esté en el candelerero, mucho más que nunca.

2. DEFINICIÓN DE MEDICINA DEL DEPORTE

El deporte de competición se convierte cada día más en un campo de experimentación de tipo científico con la finalidad de comprobar cuáles son los límites de adaptación del organismo a esfuerzos extremos. Conocido esto, y a pesar de trabajarse intensamente, hoy en día a nivel preventivo en el campo de la Medicina del Deporte, en esa formación del ser humano hacia el rendimiento en el esfuerzo, son cada vez más habituales las lesiones originadas por el esfuerzo intenso de una actividad física. Se sobrecargan las articulaciones, se distienden los ligamentos, se lesiona la musculatura, se hace cargar la articulación con peso superior al que el organismo puede resistir. Ello ha hecho que desde siempre se confunda la Medicina del Deporte con la propia Traumatología.

No es sencillo definir lo que es la Medicina del Deporte. Hay diferencias significativas entre países y escuelas; la Federación Internacional de Medicina del Deporte utiliza un texto de Profesor Hollmann que parece el más adecuado. Este autor define esta especialidad como *“el área de la Medicina que estudia la adaptación del ser humano al ejercicio físico, en personas de ambos sexos, en personas de todas las edades, en la prevención, tratamiento y rehabilitación de patologías, así como en el entrenamiento del atleta”*.

El Consejo de Europa también se ha preocupado por definir la Medicina del Deporte considerando que *“es la aplicación de la ciencia y el arte médico a la práctica del deporte de competición y la actividad física en general, con el objeto de aprovechar las posibilidades preventivas y terapéuticas del ejercicio, mantener el estado de salud y evitar daños relacionados con el exceso o falta de actividad física”*.

La Medicina del Deporte tiene como directriz fundamental la selección de los deportistas, la orientación a los técnicos a fin de que ajusten los entrenamientos a las posibilidades de cada individuo y también el tratamiento lesional que el deporte origina.

La Medicina del Deporte se enmarca en la medicina preventiva. Se ajusta a los mismos objetivos que la medicina preventiva común aunque, por otro lado, represente una medicina preventiva especializada, cuya aspiración no es puramente prevenir incidentes o accidentes patológicos, sino vigilar por el mantenimiento de lo que caracteriza la salud: el bienestar; lo que los ingleses llaman “the physical fitness”. Es decir, “bienestar del resto”, que no es sólo físico sino también psíquico.

La medicina preventiva, en general, busca ante todo la prevención de enfermedades susceptibles de contagio. La Medicina Deportiva busca sobre todo la aptitud para practicar esfuerzos. Esta finalidad es la que la convierte en instrumento privilegiado, por ejemplo, para diagnosticar afecciones cardiovasculares a cualquier edad.

3. ¿POR QUÉ Y PARA QUÉ LA MEDICINA DEL DEPORTE?

La Medicina del Deporte tiene como directriz fundamental la selección de deportistas, la orientación a los técnicos a fin de que ajusten los entrenamientos a la posibilidad de cada individuo, y también el tratamiento lesional que el deporte origina.

Con una Medicina del Deporte seria se puede planificar correctamente la actividad física de acuerdo a cada uno, se puede dar una racionalización biológica en los programas de entrenamiento, una aportación científica y una ayuda en algo que suele ser fruto de la improvisación.

3.1. Evaluación funcional del deportista

En un *primer nivel* se estudia la estructura genérica del deportista, la *performance* humana depende del genotipo y del fenotipo. De 44.000 genes que constituyen el ser humano, sólo el 3,% de ellos pueden ser diferentes entre dos individuos.

El *segundo nivel* del análisis se caracteriza por un riguroso examen de salud. En países no totalmente industrializados, el nivel de salud no es el adecuado en muchos de los deportistas y hay obligación de evaluar este aspecto.

El *tercer nivel* comprende cuatro áreas modificadas por las variables de rendimiento. La primera es la Cineantropometría, viene a continuación la

Fisiología del Ejercicio, la Biomecánica y la Psicología del Deporte. Este orden no es aleatorio y refleja un concepto de prioridades. Para poder lograr una producción adecuada de energía en relación con una *performance*, se debe considerar al deportista en su composición corporal ideal, con sus proporciones adecuadas a las prestaciones que se le proponen. El análisis de gesto deportivo, valorado con estudios biomecánicos, tiene que partir del principio de que la producción de energía esté en un nivel adecuado. Un entrenamiento o preparación psicológica debe ser realizado solamente en deportistas que estén plenamente capacitados en las otras tres áreas, siendo indicado especialmente en períodos de competición (figura 1)



Figura 1. La medicina en las ciencias de la actividad física y el deporte.

4. BIOMECÁNICA

La biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas actuantes sobre un sistema biológico y los efectos conseguidos por esas fuerzas. En la biomecánica deportiva, el sistema biológico estudiado es el cuerpo humano, y el estudio de los efectos de las fuerzas suele estar relacionado con la actuación en el deporte y las lesiones.

Las lesiones relacionadas con el deporte suelen afectar el sistema musculoesquelético. Éstas se pueden definir como un deterioro funcional del tejido específico, que por lo general va acompañado de dolor. Las lesiones se producen cuando una o más estructuras del sistema musculoesquelético reciben una carga que supera los límites de tensión de los tejidos biológicos. Se pueden clasificar en agudas y crónicas.

PUNTO CLAVE

Cuando el aparato locomotor es sometido a cargas mecánicas superiores a las que es capaz de tolerar, aparecen dolencias y/o lesiones, pudiendo ser éstas de carácter crónico o agudo.

Las lesiones agudas se definen como el fracaso de las estructuras biológicas causado por fuerzas que superan los límites de tensión del tejido sano. Éstas se asocian con fuerzas repentinas e irresistibles que a menudo son el resultado de la mala ejecución de un movimiento.

Las lesiones crónicas se definen como el fracaso de las estructuras biológicas causado por fuerzas que no alcanzan el límite de tensión de los tejidos, pero que han determinado que la estructura en cuestión perdiera su resistencia normal para soportar cargas, debido por lo general a la repetición de éstas. Este tipo de lesiones suelen estar asociadas con ejercicios que requieren continuas repeticiones. Las fracturas de tensión de las extremidades inferiores en corredores y bailarines, la tendinitis de las muñecas en los nadadores y el dolor femorrotuliano en ciclistas y patinadores son típicos ejemplos.

Puesto que las lesiones en el deporte están asociadas con las fuerzas que actúan sobre las estructuras individuales del sistema musculoesquelético, es importante conocer estas fuerzas, o su valor aproximado, para la actividad deportiva en cuestión.

Las fuerzas internas se definen como las fuerzas que actúan sobre el sistema biológico en el interior del cuerpo. En el análisis de las lesiones deportivas, resultan interesantes las fuerzas internas que actúan sobre músculos, tendones, ligamentos, huesos y cartílagos articulares. Para calcularlas, lo primero es determinar las fuerzas y momentos resultantes intersegmentarios. Luego se calculan las fuerzas internas, de forma tal que la suma de todas las fuerzas y momentos producidos por las estructuras internas es igual a las fuerzas y momentos resultantes articulares, respectivamente.

Es posible demostrar con un ejemplo la importancia de las variables geométricas en el cálculo de las fuerzas internas. El dolor anterior en la rodilla se asocia con fuerzas existentes entre la rótula y el fémur. La [figura 1](#) ilustra la articulación de la rodilla en posición flexionada.

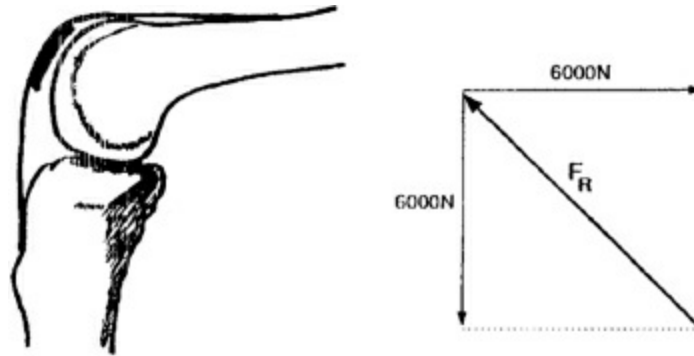


Figura 2. Fuerza de contacto femorrotuliano con la articulación de la rodilla en un ángulo cercano a los 90°.

Las fuerzas de los músculos cuádriceps y del ligamento rotuliano que tiran de la rótula son aproximadamente perpendiculares entre sí. Para satisfacer las condiciones de equilibrio de la rótula exigidas, por ejemplo, por un ejercicio isométrico de extensión de la rodilla, la fuerza de contacto femorrotuliana debe igualar las fuerzas del cuádriceps y el ligamento rotuliano. Estas fuerzas pueden alcanzar valores de 6.000 N para una contracción isométrica de la articulación de la rodilla en un ángulo de 90°. En este caso, la magnitud de la fuerza femorrotuliana resultante es de 8.485 N.

La [figura 2](#) representa la rodilla en posición casi extendida. En este caso, el ángulo entre la línea de acción del ligamento rotuliano y del músculo cuádriceps es mayor que en el ejemplo anterior (es decir, 170° en lugar de 90°). Suponiendo que las fuerzas del ligamento rotuliano y del cuádriceps son las mismas que en el ejemplo anterior (6.000 N), la fuerza de contacto femorrotuliana es de apenas 1.046 N, lo cual representa alrededor del 12% de la fuerza correspondiente cuando la articulación de la rodilla estaba en un ángulo de 90°.

Suponiendo que el dolor anterior de rodilla está causado por grandes fuerzas de contacto femorrotulianas, resulta evidente que este problema se presentará sobre todo en atletas que desarrollen grandes fuerzas extensoras de la rodilla en posiciones flexionadas de la articulación, es decir, esquiadores, halterófilos, patinadores de velocidad y ciclistas. Los deportistas que padezcan este tipo de dolor tendrán que evitar los ejercicios que requieran grandes fuerzas extensoras de la rodilla en posiciones flexionadas de la articulación.



Figura 3. Fuerza de contacto femorrotuliana con la articulación de la rodilla en un ángulo de 170°.

4.1. Biomecánica en el deporte y prevención de lesiones

Colaborar con los entrenadores y deportistas para conseguir un mejor conocimiento de parámetros biomecánicos relevantes en cada deporte a través de una valoración cualitativa y/o cuantitativa de dichos parámetros es uno de los desarrollos más importantes de esta rama del deporte; también es importante colaborar en la valoración de la técnica individual del deportista a través de sistemas comparativos basados en la medición y/o cálculo de parámetros biomecánicos, así como participar en la valoración de ejercicios técnico-físicos de entrenamiento a través de sistemas comparativos basados en la medición y/o cálculo de parámetros biomecánicos.

Todo ello nos ha de servir para prevenir las lesiones agudas y crónicas de un tejido biológico, reduciendo las fuerzas que actúan sobre esa estructura, de forma que el tejido sano pueda soportar la fuerza única aplicada (caso agudo) o las fuerzas repetidas de menor magnitud, que con el paso del tiempo cambian las propiedades mecánicas del tejido, volviéndolo menos resistente (caso crónico). Las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos sanos son difíciles de determinar y, al parecer, varían de un individuo a otro. Es preciso tratar de reducir las fuerzas internas en las estructuras que, según se ha demostrado, son susceptibles de sufrir lesiones en los diferentes deportes. Esto puede conseguirse por tres medios:

1. Cambios en la ejecución (o técnica) del movimiento. Los lanzadores de jabalina pueden cambiar la técnica de sujeción de la jabalina del método “tradicional” al “finés”, para evitar lesiones de codo y hombro.
2. Cambios en el equipo. Durante los últimos años la investigación sobre el calzado de carrera ha estado orientada a reducir el choque y el impacto sobre el pie y prevenir la pronación durante la fase de apoyo. Estos dos factores están asociados con la reducción de las fuerzas ejercidas sobre determinadas estructuras internas.
3. Cambios en las instalaciones. Los tapetes y colchones utilizados en gimnasia y saltos de altura en atletismo han cambiado radicalmente en los últimos veinte años, con el fin de reducir la frecuencia de lesiones.

4.2. Ideas para mejorar

La actuación de un atleta puede mejorarse perfeccionando el diseño mecánico del equipo deportivo.

4.2.1. Equipo

El diseño del equipo utilizado en el deporte ha adquirido gran importancia. El diseño de la jabalina “planeadora” potenció en gran medida las actuaciones en esta especialidad. Las pértigas de fibra de vidrio han permitido saltos que no habrían sido posibles con las pértigas de bambú. Las actuales bicicletas de carrera son mucho más ligeras y aerodinámicas que las de hace veinte años.

La vestimenta para deportes como el patinaje de velocidad, el ciclismo y el esquí alpino es ahora mucho más aerodinámica. En algunos deportes, los organismos oficiales responsables han detenido los avances en la tecnología del equipamiento por razones de coste y seguridad, y a veces por motivos que no resultan necesariamente obvios para el lego. Por ejemplo, la jabalina “planeadora” fue declarada ilícita porque las dimensiones de los estadios de atletismo existentes no permitían garantizar la seguridad en las competiciones. En remo, las embarcaciones con aparejos móviles y asientos fijos se han prohibido, pese a sus claras ventajas mecánicas sobre las embarcaciones tradicionales. En bobsleigh, la suspensión y el tratamiento térmico de los vehículos antes de la competición están estrictamente

regulados y no permiten mejores actuaciones desde el punto de vista mecánico.

4.2.2. Ejecución de los movimientos

En muchos deportes, los cambios en la ejecución de los movimientos han hecho posible mejorar la actuación atlética. La mayoría de estos cambios fueron introducidos por deportistas y entrenadores, más que por la investigación científica, y a menudo representan una utilización perfeccionada de los grupos musculares implicados.

En el salto de altura se produjeron cambios espectaculares cuando el estilo tijera fue sustituido por la extensión dorsal, el rodillo ventral y finalmente el estilo Fosbury. Resulta bastante razonable suponer que ninguno de los actuales saltadores de altura se acercaría ni tan siquiera remotamente a la presente plusmarca mundial si siguieran saltando con el estilo tijera.

La adopción de la técnica libre (de patinaje) en lugar de la técnica tradicional (de surcos paralelos) en esquí de fondo, la ejecución subacuática del estilo espalda en natación o la técnica del salto mortal en el salto de longitud constituyen más ejemplos de la forma en que los cambios de la técnica pueden mejorar los resultados obtenidos.

La mayor parte de la investigación biomecánica deportiva puede comprenderse si se conocen unos pocos principios mecánicos básicos. Estos principios se utilizan por lo general para analizar factores relacionados con las lesiones o con la actuación. En ambos casos, es preciso contar con suficientes conocimientos de las propiedades del sistema musculoesquelético humano sano.

5. ACTUALIZACIONES EN MEDICINA DEL DEPORTE

5.1. Diferentes métodos de resistencia

Uno de los aspectos fundamentales en la actividad física y el deporte es sin duda el llegar a conocer la fuerza muscular. La Fisiología Biomecánica Rehabilitación, Medicina del Deporte y Ergonomía son ciencias útiles y fundamentales para el ser humano. En todas ellas, una valoración muscular es sinónimo de objetivación de unos hechos que luego van a condicionar el

funcionamiento de ese ser humano.

4.2.2. Cargas directas

Las cargas directas fijadas a nivel de un segmento corporal en movimiento son muy utilizadas en el refuerzo muscular en Medicina Deportiva. No es solamente la masa el único elemento a considerar, pues el lugar de aplicación de la carga puede condicionar el valor del momento de resistencia.

Puede ser erróneo comparar las actividades contráctiles de varios sujetos entre ellos, o de un mismo sujeto en diferentes ocasiones, si los brazos de palanca no son idénticos. En ocasiones y por el problema clínico que tenemos entre manos, el lugar de aplicación de la resistencia debe estar próximo al eje articular móvil con el fin de respetar los deslizamientos articulares, siendo en este caso necesario aumentar el valor de la carga para conservar el mismo momento de resistencia.

Sólo se puede tener en cuenta la carga opuesta al movimiento, si éste está realizado a velocidad controlada y reproducible. Cuando se estudia la evolución del momento de resistencia de una carga adicional a través de un ejemplo estereotipado, como puede ser el músculo cuádriceps, se demuestra fácilmente que la resistencia está ligada a la posición segmentaria. Por ejemplo, en la posición de partida, con la pierna en vertical, el momento de resistencia es nulo, y en cambio, en la posición de llegada, en la horizontal, el momento de resistencia es máximo. La evolución entre estas dos posiciones está ligada a la situación de la extremidad, siendo a veces posible obtener un momento de resistencia máximo para una posición intermedia utilizando lo que denominamos en rehabilitación “compás de acoplamiento”.

5.1.2. Cargas indirectas

Las cargas indirectas utilizando el sistema pesopolea pueden someterse al mismo análisis que lo anterior referido a las cargas directas: el momento de resistencia está condicionado por la posición segmentaria.

5.1.3. Resistencia manual

La resistencia manual puede superar la dependencia de los sistemas

anteriores. Podemos producir la actividad motora en cualquier momento. Se puede dosificar la resistencia a lo largo del recorrido articular buscando la mejor adaptación para cada caso y cada momento. Existe una interesante relación entre paciente y terapeuta, pudiéndose tomar la decisión más adecuada en cada momento.

La oposición manual permite entrenar grupos musculares tanto en actividades analíticas como en esquemas más funcionales.

5.1.4. Resistencias isocinéticas

Es un sistema de trabajo que permite medir el momento de fuerza correspondiente al par de fuerzas originadas por la contracción muscular en el brazo de palanca y a una velocidad marcada.

Un sistema isocinético permite, por un lado, realizar con cierta corrección una valoración inicial, individualizar el entrenamiento muscular, recuperar a un individuo de sus lesiones desde el punto funcional y también buscar la prevención de las mismas.

Algunas de las características generales de los aparatos isocinéticos son que la velocidad de ejecución de movimiento es reproducible, hay un equilibrio mecánico entre grupos musculares, acción recíproca agonistas-antagonistas, reducción del tiempo de la inervación recíproca, disminución de la sobrecarga articular, se puede entrenar el músculo a distintas velocidades, evaluar dinamométricamente el músculo, reproducirlo, programar protocolos de tratamiento, efectuar trabajos en cadena cinética cerrada y realizar distintos tipos de trabajo ya sea isométrico, concéntrico o excéntrico.

Podemos evaluar cuantitativamente la condición muscular de un deportista lesionado en un momento determinado, a distintas velocidades, obteniendo una gran eficacia en los resultados y que por lo tanto se pueden incorporar a la historia médica de cada deportista.

En la actualidad se puede utilizar el Moflex como aparato de reeducación y entrenamiento de la función neuromuscular ([figura 4](#)).

El principio de funcionamiento de este instrumento se basa en el desenrollamiento forzado de una cuerda, en el que la velocidad lineal máxima es regulable. La resistencia de desenrollamiento está directamente ligada a la fuerza activa de tracción que desarrolla el deportista. Cuanto más tira sobre la cuerda de referencia, más resiste el aparato. La velocidad máxima de desenrollamiento es independiente de la intensidad del esfuerzo realizado.



Figura 4

Cuando la fuerza es desarrollada a una velocidad inferior a la regulada, la resistencia es prácticamente nula.

Así, cuando el sujeto tira de la cuerda, realiza un ejercicio dinámico concéntrico al final del cual la cuerda se enrollará automáticamente, y el paciente “resiste” este enrollamiento obteniendo un ejercicio dinámico excéntrico.

Si aparece un arco doloroso a lo largo del ejercicio, al contrario de lo que ocurre en las cargas directas, es fácilmente salvable. El Moflex permite desarrollar contracciones musculares dinámicas excéntricas gracias a funciones programables. Y como con las cargas directas e indirectas estos dos modos de contracción pueden ser encadenados durante una sesión de refuerzo muscular, es igualmente posible hacer trabajar al paciente en uno solo de estos dos modos. El frenado de la cuerda en el aparato determina una actividad dinámica excéntrica contra el esfuerzo predeterminado.

Además el Moflex permite ejercitar la función neuromuscular, tanto de modo analítico como de modo funcional y global, pudiéndose inscribir en el cuadro de un montaje clásico de poleoterapia.

Este método ha causado una verdadera revolución en la Medicina del Deporte y Rehabilitación. Con este sistema, el trabajo de fortalecimiento muscular es más científico, resulta muy sofisticado incluso en el profesional. Se permite medir un momento de fuerza que corresponde al par de fuerzas

originado por la contracción muscular en el brazo de palanca, a una velocidad marcada.

PUNTO CLAVE

El trabajo isocinético ayuda al diagnóstico de déficits musculares, valora el resultado del entrenamiento, permite el refuerzo muscular y sirve en la rehabilitación del deportista lesionado.

Lo más característico es sin duda el hecho de que se puede controlar la velocidad de ejecución del movimiento, y en esa velocidad con que se trabaja, se impone una resistencia máxima al músculo. Aquí sólo se impone la velocidad. La resistencia se autoadapta en cada momento a la fuerza que desarrolla el músculo. Modificando la velocidad, se puede hacer trabajar al músculo en condiciones diferentes, incluso en isometría.

Con el sistema isocinético, antes de comenzar una temporada deportiva se puede evaluar cuantitativa y objetivamente la condición muscular de cada deportista a distintas velocidades; también se puede desarrollar un programa de entrenamiento individual de acuerdo con las necesidades del deportista y los requisitos del deporte; se pueden identificar problemas que originan lesiones, lo que nos permite ejercitarnos en la prevención. También puede servir para entrenar y rehabilitar a velocidades altas.

En síntesis, el sistema isocinético sustituye al trabajo isométrico y también al isotónico.

5.2. Tipos de entrenamiento muscular

5.2.1. Entrenamiento isométrico

El entrenamiento isométrico, por su simplicidad en organización gestual, tiene efectos más rápidos en el desarrollo de la fuerza isométrica ya que aumenta el aparato contráctil del músculo.

En lo que concierne al rendimiento dinámico del músculo tras una actividad isométrica, únicamente deja de progresar la velocidad de acortamiento. La mejora de la fuerza en acortamientos dinámicos está ligada

al aumento de la velocidad de contracción. Se ponen en juego un mayor número de unidades motrices desde el inicio del movimiento. El carácter explosivo del entrenamiento isométrico es sin duda responsable de estas modificaciones de las propiedades científicas.

5.2.2. Entrenamiento concéntrico

Su interés reside especialmente en la capacidad de almacenar energía potencial, lo que permite mejorar la velocidad de los movimientos a pesar de una disminución de la fuerza de contracción máxima concéntrica.

Algunos autores han demostrado que cuando se entrena concéntrica y excéntrica un músculo el resultado es más importante que si el entrenamiento es sólo concéntrico.

5.2.3. Entrenamiento excéntrico

Debemos remarcar que posiblemente sea el trabajo más eficaz, aunque también el más traumatizante para la unidad miotendinosa. Mejora la coordinación intermuscular, y disminuye la distensibilidad para todos los valores de la fuerza, contribuye a mejorar el rendimiento motriz asegurando un aumento de la energía potencial elástica almacenada durante la fase inicial de la contracción muscular.

El problema es que tras un trabajo muscular excéntrico pueden aparecer lesiones musculares que tienen un doble origen, por un lado mecánico y por otro metabólico. El origen mecánico se debe a una lesión del tejido conjuntivo de sostén por desorganización de los miofilamentos, lo que se traduce en una liberación de hidroxiprolina, y el metabólico se debe a la intensidad y/o duración del ejercicio, por un aumento de la temperatura local y la formación de numerosos metabolitos, lo que provoca un aumento de la viscosidad de la fibra muscular.

Una indicación importante del trabajo excéntrico es, además del refuerzo muscular, el tratamiento de tendinopatías, la prevención de accidentes musculotendinosos y la recuperación de amplitudes articulares, aunque en esta última modalidad hay que destacar algunas contraindicaciones, como son las fracturas no consolidadas, los síndromes infecciosos o inflamatorios evolutivos y el trabajo de un músculo o tendón en período de cicatrización.

5.3. Otros avances en Medicina del Deporte

5.3.1. Cineantropometría

Es una ciencia muy utilizada en la evolución funcional del individuo. Actualmente está en pleno desarrollo aunque tenga su origen en épocas remotas. Desde siempre se ha pretendido agrupar a los seres humanos por su condición física. Ya Hipócrates hacía una primera clasificación biotipológica, dividiendo a los individuos en tísicos, delgados, con predominio longitudinal, color pálido y tendentes a la introversión, y apopléticos, musculosos, con predominio del eje transversal, de color rojo y extrovertidos.

Posteriormente nos encontramos con la clasificación del ectosómico, pícnico y atlético, con sus ecuaciones respectivas para obtenerlos.

Sheldon habla de la endomorfia, mesomorfia y ectomorfia; Tarnell sugiere la combinación de medidas antropométricas junto al somatotipo fotográfico ([figura 5](#)).

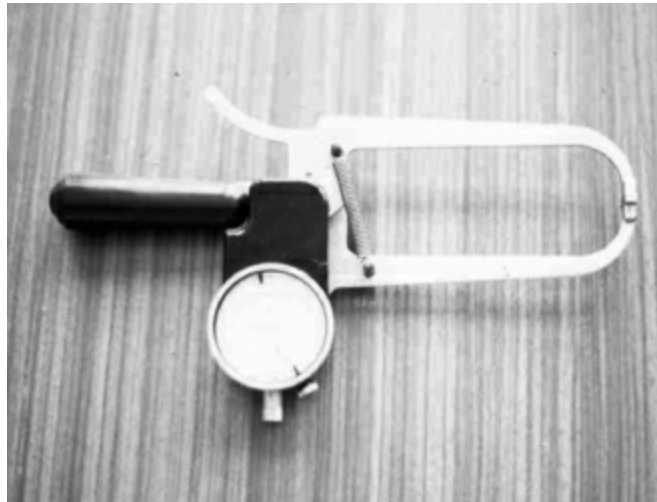


Figura 5

Heart y Carter realizaron estudios de somatotipo utilizando el método de foscopia, mediante medidas antropométricas y la combinación de los dos anteriores.

Hoy en día se están realizando abundantemente en las áreas de Medicina del Deporte, en evaluaciones de deportistas, este tipo de estudio, que es práctico, económico y rápido. Es un método reconocido por el Comité Internacional para la estandarización de test de capacidad física.

Drinkwater y Ross han desarrollado técnicas que fraccionan la masa corporal usando lo que ellos denominan fantasmas y las variables de proporcionalidad, una estrategia ya descrita con anterioridad por Ross y Wilson.

La composición corporal también ha sido estudiada por medio de técnicas directas densitométricas, radiométricas y radioisotópicas, lo que requiere una alta habilidad técnica y un equipamiento de laboratorio costoso. No obstante, por este sistema se obtienen datos más científicos sobre los diversos componentes del organismo.

La composición corporal ha sido muy medida en el laboratorio por métodos fieles, pero no se han realizado mucho por la cuantía económica y tiempo de realización, por esto se utilizan las medidas antropométricas.

Se estudia la medición de los pliegues cutáneos, desarrollando un sistema que determina el porcentaje de grasa. Es un método simple que se emplea mucho en la actualidad. Se consigue una medida rápida, fácil, de bajo costo, segura, eliminando los problemas causados por la técnica de presión hidrostática u otras.

El área más nueva de la Cineantropometría es el de la proporcionalidad, introducida por Ross y Wilson. Surge como una necesidad de establecer, con bases científicas, valores con patrón para el estudio de la proporción del ser humano. Esta necesidad y sus características aparecen recientemente, aunque la historia nos muestra la preocupación del ser humano en diferentes eras sobre la relación del físico humano y su proporcionalidad.

La Cineantropometría es la aplicación de medias para el estudio de la forma, composición y proporcionalidad humana. Tiene como objetivo el comprender el movimiento humano en relación con el desarrollo, ejercicio y rendimiento y nutrición. En el área de la Cineantropometría destacan en estos momentos los estudios de composición corporal, somatotipo y proporcionalidad.

5.3.2. Mejoras científicas

Las mejoras científicas solamente son posibles gracias al enorme aporte de las tecnologías científicas del tipo de las ciencias de la computación y la electrónica. También gran parte del perfeccionamiento de los equipos del deporte y condición física es posible gracias a estos avances tecnológicos.

La investigación biomecánica computarizada está proporcionando

información científica muy necesaria para determinar exactamente los aumentos de resistencia que se requieren a través de toda la gama de movimientos para estimular las fibras musculares y que aumenten la fuerza.

También en el campo del aprendizaje motor se usan muchos desarrollos tecnológicos, tales como sistemas audiovisuales de enseñanza.

6. OBJETIVOS DE LA MEDICINA DEL DEPORTE

- Estudio de fundamentos de Biomecánica y Fisiología. Esto es necesario para apreciar y comprender las modificaciones que la actividad física proporciona al organismo.
- Estudio de las condiciones físicas necesarias para que la práctica deportiva sea beneficiosa y no nefasta para el individuo.
- Estudio de las complicaciones que pueden sobrevenir por la respuesta de los diversos aparatos a las continuas exigencias de un entrenamiento intenso o mal dirigido.
- Estudio de accidentes traumáticos ocasionados por la práctica deportiva.
- La rehabilitación del lesionado por y para el deporte.
- Estudio de estados patológicos que pueden ser provocados por la actividad física.
- La prevención de enfermedades y lesiones relacionadas con el ejercicio físico y el deporte.
- Estudio de modificaciones fisiopatológicas específicas en algunos deportes.
- Estudio de toxicología, estudio de dopaje.
- Estudio de la psicología del atleta.
- Estudio de la dietética apropiada a la práctica deportiva.
- Estudio de los reglamentos que regulan la práctica deportiva y el ejercicio de la Medicina Deportiva.

7. INSTRUMENTAL DE MEDIDA

- Cineantropometría. Medida del cuerpo humano.
- Moflex. Aparato de valoración isocinética.

- Paquímetro. Compás para valorar pequeños pliegues.
- Plicómetro. Compás para valorar pliegues cutáneos.
- Somatocarta. Se representan en ella los valores del somatotipo.
- Somatotipo. Descripción numérica de la configuración morfológica de un individuo.

BIBLIOGRAFÍA

- González, Iturri J.J. (1987) Actualidad en Medicina del Deporte. *L'Esports* IV, (34): 9-11.
- Angulo-Kinzler, R. *et al.* (1992) Biomecánica deportiva y su papel en los Juegos Olímpicos. *Jano* XVIII (1003): 43-46.
- Esparza Ros, F. *et al.* (1993) *Manual de Cineantropometría*. Monografía Femede 3 (1ª ed). Pamplona.
- González Iturri, J.J. *et al.* (1998). Recuperación de la fuerza muscular en la rehabilitación de la lesión. En: *Biomecánica aplicada al deporte*, 112-125.

PARA SABER MÁS

- www.acsm.org. American College of Sports Medicine.
- www.efsm.net. European Federation of Sports Medicine.
- www.femede.es. Federación Española de Medicina del Deporte.
- www.fims.org. International Federation of Sports Medicine.

BIOMECAÁNICA DEL TENIS

32

Dr. Llana, S., Dr. Pérez-Soriano, P., y Ramón-Llín, J.

Departamento de Educación Física y deportiva.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el deporte
(Universitat de València)

RESUMEN

Desde los inicios del tenis, el material para su práctica ha cambiado de forma considerable. Así, en los últimos 30 años, las raquetas han experimentado un notable desarrollo de prestaciones gracias a nuevos diseños y a la utilización de materiales más rígidos y ligeros. Resumiendo sus características, las raquetas actuales, tienen una zona de impacto óptimo (“área dulce”) más grande, poseen mayor rigidez, lo que les confiere una mayor potencia en el golpeo, y presentan un mayor momento polar, lo que permite un mayor control de la pelota cuando no se impacta en el eje longitudinal de la raqueta. Por otro lado, los jugadores/as pueden personalizar sus raquetas de varias formas. Básicamente, si se busca mayor potencia en el impacto, se puede añadir plomo en la punta de la cabeza de la raqueta, o simplemente reducir la tensión del cordaje. En cambio, cuando se busca mayor control en el impacto, se debe aumentar la tensión del cordaje o colocar plomo en los laterales de la cabeza de la raqueta. En cuanto a la técnica de golpeo, debe cumplir una serie de principios biomecánicos que garantizan un impacto más eficaz. La capacidad de generar velocidad de la raqueta, con un nivel aceptable de control, es el factor clave para del rendimiento en tenis (Elliot, 2003). Esto se consigue mediante una correcta coordinación en la cadena cinética responsable del golpeo, lo que implica almacenamiento de energía elástica en los movimientos previos (contramovimientos), transferencia de energía de unos segmentos a otros durante la ejecución y aumento del radio de giro de la raqueta. Además de estos aspectos de carácter técnico, hay que añadirle el efecto de la condición física específica; a mayor nivel técnico, menor condición física se necesita para conseguir que la raqueta alcance la velocidad deseada y, además, esto se consigue con menor fatiga. En el presente capítulo se presentan los fundamentos biomecánicos de los golpes básicos en el tenis. Se ha intentado redactar el texto conjugando la descripción técnica, utilizando la jerga propia

del mundo del tenis, con la justificación biomecánica de los mismos. Esperamos haberlo conseguido.

1. INTRODUCCIÓN

En el año 1873 Clopton Wingfield patentó un juego, al que denominó *sphairistique*, que se considera el precursor del actual tenis. Poco después, en 1893, se celebró la primera competición en las instalaciones de Wimbledon, ya con el nombre de tenis (*lawn tennis* originalmente). En España, la primera competición internacional se celebró en 1912, en Madrid. Desde entonces, el tenis se ha consolidado como uno de los deportes más practicados en España; en concreto, García (1991) lo sitúa en el cuarto lugar en cuanto al número de practicantes.

Para entender sus características biomecánicas, es preciso conocer la mecánica básica de los dos implementos imprescindibles para el juego del tenis, la raqueta y la pelota, así como el tipo de pista. Por ello, el presente capítulo se divide en dos grandes apartados, el primero centrado en el material (fundamentalmente raqueta, pero también algo sobre las pelotas y las pistas), y el segundo, en la técnica del golpeo.

2. EL MATERIAL

2.1. La raqueta

2.1.1. Partes de la raqueta

La raqueta es el equipamiento más distintivo de los tenistas. Consta de tres partes fundamentales: el mango, el cuello y la cabeza.

El mango es la parte inferior de la raqueta. Consta del “puño” y del “tope”. El “puño” es por donde el jugador sujeta o empuña la raqueta, y está envuelto por una cinta a la que los jugadores denominan “*grip*” que, muchas veces, los tenistas envuelven con otra cinta que denominan “*overgrip*”. Los *overgrip* se cambian debido al desgaste que supone el roce y el sudor de la mano. El “tope” es la parte más baja del mango; normalmente es una pieza de plástico y casi siempre de forma octogonal, donde se suele poner el logotipo

de la marca de la raqueta.

El cuello es la parte de la raqueta que une el mango con la cabeza. Lo normal es que el cuello tenga dos “brazos”, cuya morfología ha evolucionado con los años para ser lo más aerodinámica posible. Hasta la década de los ochenta, la mayoría de las raquetas tenían una pieza que unía el cuello con la cabeza que se llamaba “corazón”. Hoy en día esta pieza ha desaparecido, dejando en su lugar lo que se conoce como “puente”. Éste es la parte baja del marco de la cabeza, sobre el que se asientan las cuerdas verticales en su parte inferior.

La “cabeza” es la parte superior de la raqueta y donde van encordadas las cuerdas. Dentro de la cabeza está la “cara” de la raqueta o “cordaje”, que es la zona ocupada por las cuerdas y que puede tener diversos tamaños ([figura 2](#)). También debemos conocer las distintas partes del área del cordaje. Hablaremos de la “garganta” como aquella parte más próxima al mango, o de la “punta” como la parte más cerca del extremo y más alejada del mango. Entre ambas encontramos el “centro” del cordaje.

2.1.2. Comportamiento mecánico de la raqueta

La expansión del tenis que se ha producido en las últimas décadas ha venido condicionada por un desarrollo y evolución del equipamiento de tenis, especialmente de la raqueta.

Según Miller (2006), las raquetas modernas son más ligeras, más rígidas y con una distribución del peso y un grosor del perfil del marco que le confieren una mejor transmisión de energía a la pelota en el impacto. Además, en el caso de las raquetas “oversize” o de cabeza grande, tienen un comportamiento mecánico más favorable para el jugador cuando no se impacta a la pelota en el centro del cordaje. Este mejor comportamiento se debe a que, al tener la cabeza más ancha, tienen un momento polar mayor (momento de inercia de la raqueta respecto a su eje longitudinal), y la raqueta se gira menos ante impactos fuera del eje longitudinal.

Además, el aumento del tamaño de la cabeza de la raqueta ha permitido aumentar los “puntos (o área) dulces” (*sweet spots*) de la raqueta. Pero, ¿qué son los puntos dulces?

Los puntos dulces

En la mayoría de las raquetas que hay en el mercado, el fabricante suele indicar cuál es la “zona dulce” del cordaje, donde se supone que la raqueta va a producir mejores sensaciones en el jugador y despedir la pelota con mayor potencia y control. Fue Brody (1981) el primero en definir el concepto de “punto dulce”: aquel punto o área de la raqueta que proporciona resultados óptimos al golpear la pelota. Indica que existen 3 puntos (figura 1) que cumplen con esta definición: a) el coeficiente de percusión o COP, b) el nodo y c) el máximo coeficiente de restitución o COR. Los 3 puntos proporcionan buenas sensaciones al jugador (Brody 1981; Cross 1998; Miller, 2006), pero cada punto muestra un comportamiento mecánico singular y, por tanto, diferente de los otros dos.

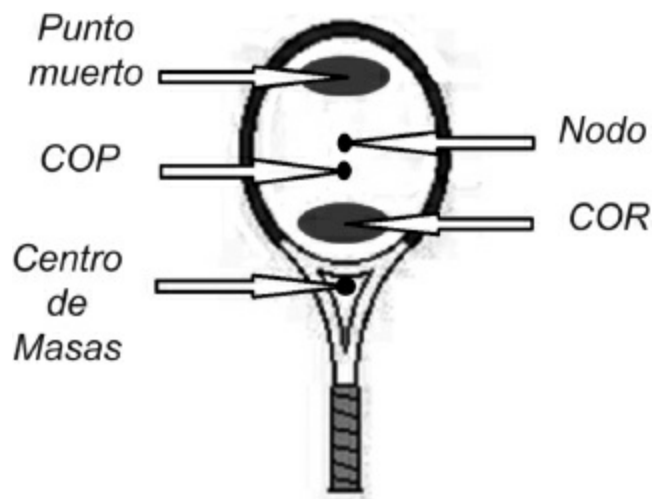


Figura 1. Los puntos más importantes a tener en cuenta en una raqueta. (Adaptado de <http://physics.usyd.edu.au/~cross/tennis.html>)

PUNTO CLAVE

Brody (1981) utilizó el término “raqueta perfecta” para aquel diseño en el que los 3 puntos dulces se ubican en el centro del cordaje ocupando la mayor área posible. Pero esto no siempre se cumple.

Antes de pasar a explicar las características de estos 3 puntos, cabe resaltar que hay dos aproximaciones al estudio del impacto entre la raqueta y la pelota, existiendo cierta controversia sobre el papel que juega la mano durante el golpe. La primera aproximación es considerar la raqueta como un

cuerpo libre o como si el jugador no sujetase la raqueta durante el instante del impacto. La segunda aproximación consiste en realizar el estudio con la raqueta fija por el mango o como si el jugador la agarrase por el mango justo en el instante del golpeo. En esta aproximación se habla siempre de un “par conjugado de puntos”, siendo el primero el COP, nodo o COR, y el segundo, el punto de agarre con la mano de la raqueta. Por eso, el papel que juega la mano en el impacto se trata más adelante en este capítulo.

El centro de percusión o COP (Center of Percussion)

Considerando la raqueta cogida por el tenista, hace referencia a dos puntos (par conjugado de puntos), de forma que cuando la pelota golpea al centro de percusión del cordaje, ésta girará sobre un eje perpendicular a la empuñadura por donde estamos cogiendo la raqueta con la mano ([figura 2](#)). Como consecuencia, la fuerza neta que se produce en la mano en el instante de impacto en el COP es cero, ya que la raqueta en ese instante está girando de forma que el punto de agarre del mango no se mueve. Por eso se dice que cuando la pelota impacta en el COP no se produce shock en la mano (Miller, 2006).

¿Dónde se sitúa el COP? Brody (1995) indica que, en las raquetas actuales, el centro de percusión está ligeramente por debajo de la zona central del cordaje ([figura 1](#)). Esto no pasaba en las raquetas de madera clásicas, pues el COP de éstas se desplazaba hacia la garganta de la raqueta. Sólo si se cogía la raqueta unos 5 cm por arriba del tope del mango, el COP quedaba en el centro del cordaje (Cross, 2001).

Siguiendo a Elliot (1989), se puede calcular la distancia de la siguiente manera ([figura 3](#)):

Distancia del centro de percusión al eje de pivote: $D = I_{cg}/M \times d$.

Donde:

- D = distancia del centro de percusión al punto de pivote (eje de giro).
- I_{cg} = momento de inercia sobre el centro de gravedad.

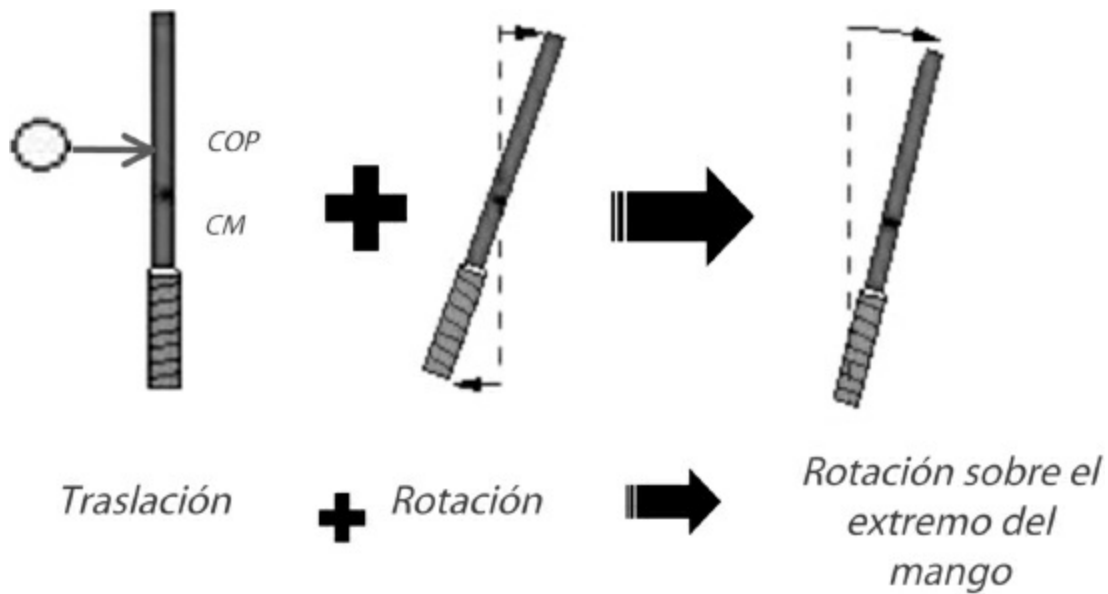
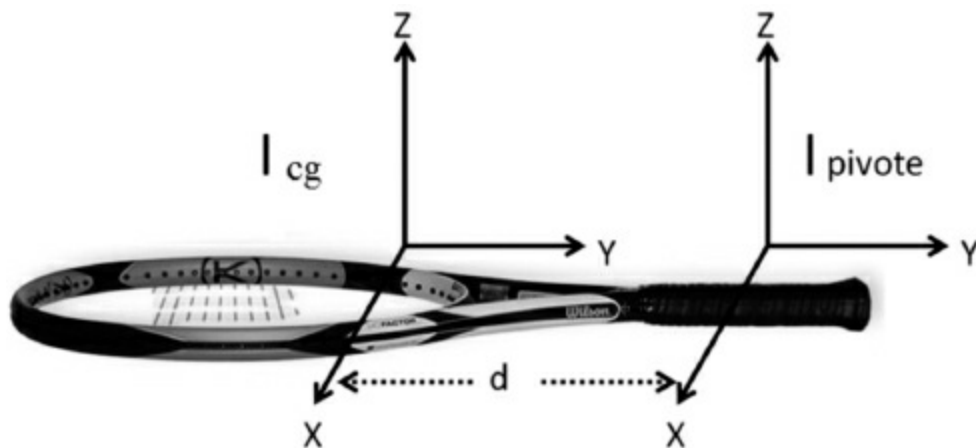


Figura 2. Efecto del golpeo de la pelota sobre el COP. (Adaptado de <http://physics.usyd.edu.au/~cross/tennis.html>)



$$(I_x)_{\text{Pivote}} = (I_x)_{\text{cg}} + md^2$$

Figura 3. Los ejes de una raqueta de tenis a través del centro de masas y el punto de pivote del mango. (Modificado de Brody, 1995.)

- M= masa del implemento.
- d =distancia del centro de masas al punto de pivote.

El nodo

Considerando la raqueta cogida por el jugador, también hace referencia a dos puntos, y al igual que en el COP, uno está en el cordaje y el otro en el mango. Si antes decíamos que cuando la pelota impacta en el COP no produce shock en la mano, cuando la pelota golpea en el nodo de una raqueta, lo que no se produce es vibración en la mano.

Esto es porque cuando se produce el impacto con la pelota, la raqueta se deforma y empieza a vibrar. La amplitud y frecuencia de la vibración dependerá de la rigidez de la raqueta: a menor rigidez mayor amplitud y menor frecuencia, y viceversa. Pero cuando la pelota impacta en el nodo, la frecuencia de vibración será máxima y la amplitud de la vibración será mínima o nula. Por tanto, al no haber amplitud de onda, no se nota la vibración en la mano (Brody, 1981).

¿Dónde se ubica el nodo? En las raquetas actuales, se sitúa en el centro del cordaje (figura 1). No obstante, para una raqueta dada, la posición del nodo puede cambiar ligeramente dependiendo de la distribución de masas del marco y de la flexibilidad de las distintas partes de éste, ya que estos factores afectan la forma de oscilar de la raqueta durante el impacto. Es más, la tensión del cordaje influirá sobre la flexibilidad de la cabeza y, por tanto, sobre la posición del nodo (Brody 1981).

El máximo coeficiente de restitución (COR) o zona de potencia

Según Brody (1981), cuando la pelota golpea en el COR (*coefficient of restitution*), sale despedida a una velocidad mayor que si golpea en cualquier otro punto del cordaje.

¿Dónde está el COR? El COR se maximiza a lo largo del eje longitudinal y el pico está cerca de la garganta de la raqueta y no del centro de las cuerdas como se pudiera pensar. Si sólo estuviera el cordaje de la raqueta (la cabeza anclada sin el cuello ni el mango), el COR se encontraría justo en el centro del cordaje. Pero cuando la raqueta está cogida firmemente por el mango, el COR se acerca a él, pues es la zona más rígida, de forma que el máximo COR se desplaza del centro del cordaje hacia la garganta (Brody, 1981).

Según las características de la raqueta, su ubicación puede acercarse más o menos a la garganta de la raqueta, lo que puede explicar ciertas discrepancias en los resultados de algunos estudios, como los de Henning (2007). En cualquier caso, su ubicación exacta se puede calcular a partir de la fórmula

$COR = \text{Velocidad rebote de la pelota} / \text{Velocidad de llegada de la pelota}$

Cuando la pelota golpea en la raqueta, le transmite una energía que la deforma. Cuanto más rígida sea la raqueta, menos se deformará y, por tanto, menos energía se perderá. Brody (1995) demostró que a mayor tensión del cordaje, mayor deformación de la pelota, y en consecuencia mayor pérdida de energía. Por tanto, para incrementar el COR, habrá que disminuir la tensión del cordaje y aumentar la rigidez de la raqueta. Esto se puede conseguir, básicamente, de dos maneras: utilizando materiales más rígidos como el grafito, la fibra de carbono o el titanio, y/o aumentando el perfil del marco.

En el caso de modificar la tensión del cordaje, hay que tener en cuenta que lo importante es la tensión con respecto a la longitud de la cuerda. No es lo mismo una tensión de 25 kg para una cuerda de 15 cm que para otra de 25 cm, ya que la de 25 cm despedirá mucho más la pelota que la de 15 cm. Supongamos que tenemos 2 cuerdas, una que mide 15 cm y otra de 25 cm. Si sobre estas cuerdas se aplican 50 N en el centro, se observa que, a pesar de que las 2 cuerdas tienen la misma tensión, la cuerda más larga se deforma más. Los tenistas conocen esto a nivel empírico, pues saben que si quieren más control de la pelota durante el golpe, deben aumentar la tensión del cordaje, pero si por el contrario buscan más potencia, deben disminuirlo.

Por otro lado, el control de la pelota se reducirá si la bola golpea lejos del eje longitudinal. El impacto de la pelota aplica un momento de fuerza que hará que la raqueta gire sobre el eje longitudinal. Este giro será menor cuando la tensión del cordaje sea alta, ya que el ángulo de rotación es proporcional al tiempo de impacto. En consecuencia, como al aumentar la tensión disminuye el tiempo de impacto, se consigue mayor sensación de control.

En los golpes de fondo, en los que la raqueta suele tener un movimiento predominante de traslación (se denominan *swings* de traslación), de manera que todos los puntos de la raqueta se mueven aproximadamente a la misma velocidad durante el movimiento, lo ideal es golpear la pelota en el COR, es decir, cerca de la garganta. Así la pelota saldrá a la máxima velocidad. Sin embargo, cuando la raqueta se mueve con un importante componente rotacional, la pelota saldrá despedida a la máxima velocidad cuando golpee cerca de la punta, pues ésta se mueve a mayor velocidad, tanto lineal como angular que el COR. Por tanto, la punta de la raqueta es la zona de golpeo que conviene para el servicio (además, de esta manera la altura de golpeo con respecto al suelo es mayor y, en consecuencia, es más fácil pasar la red y que

la pelota golpee en el cuadro de saque).

2.1.3. El efecto de añadir peso al marco de la raqueta

La mayoría de los jugadores modifican sus raquetas añadiendo peso en varios puntos para realzar el rendimiento de su raqueta. Esta forma de personalizar la raqueta es subjetiva y cada tenista lo hace en función de las “sensaciones” que percibe, pues estos pesos adicionales (normalmente láminas adhesivas de plomo) cambian la frecuencia y amplitud de la vibración, así como la localización del nodo, el COP y COR.

PUNTO CLAVE

Cross (2001) presentó datos experimentales sobre los efectos de añadir 30 g de peso en diversos puntos del marco. Sus resultados muestran que, para incrementar la potencia, es mejor poner los pesos en la punta de la raqueta. Esto, además, tiene la ventaja adicional de desplazar el COR hacia el centro del cordaje.

Por tanto, si el tenista tiene buenas sensaciones, añadir algo de peso en la punta es beneficioso, tanto para los *swings* de traslación (p. ej., golpes del fondo de la pista) como para golpes con componente rotacional (p. ej., el servicio).

No obstante, aunque añadir algo de peso en el marco de la raqueta puede mejorar el impacto, también aumenta el peso y el “*swingweight*”, término que se refiere al momento de inercia respecto al eje transversal. Por ello, será algo más costoso mover la raqueta con rapidez.

2.1.4. El papel de la mano durante el impacto

Cuando la pelota golpea en la raqueta, la mano puede experimentar rotación, traslación y/o vibración. Como se ha dicho, para impactos en el nodo la vibración tiende a ser mínima, mientras que para impactos en el COP es la fuerza neta en la mano la que tiende a ser mínima. No obstante, con independencia del punto donde golpee la pelota, la cabeza de la raqueta retrocede como resultado del impacto, y un momento de fuerza es aplicado sobre la mano, causando cierta rotación sobre un eje a través de la muñeca

(Cross, 1998).

Durante algunos años ha habido cierto debate sobre el papel que juega la mano durante el impacto entre la raqueta y la bola. Según Brody (1995), la mano no juega ningún papel, y por tanto la raqueta puede ser considerada libremente suspendida. Por ello, habla de la existencia de dos nodos. Elliot (1982) también indica que la firmeza del agarre de la raqueta tiene efectos despreciables cuando la pelota golpea en el COR, pero cuando no golpea en este punto, la velocidad de salida aumenta ligeramente con una empuñadura firme.

Cross (1998) indicó que con respecto a una raqueta libre, cuando la raqueta está sujeta por la mano, el nodo del mango cambia la posición porque se reduce la amplitud de vibración del mango. Al añadir una masa en el extremo del mango, la frecuencia de vibración se reduce con respecto a una raqueta que no tiene en cuenta el peso de la mano, de forma que el nodo del mango se desplaza hacia abajo, es decir, hacia el tope del mango. Este desplazamiento es mayor, cuanto más peso se ponga en el mango.

Por tanto, aquellos jugadores que tienen una mano y el antebrazo con mucha masa se verán afectados por este cambio en la forma de vibración de la raqueta.

El COP es el punto dulce que más se ve afectado en la consideración raqueta libre o empuñada: cuando la pelota golpea en el COP en una raqueta que no está sujeta por el mango, el eje de rotación está en la empuñadura de la raqueta; sin embargo, cuando la raqueta está sujeta por la mano, este eje de rotación se desplaza por debajo de la mano hacia el extremo de mango, es decir, hacia el tope del mango.

2.2. Las pelotas

Una pelota de tenis se compone de una base esférica de caucho o material similar, cubierta por un tejido que antiguamente era una combinación de lana y nylon, pero que actualmente se ha modificado por otro tejido más barato y menos duradero denominado “*needle*”. Éste, desde 1972, es de color amarillo fluorescente para que tenga mayor visibilidad. Además, la presión interna es un parámetro de gran importancia en el comportamiento de la pelota (Miller, 2006).

TABLA 1. Resumen de las propiedades de la pelota.

	Tipo 1 (rápida)	Tipo 2 (media)	Tipo 3 (lenta)	Gran altura
Peso	56,0-59,4 g	56,0-59,4 g	56,0-59,4 g	56,0-59,4 g
Tamaño	6,541-6,858 cm	6,541-6,858 cm	6,958-7,303 cm	6,541-6,858 cm
Rebote	135-147 cm	135-147 cm	135-147 cm	122-135 cm
Deformación anterior	0,495-0,597 cm	0,559-0,737 cm	0,559-0,737 cm	0,559-0,737 cm
Deformación posterior	0,673-0,914 cm	0,800-1,080 cm	0,800-1,080 cm	0,800-1,080 cm

*Notas. Las deformaciones se realizan bajo una carga de 8.192 kg.
El test de rebote se realiza dejando caer la pelota de una altura de 2,54 m y a nivel del mar.
La presión interna varía entre 0 y 103 kPa sobre la presión atmosférica.*

En la [tabla 1](#) se resumen las características de los 4 tipos de pelotas reglamentarias; la tipo 2 es considerada la estándar, la tipo 1 se utiliza en “pistas lentas” y la tipo 3 es para jugar en altitud (tiene mayor diámetro y el aire la frena más). Finalmente, la de gran altura (más de 1.219 m) es similar a la tipo 2, pero con una presión interna menor, lo que hace que bote menos. Además, está la pelota despresurizada (máximo 7 kPa) homologada como una estándar, pues su bote es similar porque es más rígida.

PUNTO CLAVE

Para poder ser utilizadas en competición, la Federación Internacional de Tenis (ITF) exige pasar una serie de determinados test, fundamentalmente, tamaño, peso y capacidad de rebote.

2.3. Superficies de juego

Si bien en el [capítulo 14](#) se desarrolla con detalle las características biomecánicas de los pavimentos deportivos, en este apartado se citará de forma muy breve las características más destacables de los tipos de superficies sobre los que se practica el tenis.

El tipo de superficie es un factor determinante sobre el tipo de juego, ya que afecta el comportamiento tanto de la pelota como del jugador, y en

ocasiones, de forma inversa. Esto hace que haya jugadores especialistas en determinadas tipos de pista.

PUNTO CLAVE

Las primeras pistas de tenis que se hicieron en el siglo XIX eran de hierba. Hacia 1940 surgieron las pistas sintéticas (“*acrylic*”), y las de tierra batida (“*clay*”) en la década de 1950. Más recientemente, han aparecido pistas con superficies como la moqueta (“*carpet*”) o la hierba artificial (“*synthetic grass*”), pero de momento, no se utilizan en ningún campeonato importante.

En el caso de la interacción pelota-superficie, es durante el bote cuando las características de amortiguación y de fricción modifican tanto la velocidad como el *spin* o giro (y, por tanto, el efecto) de la pelota. En términos generales, la velocidad de salida de la pelota tras el bote será tanto mayor cuanto menos amortigüe y menos fricción genere el pavimento (Miller, 2006), es el caso de las “pistas rápidas”, como el hormigón o los sintéticos. En cuanto al efecto (cortada o liftada), será tanto mayor cuando mayor sea la fricción, como en la tierra batida.

La fricción entre el pie del jugador y la pista es diferente a la fricción entre pista y pelota. Para una pista de tierra batida, habrá mucha fricción entre la pelota y la pista, y por eso la pelota se frena mucho tras el bote (también amortigua más). En cambio, la fricción entre el jugador y la pista es muy baja, motivo por el que el jugador resbala en sus desplazamientos, especialmente en los cambios de dirección y/o sentido y en las paradas. El caso opuesto son las pistas sintéticas, donde la pelota bota más rápido que en el resto de pistas, y el jugador no resbala apenas en sus desplazamientos.

En cuanto a las pistas de hierba natural (“*lawn*”), lo que ocurre es que la pelota bota a muy poca altura tras el bote, pues es una pista muy amortiguadora, dando menos tiempo al jugador para golpearla antes de que dé el segundo bote. Por esta razón, los jugadores incluyen la pista de hierba entre las pistas rápidas.

3. TÉCNICA DEL GOLPEO

Según Elliot (2003), la capacidad de generar velocidad de la raqueta, con

un nivel aceptable de control, es el factor clave para del rendimiento en tenis. Esto se consigue mediante una correcta coordinación en la cadena cinética responsable del golpeo, lo que implica: (1) almacenamiento de energía elástica en los movimientos previos (contramovimientos), (2) transferencia de energía de unos segmentos a otros durante la ejecución y (3) aumento del radio de giro de la raqueta. Además de estos aspectos de carácter técnico, hay que añadirle el efecto de la condición física específica; a mayor nivel técnico, menor condición física se necesita para conseguir que la raqueta alcance la velocidad deseada y, además, esto se consigue con menor fatiga, pero este aspecto excede los propósitos del presente capítulo, por lo que no será tratado.

Los golpes son movimientos continuos, pero, como pasa en la mayoría de los deportes, para una mejor comprensión de la técnica, ésta se suele dividir en fases. Así, se entiende por “arco de golpeo” al esquema gráfico en el que se representan las fases del golpeo de una forma continua (Arranz, Andrade y Crespo, 1993). Como en toda técnica deportiva, en los golpes de tenis existen unos aspectos fundamentales y otros aspectos accesorios, y, además, las características personales de cada tenista (antropometría, flexibilidad, fuerza, etc.) aportan matices a estos aspectos, dando lugar a una adaptación individual al modelo técnico que se conoce como el “estilo personal”.

PUNTO CLAVE

Maximizar la velocidad de la raqueta implica almacenar energía elástica en los movimientos previos (contramovimientos), transferencia de energía de unos segmentos a otros y aumento del radio de giro de la raqueta.

Además, el golpeo puede ser liftado, plano o cortado, según el efecto con que salga despedida la pelota después del impacto. Si la pelota sale girando en la misma dirección de golpeo, de manera que al botar sale hacia delante, el golpeo es liftado. Si la pelota sale girando en sentido contrario a la dirección de golpeo, es decir, con efecto de retroceso tras el bote, se habla de un golpeo cortado. Si la pelota sale sin efecto, se habla de golpeo plano.

A continuación se presentan los fundamentos biomecánicos de los golpes básicos en el tenis. Se ha intentado redactar el texto conjugando la

descripción técnica, utilizando la jerga propia del mundo del tenis, con la justificación biomecánica de los mismos. Esperamos haberlo conseguido (en las descripciones que se presentan, se tomará como referencia a un jugador diestro).

3.1. Golpes de fondo

Se denominan golpes de fondo porque, normalmente, se utilizan cuando el jugador está alejado de la red, lo que en jerga se denomina “fondo” de la pista. Pueden ser de derecha (*drive*) o de revés.

En la [figura 4](#) se presenta el modelo biomecánico donde aparecen las velocidades angulares de un golpeo de derecha y de revés, mostrándose la secuencia de movimientos de los segmentos corporales que participan, es decir, la cadena cinética del golpeo. Ésta se inicia con la acción de los miembros inferiores y, a continuación y de forma sucesiva, entran en acción las articulaciones de la cadera, el hombro, el codo y la muñeca del brazo con la raqueta. A excepción de la rotación interna del brazo, el movimiento de la raqueta hacia delante sigue una secuencia proximal-distal, es decir, piernas-tronco-brazo-raqueta (Elliot *et al.*, 1995; Elliot, 2003).

En la [tabla 2](#) se muestra la cadena cinética para el *drive*, representando las velocidades lineales que alcanzan las articulaciones más relevantes (Van Gheluwe y Hebbelink, 1983; citado por Elliot, 1989).

Si bien las fases de golpeo varían según autores, se puede establecer el siguiente consenso: 1) inicio, 2) movimiento de la raqueta hacia atrás, 3) movimiento adelante, 4) impacto y 5) acompañamiento y terminación. A continuación, se describen estas fases y se relacionan con sus fundamentos biomecánicos.

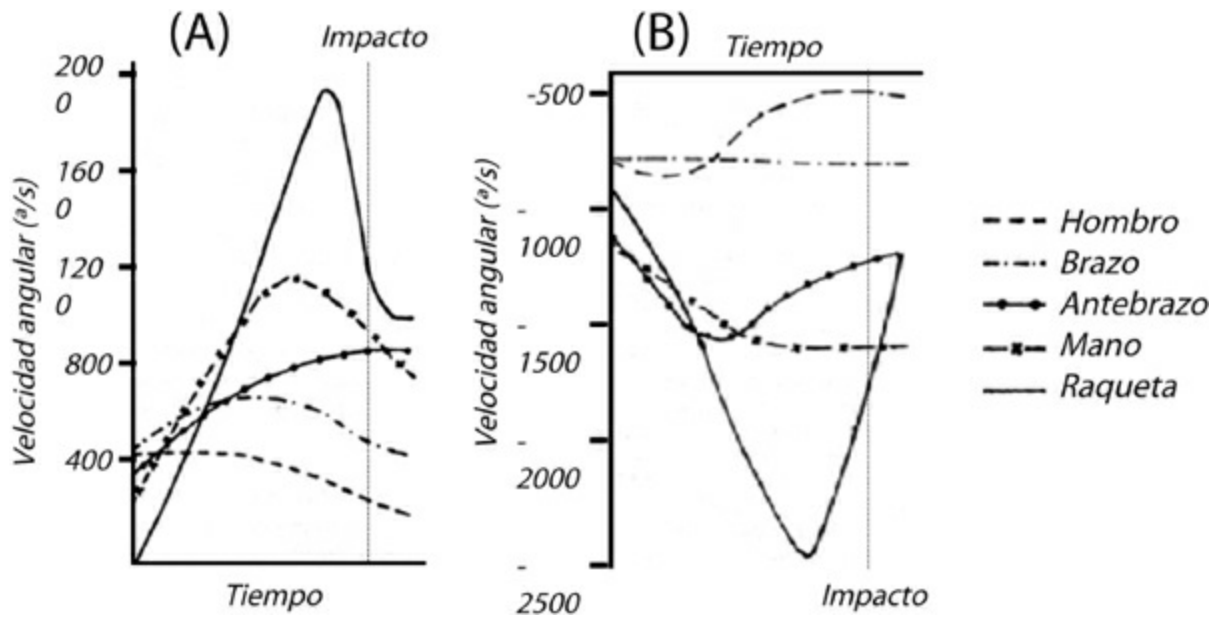


Figura 4. Velocidad angular del golpe de derecha (A) y del de revés (B). (Modificado de Ariel y Braden, 1979.)

Tabla 2. Velocidad lineal de varios puntos anatómicos en un golpeo de fondo (Van Gheluwe y Hebbelink, 1983; citado por Elliot, 1989).

Cadera derecha	0,7 m/s
Hombro derecho	1,2 m/s
Codo derecho	4,0 m/s
Muñeca derecha	8,5 m/s
Punta de la raqueta	20,0 m/s

Inicio. Esta fase comprende la posición de preparado del jugador y los movimientos iniciales.

Situado frontalmente (líneas de cadera y hombros paralelas a la red), el jugador comienza a llevar la raqueta hacia atrás, mediante un “giro de hombros” (rotación axial de la parte superior del raquis).

La raqueta debe elevarse de manera que la cabeza esté más alta que el mango y con la cara de la raqueta apuntando hacia adelante. Normalmente, los entrenadores enseñan los golpes indicando que, al realizar el giro de

hombros, la mano que no lleva la raqueta señale la trayectoria de la pelota; así se conseguirán tres cosas: (1) un mejor cálculo de la distancia a la bola en los instantes previos al golpeo, (2) almacenar energía elástica en los músculos aductores del brazo en los instantes previos al golpeo y (3) una mejor estabilidad corporal.

Al mismo tiempo que se giran los hombros también se gira (rotación externa) la pierna del lado por donde viene la pelota, apuntando con el pie hacia ella.

La ventaja de realizar esta fase inicial y golpear de lado es que permite a los jugadores generar más momento lineal hacia delante cuando van a impactar a la pelota y, por eso, se pueden generar velocidades de raqueta más altas que en los golpes frontales (Bahamonde y Knudson, 2003a). No obstante, en el caso de los golpes forzados, estos giros se darán en menor medida, pudiendo incluso no darse. Se habla entonces de “golpes frontales”.

Movimiento de la raqueta hacia atrás (“apertura” o “contramovimiento” de la raqueta). La raqueta pasa de estar por delante del cuerpo del tenista a estar por detrás de éste. Se trata, por tanto, de un movimiento de la raqueta hacia atrás con una trayectoria circular (*circular backswing*) o recta (*straight backswing*). La trayectoria circular es recomendable a la recta, pues garantiza un mayor recorrido. No obstante, cuando el tenista no tiene suficiente tiempo para prepararse, como al restar servicios a gran velocidad, la trayectoria recta es la única alternativa. La mano del brazo libre sigue señalando la pelota.

Este movimiento es el segundo recurso (el primero se da en la fase de inicio) para aumentar al máximo el recorrido de la raqueta, consiguiendo así maximizar la velocidad lineal de ésta tras el golpeo (Elliot, 2003).

Además, en este movimiento se preestira (contracción excéntrica) la musculatura agonista del golpeo, por lo que se almacena energía elástica que será liberada en la posterior contracción concéntrica, consiguiendo así mayor potencia muscular. Es un claro ejemplo del denominado ciclo de estiramiento-acortamiento.

Trayectoria de la raqueta hacia delante. Tras el contramovimiento previo, la musculatura agonista del golpeo actúa de forma concéntrica, de manera que la raqueta pasa a moverse hacia delante.

El tránsito de una fase a otra debe ser inmediato, pues de lo contrario se

perderá la energía elástica almacenada durante la fase de contracción muscular de carácter excéntrico (con 1 segundo de pausa se pierde el 50% de la energía elástica; si pasan 4 segundos se pierde el 100%).

En esta fase se determinan dos aspectos fundamentales:

1. La velocidad de la raqueta, y por tanto de la pelota tras el impacto. Es en esta fase cuando la raqueta adquiere una mayor velocidad, tanto lineal como angular, pero, para maximizar estas velocidades, es necesario haber realizado bien las dos fases previas.
2. El efecto con que saldrá la pelota después del impacto. Para un golpe liftado, la raqueta se moverá de abajo arriba, y vista desde arriba, la raqueta se alejará lateralmente del cuerpo. De esta manera, la pelota saldrá con un giro (*spin*) en la dirección de avance. Para un golpe plano, la raqueta irá desde la cintura hacia arriba, de manera que la pelota saldrá sin giro. Finalmente, para un golpe cortado, la raqueta se moverá a la inversa que en el golpe liftado, es decir, de arriba abajo, y lateralmente de fuera adentro. Así, la pelota saldrá girando en el sentido contrario a su avance.

Impacto. Es cuando se produce el contacto entre la pelota y las cuerdas, lo que viene a suponer entre 5 y 6 ms (Miller, 2006). Durante este tiempo se transmite a la pelota todo lo realizado por el jugador y la raqueta en las fases previas, para lo cual es muy importante que la muñeca se mantenga firme. Así se transmitirá a la pelota la velocidad, el ángulo de salida y el efecto deseado.

Normalmente es aconsejable que el jugador esté girado de forma que tenga más adelantada la pierna contraria al lado por donde va a golpear la pelota. En esta posición, el jugador cambia el peso hacia el pie adelantado, para “avalanzarse” sobre la pelota y golpearla con el brazo casi extendido (no más de 15° de flexión de codo). Este cambio de peso permite aumentar la cantidad de momento lineal en dirección hacia delante.

Para un golpe liftado, el impacto debe realizarse entre la rodilla y la cintura; para un golpe plano el impacto debe realizarse a la altura de la cintura, y para un golpe de efecto cortado, el punto de impacto óptimo es a la altura del pecho. La cara de la raqueta también variará dependiendo del tipo de golpe. Para el golpe plano, las cuerdas irán paralelas a la red, para el

liftado hay que “cerrar” las cuerdas, es decir, girar la cara de la raqueta de forma que mire hacia abajo, y para el golpe cortado, las cuerdas deberán ir “abiertas”, es decir, la cara de la raqueta hacia arriba.

Blievermicht (1968) indica que, en el caso de los golpes paralelos, la pelota se golpea justo cuando llega la altura del hombro adelantado, mientras que para el golpe cruzado la pelota se golpea antes de que llegue al hombro adelantado.

En el instante del impacto, la distancia a la pelota debe ser la que permita golpear con el codo casi totalmente extendido. Por tanto, si para un golpe paralelo la distancia frontal a la pelota es menor que para un golpe cruzado, esa menor distancia debe ser suplida por una mayor distancia lateral que permita impactar con el codo casi totalmente extendido.

Acompañamiento y terminación. Es la fase menos importante del golpeo, pero eso no quiere decir que se deba obviar. Tras el impacto, la raqueta no se debe detener de forma brusca, pues esto incrementa el gasto energético y la carga mecánica que deben soportar los músculos antagonistas del golpeo. Por ello, se debe dejar que la raqueta siga su trayectoria, de manera que se vaya desacelerando de forma progresiva; así, el trabajo excéntrico de la musculatura que frena el movimiento es menos intenso.

Ésta es la fase más personal y, por tanto, la que más varía al comparar tenistas. Además, supone la transición entre el golpeo y la “posición de espera”, por lo que debe permitir recuperar la estabilidad y la orientación del cuerpo para estar preparado para el siguiente golpeo.

El golpe de revés presenta algunas variaciones biomecánicas respecto de la derecha. En el revés a una mano, la mano libre tiene un papel muy importante controlando la posición de la cabeza en la fase de inicio, y no debe señalar la pelota cuando se nos aproxima, sino que se debe llevar hacia atrás durante el golpeo para ayudar a equilibrar el cuerpo.

El revés a dos manos, en comparación con el revés a una mano, permite: (1) golpear la pelota más atrás y (2) más frontalmente y más cerca del cuerpo.

3.2. Golpes de volea

La volea es el golpe que se realiza antes de que la pelota haya botado en la pista. Normalmente es un golpe que se realiza cerca de la red y, por tanto,

el jugador dispondrá de menos tiempo para poder ejecutarlo, siendo éste un aspecto determinante de su técnica.

A diferencia del golpe de fondo, en la volea se busca más control que velocidad. No obstante, existe alguna excepción, como es el caso de las voleas liftadas desde el fondo de la pista, en las que también se busca una alta velocidad de salida de la pelota, pues son como una “derecha liftada” (o de revés liftado) pero sin dejarla botar.

A continuación se describirán los aspectos técnicos y biomecánicos más importantes de la volea cortada, que es la más frecuente.

Inicio. Al igual que en los golpes de fondo, el movimiento se inicia con una rotación axial de la parte superior del tronco; pero como el tiempo disponible es menor, esta rotación también lo es (oscilará entre 60° y 90°). A la vez, la raqueta comienza a dirigirse hacia atrás poniendo la cara de la raqueta orientada hacia la pista, y con la cabeza más alta que el mango. Al igual que para los golpes de fondo, la mano libre comienza a separarse de la raqueta, para cumplir los mismos objetivos que en los golpes de fondo.

Trayectoria de la raqueta atrás. A diferencia del golpeo de fondo, aquí la trayectoria de la raqueta es recta (*straight backswing*), pues no suele existir suficiente tiempo para realizar movimientos circulares. La cabeza de la raqueta debe estar más alta que el mango, y mediante una abducción de hombro, se eleva y separa del cuerpo.

Movimiento de la raqueta hacia delante. Con la raqueta elevada y separada del cuerpo, se realiza un movimiento de aproximación de manera que la raqueta describe una trayectoria diagonal descendente. La cabeza de la raqueta siempre estará más alta y retrasada que el mango para poder “cortar” la pelota. En una vista zenital, la raqueta presenta una trayectoria “de fuera adentro” en relación con el cuerpo del tenista.

Impacto. En comparación con los golpes de fondo, el impacto se produce más cerca del cuerpo, ya que el codo está menos extendido, hasta 60° de flexión de codo.

No obstante, la posición de la raqueta va a variar en función de la altura a la que se produzca el impacto. Para voleas “altas” y a “media altura”, la cabeza de la raqueta debe ir más alta que el mango; en cambio, para las voleas “bajas”, la cabeza se situará a la altura del mango o, en situaciones

extremas, más baja. Además, la cabeza de la raqueta deberá “abrirse” tanto más cuanto más baja sea la volea.

Acompañamiento y terminación. Al igual que con los golpes de fondo, esta fase es la menos importante, pues ya no tiene efecto en el impacto. Sin embargo, hay que frenar la raqueta sin brusquedades, para evitar sobrecargas innecesarias y para alcanzar la “posición de espera” de forma estable.

3.3. El saque o “servicio”

El juego del tenis actual se basa en conservar todos los servicios propios y hacer alguna rotura de servicio al rival. Para ello, es imprescindible tener una muy buena técnica de saque, motivo por el que, para muchos entrenadores, el servicio es el golpe más importante y más complicado del tenis. Así lo atestigua el gran tenista Stefan Edberg, quien en una entrevista realizada durante el Open de Roland Garros del año 1989, cuando perdió la final contra un jovencísimo Michael Chang, dijo que “tras 15 años entrenando duramente el servicio, todavía tengo dificultades para ejecutarlo todo lo bien que me gustaría”.

El servicio es el único golpeo que se realiza de forma cerrada, es decir, que depende exclusivamente del tenista que lo realiza, pues no depende del adversario y se dispone del tiempo suficiente (20 s según reglamento). Por ello, las variables antropométricas y técnicas son las que más determinan su éxito.

En la [tabla 3](#) se muestran las velocidades más altas alcanzadas por las pelotas tras el saque en competición hasta febrero de 2013. Como se puede observar, en categoría masculina todos los tenistas presentan una talla por encima de 1,88 m, mientras que en categoría femenina están por encima de 1,75 m. Esta variable antropométrica es muy importante para un buen servicio por dos motivos: el primero, porque permite una mayor trayectoria de la raqueta, por lo que su velocidad también lo podrá ser, y el segundo, porque al tener que franquear la red, los servicios a mayor altura tienen un ángulo de salida de la pelota más ventajoso.

Elliot (1983) comparó el servicio en tenistas de diversas edades, y observó que, a mayor madurez, mayor velocidad de salida de la pelota. Esto lo justificó porque realizaban el saque con mayor extensión de todas sus articulaciones, con lo que se aumenta la trayectoria de aceleración de la

pelota y, además, se la golpea a mayor altura.

Con motivo de optimizar estos dos parámetros, en la década de 1990 se pusieron de moda las raquetas *long body* (de más de 27 pulgadas de longitud); sin embargo, algunos estudios de esta década indicaron que no suponía una ventaja fundamental, probablemente, por la diferente adaptación a este tipo de raqueta por parte de los tenistas. Actualmente están en desuso.

La [figura 5](#) muestra que el movimiento es una cadena cinética abierta en la que la energía se va transmitiendo de los miembros inferiores al cuerpo, y de éste, al brazo, antebrazo, mano y raqueta (Van Gheluwe y Hebbelinck, 1983; Elliot *et al.*, 1995). Así, los picos de velocidad angular de estos segmentos siguen el orden siguiente: extensión de rodilla, rotación externa del brazo-raqueta, flexión lateral del tronco, rotación del tórax, rotación de la pelvis, extensión del codo, flexión de muñeca y rotación interna del brazo-raqueta (Elliot, 2003; citado por Subijana y Navarro, 2007). Cuando se analiza la “energía cinética de las articulaciones”, es decir, la suma de la energía de traslación y rotación de los segmentos corporales, también se sigue una secuencia proximaldistal (Subijana y Navarro, 2007). En la [tabla 4](#) se presenta la contribución de cada articulación a la velocidad final de la raqueta.

Tabla 3. *Servicios más veloces hasta 1998.*

Nombre	Velocidad Km/h	Año	Estatura (cm)
MUJERES			
Sabine Lisicki	210.0	2011	178
Venus Williams	209.2	2008	185
Serena Williams	207.6	2008	175
Julia Görges	203.0	2012	180
Brenda Schultz-McCarthy	202.7	2006	188
HOMBRES			
Samuel Groth	263.0	2012	194
Ivo Karlovic	251	2011	208
Milos Raonic	250	2012	196
Andy Roddick	249	2004	188
Joachim Johansson	245	2004	198

Debido a su importancia y complejidad, la técnica del servicio se divide en más fases que el resto de golpes básicos.

Posición de preparado. La gran ventaja técnica del servicio con respecto al resto de golpes es que se trata de una acción cerrada, es decir, que el tenista decide cuándo y cómo realizarlo.

En la posición estándar, el jugador se coloca con el cuerpo “lateral” a la línea de fondo, es decir, que el ángulo formado entre sus hombros y ésta es de aproximadamente 90° (para un jugador diestro es de -80° cuando saca al lado del *deuce*, y de -100° cuando saca al lado de la ventaja), el pie adelantado se coloca en diagonal con respecto a la línea de fondo (alrededor de 45°) y el retrasado paralelo a ésta. Además conviene que los pies formen una línea en dirección al cuadro de saque a donde se va a servir.

Las variantes de esta posición estándar son la “posición frontal” cuando el pie trasero se coloca a la derecha, la “posición de lado” cuando el pie trasero se coloca a la izquierda, y por último, en “la posición de espaldas” el pie trasero se coloca tan a la izquierda que está junto a la línea de fondo.

Normalmente, la raqueta se suele coger mediante la “empuñadura

continental o australiana”, con la cabeza más alta que el mango y de perfil a la red.

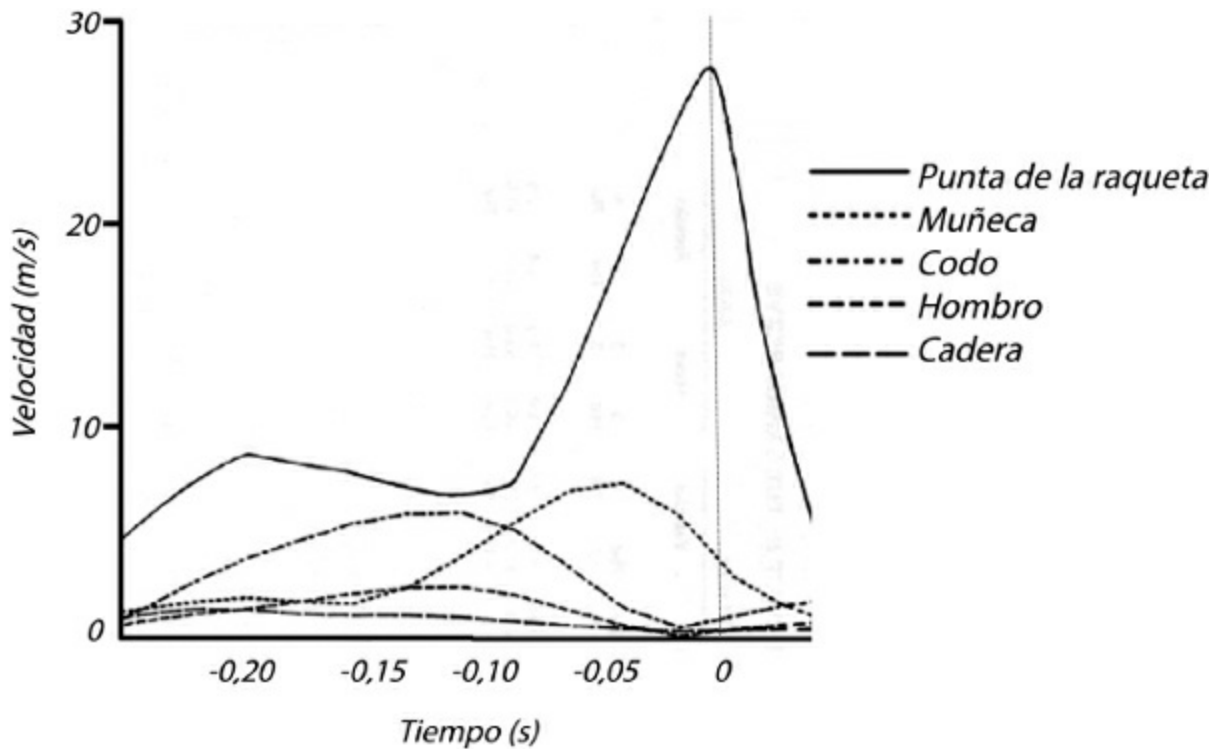


Figura 5. Suma de velocidades resultantes en diferentes puntos anatómicos, durante las etapas para golpear la bola en el servicio de tenis. (Adaptado de Van Gheluwe y Hebbelinck, 1983.)

Tabla 4. Contribución a la velocidad de raqueta.

Orden en la secuencia del movimiento coordinado	Segmento en rotación	Articulación movida	Contribución a la velocidad de raqueta al impactar
1°	Impulso de piernas y rotación del tronco	Velocidad del hombro	10-20%
2°	Elevación y flexión del brazo	Velocidad del codo	≈10%
3°	Extensión del antebrazo, pronación y rotación interna del brazo	Velocidad de la muñeca	≈40% (fundamentalmente rotación interna del brazo)
4°	Flexión de la mano	Velocidad de la raqueta	≈30%

Péndulo y brazos en cruz. Se llama péndulo porque el brazo que

sostiene la raqueta se deja oscilar hacia atrás con el codo casi totalmente extendido, de forma que la cabeza de la raqueta pasa por debajo de la rodilla. También existe el “péndulo recortado” cuando la raqueta llega hasta la rodilla, o incluso, sin péndulo cuando la raqueta sube por delante del cuerpo.

El movimiento de la raqueta hacia atrás se coordina con una traslación del peso de la pierna adelantada a la retrasada mediante un simple balanceo del tronco. A continuación, la raqueta asciende por detrás del cuerpo arqueado del tenista gracias a una extensión de hombro e inicio de la flexión de codo. La muñeca se mantiene relajada, de forma que la cabeza de la raqueta sigue apuntando hacia abajo. Según Elliot (1989), la trayectoria de la raqueta durante este movimiento se ve aumentada por el impulso generado de los miembros inferiores. Por tanto, la correcta coordinación entre miembros inferiores y superiores aumentará el recorrido de impulsión de la raqueta, de manera que se conseguirán mayores velocidades en el impacto.

Mientras tanto, se realiza el lanzamiento de pelota con el otro brazo, de forma que se quedan los dos brazos extendidos y alineados. Por eso, se llama “posición de brazos en cruz”. Este lanzamiento variará según el tipo de servicio a realizar. Para un “saque plano”, el brazo lanza por delante y ligeramente a la derecha de la cabeza; para el “saque cortado”, el brazo lanza por el lado y más hacia la derecha, y finalmente, para el “saque liftado”, el brazo lanza por el lado y ligeramente hacia la izquierda de la cabeza.

El ángulo que debe formar el brazo que lanza la pelota con el tronco es de entre 90° y 100° , manteniendo el brazo vertical e inclinando el tronco, pues si se mantiene el tronco y brazo en vertical, el hombro quedaría en una posición potencialmente dañina (Ellenbecker, 1998).

Flexión de codo. Cuando termina de realizarse el péndulo, comienza la flexión de codo, que suele coincidir con una pausa en el movimiento que estira la musculatura y permite acumular energía elástica. En cuanto al miembro inferior, las rodillas se flexionan y el peso del cuerpo empieza a trasladarse hacia delante, aumentando así el momento lineal en esa dirección. Ahora los pies pueden permanecer en su sitio y sólo levantar el talón del pie trasero (*foot back* o FB), hacer el “paso americano” de manera que el pie trasero pasa hacia delante (*foot up* o FU) o los “pies juntos”, donde el pie trasero se junta con el delantero.

Elliot y Wood (1983) compararon las técnicas FB y FU ([figura 6](#)),

encontrando que con la técnica FU se generaba más fuerza vertical y el impacto se realizaba a mayor altura, lo que mejoraba la trayectoria de la salida de la bola. Por el contrario, la técnica FB permitía al tenista desplazarse más rápidamente, lo que puede ser beneficioso para un juego de “saque y volea”.

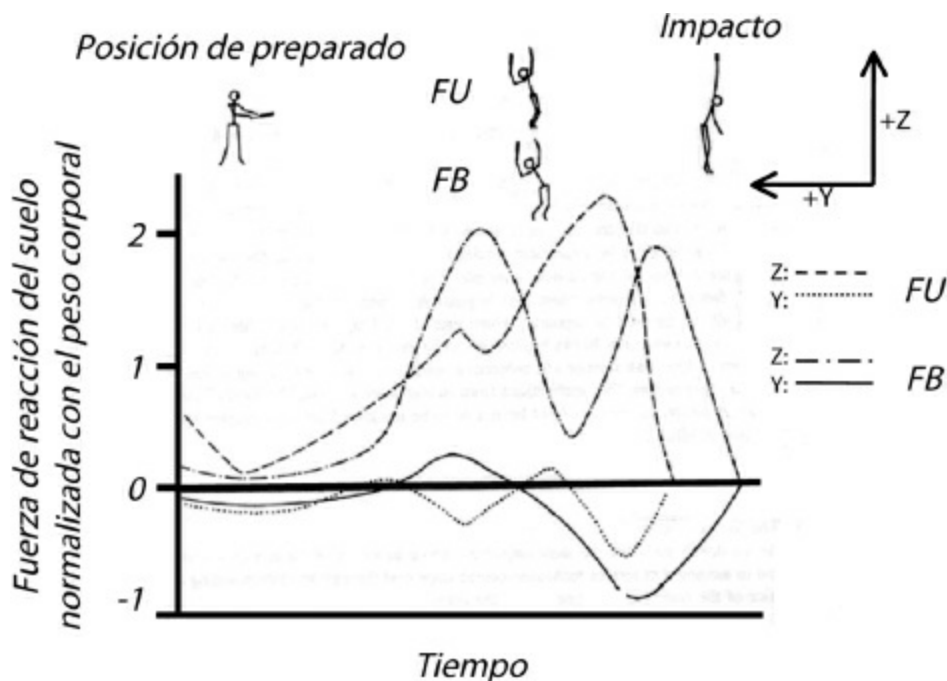


Figura 6. Fuerzas de reacción del suelo, normalizadas con el peso, de los saques FU y FB. (Adaptado de Elliot y Wood, 1983.)

Bucle. Se refiere a la trayectoria que realiza la raqueta cuando baja por detrás de la espalda del jugador y luego sube para impactar a la pelota. El descenso de la raqueta hace que en la gráfica de la cadena cinética se registren máximas velocidades negativas y coincide con la máxima velocidad vertical de la cadera y con una aceleración hacia arriba del hombro.

El descenso de la raqueta se realiza mediante flexión del codo y con la muñeca relajada, de manera que la cabeza de la raqueta queda claramente por debajo del mango. Se trata de un contramovimiento que permite acumular energía elástica y aumentar la trayectoria de la raqueta.

A partir de aquí, empieza la fase de aceleración de la cadena cinética. Esta fase comienza con máxima rotación externa del antebrazo y finaliza en el impacto. Los valores de esta rotación del brazo son de aproximadamente 169° en hombres y 171° en mujeres (Elliot, 2003; citado por Subijana y

Navarro, 2007).

Impacto. El impacto debe producirse a la máxima altura y máxima velocidad de la raqueta posible. Para alcanzar la máxima altura, el cuerpo, el brazo, el antebrazo y la raqueta deben estar en la misma vertical en el instante del golpeo. La máxima velocidad de la raqueta se conseguirá si se han hecho bien las fases anteriores, de manera que: (1) se haya transmitido correctamente la energía de unos segmentos a otros y (2) que la trayectoria descrita por la raqueta haya sido máxima.

Previo al impacto, el hombro rota externamente para que en el impacto esté rotando internamente, alcanzando un rango de rotación en torno a 80° (Noffal, 1997). El antebrazo también rota rápidamente, describiendo un rango de 52°. Elliot (1989) destaca la gran importancia de este movimiento de pronación, pero no para aumentar la velocidad de la raqueta, sino para posicionar correctamente la cara de la raqueta para el impacto. En cuanto al agarre de la raqueta, si se lleva firme, el impacto será más controlado; pero con un agarre más laxo la pelota saldrá a más velocidad, pues durante el impacto la muñeca realizará un pequeño contramovimiento para frenar la bola, lo que le permite acumular cierta energía elástica que será liberada en la fase posterior.

Acompañamiento y terminación. Como se dijo en los golpes anteriores, es una fase que no afecta a cómo sale despedida la pelota, pero es importante hacerla bien para evitar sobrecargas y para que el tenista se equilibre correctamente.

Como el impacto se ha realizado a la máxima altura, la trayectoria durante el acompañamiento deberá ser descendente. En la terminación, el peso del cuerpo ha pasado hacia delante y la raqueta suele terminar en el lado contrario al del brazo que empuña la raqueta.

3.4. El remate

Cuando el contrario lanza un “globo”, esto es, una bola muy vertical, el golpeo es muy parecido al explicado para el servicio. Las dos grandes diferencias con éste son: (1) que como hay que coordinar el golpeo con la trayectoria de la bola, por lo general se dispone de menos tiempo que en el saque, por lo que los movimientos preparatorios son más cortos, y (2) no es

tan importante generar el máximo momento para golpear la pelota, pues como ésta viene con movimiento contrario, saldrá despedida a mayor velocidad.

BIBLIOGRAFÍA

- Arranz, A., Andrade, J.C., Crespo M. (1993). La técnica del tenis. En: Comité Olímpico Español (Eds). *Tenis*. Federación Española de Tenis, 213-463
- Bahamonde, R., Knudson, D. (2003) El momento lineal y angular en la ejecución de los golpes. En: Elliot, B., Reid M., Crespo M. *Biomecánica del tenis avanzado*. International Tennis Federation, 51-70
- Blievernicht, J.G. (1968) Accuracy in the tennis forehand drive: cinematographic analysis, *Res. Q.* 39: 776
- Brody, H. (1981) The physics of tennis racket II. Sweet spot, *Am J Physics* 49: 816.
- Brody, H. (1995) How would a physicist design a tennis racket? *Physics Today* 48: 26-31.
- Crespo, M. (1993) Equipamiento instalaciones y reglamentación. En: Comité Olímpico Español (Eds.) *Tenis*. Federación Española de Tenis, 213-463.
- Cross, R. (1998) The sweet spots of a tennis racket. *Sports Engineering* 1: 63-78.
- Cross, R. (2001). Customising a tennis racket by adding weights. *Sports Engineering* 4: 1-14
- Ellenbecker, T. (1998). Shouldering the load. Sport Science News. *The USTA Newsletter on the Science of Tennis, Fall issue*, 4-5
- Elliot, B.(1982). Tennis: The influence of grip tightness on reaction impulse and rebound velocity. *Med Sci Sports Exerc* 14: 348-352.
- Elliot, B.(1983). Spin and the power serve in tennis. *J Hum Movement Stud* 9:97
- Elliot, B., Wood, G.A. (1983) The biomechanics of the foot-up and foot-back tennis service techniques. *Aust J Sports Sci* 3, 3, 3-6.
- Elliot, B. (1989) Tennis strokes and equipment. En: Cristopher L. Vaghan. *Biomechanics of Sport*. 263-286
- Elliot, B., Marshall, R.N., Noffal, G. (1995) Contribution of upper limb segment rotations durin the power serve in tennis. *J App Biomech* 11, 433-442.

- Elliot, B. (2003) Generar velocidad de la raqueta. En: Elliot, B., Reid, M., Crespo, M. *Biomecánica del tenis avanzado*. International Tennis Federation, 31-48.
- García, M. (1991) *Los españoles y el deporte*. Consejo Superior de Deportes.
- Henning E. (2007). Influence of racket properties on injuries and performance in tennis. *Exerc Sport Sci Rev* 35 (2): 62-66.
- Lopez de Subijana, C., Navarro, E. (2007) Análisis de la técnica en el tenis: el modelo biomecánico en jugadores de alto nivel. *Kronos: revista universitaria de la actividad física y el deporte* 11: 75-80
- Miller, S. (2006). Modern tennis rackets, balls, and surfaces. *Br J Sports Med* 40:401-405.
- Noffal, G. (1997) *De dónde provienen los servicios veloces del tenis*.
- Van Gheluwe, B., Hebbelinck, M. (1983) The kinematics of the service movement in tennis: a three dimensional cinematographic approach. En: Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C., Patla, A.E. (Eds.) *Biomechanics IX-B*. Human Kinetic Publishers, Champaign, III, 521.

PARA SABER MÁS

<http://www.miguelcrespo.net/node/8>

<http://www.itftennis.com/technical/>

<http://www.physics.usyd.edu.au/~cross/presentations.html>

- Elliot, B., Reid, M., Crespo, M (2003). *Biomecánica del tenis avanzado*. Ed. International Tennis Federation.
- Miller, S. (2006). Modern tennis rackets, balls and surfaces. *Br J Sports Med* 40: 401-406.
- VVAA (1993) *Tenis*. *Comité Olímpico Español*. Ed. Federación Española de Tenis.



BIOMECÁNICA BÁSICA

El libro *Biomecánica básica* ha sido realizado con el propósito de acercar la biomecánica deportiva a todos aquellos profesionales y técnicos en actividad física y el deporte de una forma clara, sencilla y comprensible. Respondiendo a la necesidad de acercar la biomecánica deportiva y promover su utilización práctica, la estructura del libro permite conocer el origen de la biomecánica deportiva como ciencia, las bases teóricas de la biomecánica y su aplicación a las estructuras biológicas y materiales deportivos, finalizando la obra con una introducción a la investigación en biomecánica y sus aplicaciones reales las principales actividades físico-deportivas.

La obra ha contado con una amplia colaboración de profesionales de los ámbitos docente, investigador y divulgativo, procedentes de diversas universidades e instituciones, respondiendo a las premisas de calidad profesional y de ser expertos en la temática abordada por sus capítulos.

ISBN: 978-84-9910-180-4



9 788499 101804

www.paidotribo.com

MUSCULACIÓN sin APARATOS

TÚ ERES TU PROPIO GIMNASIO



Mark Lauren
& Joshua Clark



Musculación sin aparatos

Clark, Joshua
9788499104799
272 Páginas

[Cómpralo y empieza a leer](#)

Musculación sin Aparatos es una herramienta para entrenarte por ti mismo, donde y cuando quieras, utilizando la máquina de fitness más avanzada que existe: tu propio cuerpo.

Con una selección de 1254 ejercicios, el libro te guía para que seas capaz de diseñar tus propios entrenamientos, ajustados a tus necesidades y deseos y modificarlos de manera casi infinita.

También se presentan programas de 10 semanas de duración, para todos los niveles de fitness. Estos programas conseguirán que aumentes la fuerza en grupos musculares importantes para la vida cotidiana, mantendrán tus músculos y articulaciones flexibles, mejorarán la eficiencia y capacidad cardíaca y pulmonar junto con la de otros órganos, además de reducir la tensión emocional y nerviosa.

[Cómpralo y empieza a leer](#)

3^a Edad

Actividad Física y Salud



Teoría y práctica

Pilar Pont Geis

7^ª Edición



Tercera edad

Pont Geis, Pilar

9788499101996

318 Páginas

[Cómpralo y empieza a leer](#)

La actividad física para la tercera edad es un tema relevante, incluso estratégico, tanto desde el punto de vista personal e individual como desde una visión global de la sociedad. Así, el hecho de que una persona adulta se plantee iniciar, continuar o potenciar una actividad física, puede suponerle por una parte un cambio sustancial en su vida interior, ya que le ayudará a aumentar su equilibrio personal, mejorar su estado de ánimo y su salud, potenciar sus reflejos y proporcionarle una agilidad que podía tener estancada o mermada y, en definitiva, mejorar su calidad de vida. Así, este libro supone una aportación decisiva en el campo de la actividad física para la tercera edad, que parte de una experiencia consolidada a lo largo de los últimos años, y que puede sin duda contribuir a potenciar, el papel de la tercera edad dentro de la sociedad mejorando a la vez la calidad de vida individual. El contenido de este libro consta de dos partes generales: una primera parte basada en conocimientos y aspectos teóricos y una segunda parte en la que se desarrollan los contenidos de forma práctica. En cuanto a la teoría, se desarrolla el tema de la tercera edad desde diferentes vertientes: un estudio de todos aquellos aspectos físicos, psíquicos y socio-afectivos que caracterizan a estas personas; la alimentación; la necesidad de la práctica de la actividad física,

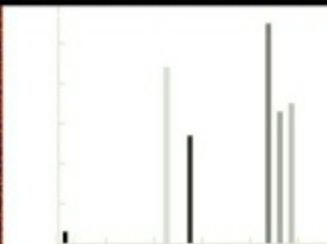
etc. Asimismo, se detallan aquellos elementos que intervienen para llevar a cabo un programa, o sea aquellos aspectos metodológicos que todo profesional de la actividad física debe conocer. Por último, en la segunda parte, se desarrollan las actividades agrupadas por su forma y por los objetivos que se pretenden conseguir.

[Cómpralo y empieza a leer](#)



Fernando Paris Roche

La Planificación Estratégica en las Organizaciones Deportivas



4ª edición



La planificación estratégica en las organizaciones deportivas

Paris Roche, Fernando

9788499102030

172 Páginas

[Cómpralo y empieza a leer](#)

Todas las entidades y organizaciones, y por supuesto también las deportivas, se ven sometidas hoy en día a un cambio permanente en su entorno, en sus objetivos, en su forma de actuar, en sus expectativas, en la disponibilidad de recursos. Por todo ello, las organizaciones -y también los individuos- se ven obligados, cada vez con más frecuencia, a reflexionar sobre el camino a abordar en el futuro, sobre qué hacer, por dónde ir. O sea, las entidades -y las personas- se ven apremiadas a planificar. La base de este libro es la experiencia de planificación estratégica desarrollada en el organismo estatal y le será de gran ayuda para la comprensión y la implantación del proceso que denominamos planificación estratégica en las organizaciones y entidades deportivas, que presentan ciertas diferencias cualitativas en relación a las entidades privadas con fines de lucro. Cada organización, club, entidad, construirá a partir de él sus propios métodos, conceptos y forma de proceder, centrándose en el rumbo y en los objetivos. Si está usted al frente de una organización o entidad deportiva, el autor le recomienda que: piense en su situación actual, en los puntos fuertes y débiles de su organización, en los objetivos claros y definidos que le marcan el rumbo en las

estrategias más adecuadas para cumplirlas, en los proyectos que está desarrollando, en cómo mejorarlos, etc., y si tiene dudas lea el libro con espíritu constructivo y seguro que le ayudará. Y, no lo olvide, como dice el ilustre jesuita aragonés Baltasar Gracián: Vivir anticipado, -esto es la planificación estratégica.

[Cómpralo y empieza a leer](#)

JOSÉ SANTOS WALDA ALBIAC

ZEN COTIDIANO



CONOCIMIENTO
PERSONAL

2ª Edición

Zen cotidiano

Santos Nalda, José

9788499101491

238 Páginas

[Cómpralo y empieza a leer](#)

Toda persona da como supuesta la unión entre el cuerpo y la mente. Sin embargo, no suele caer en la cuenta de que nuestro cuerpo exterioriza nuestro estado mental. Suele ignorar que nuestro desarrollo intelectual se realiza sobre una base física, de sensaciones corporales. Si fallan estas informaciones, perderemos la capacidad del desarrollo mental. Nuestro organismo ha desarrollado esta secuencia y cuando nuestro estado mental está perturbado, precisa reorganizarse desde la base, desde la sensación corporal.

El primer paso para conseguirlo es sentir, sentir a través de nuestro cuerpo.

El zen es una forma de vivir la vida, una norma de conducta, llegando a conocer sin pretender conocer, llegando a comprender sin pretender comprender, llegando a aprehender sin pretenderlo.

La práctica del zen no sólo nos ayuda en la meditación, sino también, y sobre todo en nuestra vida cotidiana, en la realización de nuestras tareas habituales, dándonos un punto de vista distinto, humanizando más nuestra vida y haciéndonos comprender que somos una parte integrante e imprescindible de un Gran Todo, la Naturaleza, y del propio Universo.

Este libro ha sido pensado y escrito con la esperanza de hacer

asequible a todas las personas el modo de vida Zen, de modo que pueda aplicarse a la cotidianidad de cada cual. La redacción del texto es clara y sencilla para facilitar su lectura y comprensión a todo aquel que desee iniciarse en este camino.

Sin ninguna duda, la práctica de las enseñanzas contenidas en este libro serán útiles a todos los que: desean ayudar a otros, desean vivir en armonía consigo mismo y con el entorno, y buscan sentido a su vida diaria.

[Cómpralo y empieza a leer](#)



entrenamiento **mental**

Cómo vencer
en el deporte
y en la vida
gracias al
entrenamiento
mental

TERRY ORLICK



Entrenamiento mental

Orlick, Terry

9788499101163

408 Páginas

[Cómpralo y empieza a leer](#)

Este libro enseña a desarrollar un punto de vista más positivo, a centrarse en las obligaciones y compromisos, a superar los obstáculos que se interponen en la consecución de los objetivos y a sentirse más satisfecho en la vida personal y profesional. El lector descubrirá también formas más eficaces y satisfactorias de trabajar con los compañeros de equipo, rendir más en los entrenamientos y ejercer un mayor control sobre los pensamientos y acciones.

Tanto si eres deportista o entrenador en busca del éxito en el deporte y otros ámbitos de la vida, en Entrenamiento mental encontrarás el consejo de un experto y técnicas probadas para lograr tus aspiraciones.

[Cómpralo y empieza a leer](#)