



MINISTERIO DE EDUCACIÓN Y CULTURA
Consejo Superior de Deportes

BIOMECÁNICA DE LA FUERZA MUSCULAR Y SU VALORACIÓN

*Análisis cinético de la marcha, natación,
gimnasia rítmica, badminton y ejercicios
de musculación*

21

INVESTIGACIONES EN CIENCIAS DEL DEPORTE

icad



MINISTERIO DE EDUCACIÓN Y CULTURA
Consejo Superior de Deportes

BIOMECÁNICA DE LA FUERZA MUSCULAR Y SU VALORACIÓN

*Análisis cinético de la marcha, natación,
gimnasia rítmica, badminton y ejercicios
de musculación*

21

icd

SERIE ICd DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS DEL DEPORTE

La Serie ICd, de Investigación en Ciencias del Deporte, es una publicación del Consejo Superior de Deportes que pretende satisfacer la demanda de información científica especializada, difundiendo los trabajos que, por su calidad, actualidad y rigor científico, pueden ser de interés para los especialistas.

Los trabajos que se publican en ICd son seleccionados por un Comité Científico, están sujetos a la «Normativa General para la presentación de trabajos» del Programa de publicaciones del Consejo Superior de Deportes y, en la mayoría de los casos, son producto de las becas y ayudas a la investigación que concede el C.S.D.

Las referencias bibliográficas correspondientes a los artículos publicados en la serie ICd, elaboradas por el Servicio de Documentación, se remiten para su inclusión en la base de datos bibliográfica sobre deportes ATLANTES, fruto de la colaboración entre distintos centros de documentación e información y bibliotecas deportivas españolas e iberoamericanas. Esta base de datos se encuentra en uno de los dos CD-ROM de Silver Platter que albergan además SPORTDISCUS y HERACLES y también puede consultarse a través de Internet: <http://www.uida.es/basedatos/atlantis.html>.

Director Editorial:

José Luis Hernández Vázquez

Coordinación Editorial:

Erika Schwarz

Araceli García Martín

Consultores Científicos:

Fernando Andrés Pérez, Alicia Canda, Javier Durán, Amelia Ferro Sánchez, Mónica de la Fuente, Manuel García Ferrando, Rafael Manso, Agustín Meléndez, Ramiro Merino Merchán, Cecilia Rodríguez Bueno, Silvio Rubio, Luis M. Ruiz Pérez, Fernando Sánchez Bañuelos, Benilde Vázquez.

Unidad Editora:

Ministerio de Educación y Cultura

Consejo Superior de Deportes

© 1999

Edición no venal.

NIPO: 663-09-023-5

Depósito legal: M-14322-2009

Distribución e información:

Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte

C/ del Greco, s/n Tel. 91/589 05 27/28

28040 Madrid Fax 91/544 81 22

Web: <http://www.mec.es/csd>

e-mail: csd.publicaciones@csd.mec.es

Venta:

Librería del B.O.E.

C/ Trafalgar, 29 Tel. 91/538 21 11

28071 Madrid Fax 91/538 21 21

NOTA: Los trabajos presentados expresan el criterio y valoraciones de sus autores sin que el Consejo Superior de Deportes comparta necesariamente las tesis o conceptos expuestos en ellos. Permitida la reproducción parcial citando la fuente.

ÍNDICE

“BIOMECÁNICA DE LA FUERZA MUSCULAR Y SU VALORACIÓN. ANÁLISIS CINÉTICO DE LA MARCHA, NATACIÓN, GIMNASIA RÍTMICA, BADMINTON Y EJERCICIOS DE MUSCULACIÓN”

Compiladora: Amelia Ferro Sánchez.

	<u>Pág.</u>
Consideraciones sobre conceptos y clasificaciones de la fuerza muscular desde un punto de vista mecánico <i>Aguado, X. y cols.</i>	7
Factores estructurales determinantes de la fuerza muscular: Métodos de estudio <i>López-Calbet, J. A. y cols.</i>	27
¿Son simétricos los perfiles de la fuerza de reacción del suelo sobre la marcha normal? <i>Gavilanes, B. y cols.</i>	57
La fuerza propulsiva durante el nado. Estado actual de conocimientos <i>Llana, S. y cols.</i>	69
Medición de la fuerza de propulsión durante el nado. Cálculo de variables biomecánicas <i>Brizuela, G. y cols.</i>	77
Metodología para el análisis cinético de saltos específicos de gimnasia rítmico-deportiva <i>Ferro, A. y cols.</i>	87
Valoración de la fuerza dinámica en la fase concéntrica del medio squat con atletas velocistas mediante la tecnología Ergo Power conectada al Muscledab <i>Padullés J. M. y cols.</i>	109
Estudio piloto de variables cinemáticas, dinámicas y electromiográficas en dos ejercicios de musculación del tren inferior <i>García-Fogeda, A. y cols.</i>	127
Análisis cinético de los apoyos en desplazamientos hacia la red en badminton <i>Ferro, A. y cols.</i>	139

ICd NÚM. 21

MINISTERIO DE EDUCACIÓN Y CULTURA
Consejo Superior de Deportes

CONSIDERACIONES SOBRE CONCEPTOS Y CLASIFICACIONES DE LA FUERZA MUSCULAR DESDE EL PUNTO DE VISTA MECANICO

CONSIDERATIONS ABOUT THE DEFINITION
AND TAXONOMIES OF MUSCLE STRENGTH
FROM A BIOMECHANICAL POINT OF VIEW

*Aguado Jódar, X.
Grande Rodríguez, I.
López Elvira, J. L.*

Dirección para correspondencia:

Xavier Aguado Jódar
Universidad de Castilla la Mancha
Facultad de Ciencias del Deporte
Laboratorio de Biomecánica
Campus Tecnológico (antigua Fábrica de Armas)
Avda. Carlos III s/n
45071 TOLEDO
E-mail: xaguado@dep-to.uclm.es



Xavier Aguado Jódar: Licenciado en Educación Física. Doctor en Ciencias de la Educación. Profesor de Biomecánica del INEF de Castilla y León. Responsable del Laboratorio de Biomecánica.



Ignacio Grande Rodríguez: Licenciado en Educación Física. Becario de investigación del Laboratorio de Biomecánica del INEF de León. Tuvo la beca del CSD (ref. 01/UNI 22/97) para el estudio biomecánico de los mejores atletas españoles de lanzamiento de peso.



José Luis López Elvira: Licenciado en Educación Física. Becario de investigación del Laboratorio de Biomecánica del INEF de León con beca de la EXCMA. Diputación Provincial de León para el estudio biomecánico de la lucha leonesa.

Resumen: En este trabajo se presentan diferentes factores mecánicos que influyen en la producción y la manifestación de la fuerza muscular. En esta última se presenta una clasificación de posibles ejercicios y tests partiendo de criterios mecánicos. Se expone la necesidad de realizar trabajos que analicen aspectos globales y que incluyan especialistas de diferentes procedencias (entrenadores, atletas, fisiólogos, especialistas en aprendizaje y desarrollo motor, y biomecánicos, entre otros). Este trabajo no pretende exponer los últimos avances y publicaciones sino mostrar una forma de ver el tema, incidiendo en los criterios de las clasificaciones.

Palabras Clave: Biomecánica, producción de fuerza, manifestación de fuerza.

Abstract: In this paper different mechanical factors influencing the strength and the force of muscle are presented. Taking into account mechanical criteria, a taxonomy of potential exercises and tests are shown. It is necessary to carry out researches made by experts from different backgrounds (including trainers, athletes, physiologists, learning and motor development specialists and biomechanists) which analyse global aspects. This paper intention is not to state the recent approaches and publications but to show the criteria of taxonomies.

Key words: Biomechanics, strength, force.

1. JUSTIFICACIÓN

El tema de la fuerza muscular interesa a profesionales de muy diferente procedencia: entrenadores, fisiólogos, médicos, ingenieros, especialistas en aprendizaje y desarrollo motor y biomecánicos, entre otros. Todos ellos preocupados, desde sus respectivos puntos de vista en minimizar el riesgo de lesiones e incrementar el rendimiento. Los ámbitos de aplicación no se limitan al deporte; hay otros que son tanto o más significativos, como la rehabilitación y la ergonomía.

Existen aún hoy en día numerosas lagunas sobre aspectos concretos de la fisiología, el entrenamiento o la biomecánica de la fuerza muscular. Por citar una, se sigue discutiendo sobre la explicación de por qué los movimientos que se realizan con un contramovimiento previo son más eficaces que los que son realizados únicamente en un solo sentido. Al respecto se desconoce hasta qué punto la explicación habría que buscarla en una preactivación de la musculatura, en la fuerza elástica (Asmussen y Bonde-Pettersen, 1974), en los reflejos de estiramiento (Asmussen y cols, 1977), o en la costumbre de realizar los movimientos con contramovimiento previo (Bobbert y cols, 1996).

Esto lleva a que se realicen abundantes investigaciones sobre la fuerza muscular que se traducen en numerosas publicaciones en revistas científicas. Al respecto, a modo de ejemplo, se puede decir que en la base de datos Sport Discus, en la que existen actualmente 397.654 referencias (Septiembre, 1998), el término **Strength** aparece en 14.599 documentos como palabra clave o en el resumen del artículo, frente a, por ejemplo, 15.456 referencias del término **Biomechanics**. Por otro lado el mayor interés o la mayor costumbre de abordar este tema desde la fisiología puede verse reflejada al solicitar en la búsqueda de la base de datos dos palabras clave que se den a la vez en un mismo documento (**Strength and Physiology** tiene 4248 referencias frente a sólo 991 de la búsqueda **Strength and Biomechanics**). Aunque es cierto que cada vez existe una mayor inquietud por tratar el tema desde una perspectiva conjunta que englobe aspectos mecánicos y otros energéticos. A modo de ejemplo, la revista Journal of Applied Biomechanics lanzó en Noviembre de 1997 un número especial sobre *Mecánica y Energética del ciclo de estiramiento-acortamiento*, en el que el editor (Gregor) encargaba un artículo original que después era enviado a muy diversos profesionales involucrados en el tema para que aportaran sus respectivos puntos de vista sobre el artículo diana. Por otro lado, en España también se han empezado a realizar estudios que contemplan el tema globalmente, incluyendo aspectos mecánicos (Izquierdo, 1997; Izquierdo y cols, 1996, 1997, 1999; López Calbet, 1998; González Fernández, 1999).

La necesidad de abordar globalmente el tema va unida a la de consensuar entre los diferentes profesionales implicados un vocabulario demasiado amplio y muchas veces ambiguo. A menudo se emplean términos diferentes para referirse al mismo concepto. Otras veces se emplean términos, que en determinadas especialidades tienen un significado muy concreto desde hace tiempo, pretendiendo darles nuevos significados, que deberían considerarse erróneos.

En nuestro Laboratorio de Biomecánica del INEF de León surgió la necesidad de tratar este tema de forma amplia tras diferentes trabajos en los que se abordaban aspectos casi siempre parciales, la mayor parte de las veces relacionados únicamente con las metodologías de medición de determinados tipos de fuerza (Izquierdo y cols., 1994; Aguado e Izquierdo,

1995; Izquierdo, 1995; González Montesinos, 1996; Vargas, 1997). Así este artículo trata de ser una reflexión necesaria para abordar próximos estudios en los que se tengan en cuenta a la vez diferentes aspectos de la fuerza muscular. La visión que se muestra pretende ser general, es decir no perder de vista que el tema es amplio y con diferentes vertientes, aunque simplemente se van a resaltar aspectos mecánicos.

2. PRODUCCIÓN Y MANIFESTACIÓN DE LA FUERZA

Se pueden determinar inicialmente 2 compartimentos bien diferenciados y que en lengua inglesa tienen cada uno una palabra diferente para denominarlos: **strength** y **force**. En cuanto al primero, hace referencia al origen o la causa de la fuerza, que se encuentra en la contracción muscular, se trata por lo tanto de una visión interna. Para traducir esta palabra proponemos el término **producción de fuerza**. Desaconsejaríamos el uso como sinónimo del término **tensión**, para conferirle a este último su significado mecánico de un **esfuerzo de tracción** que se mide en términos de Fuerza/ Superficie.

Por otro lado se encuentra el término **force**, que hace referencia a la visión externa o el resultado de la producción de fuerza, que se puede observar en la movilización o no de una determinada carga. Para traducir este término proponemos el de **manifestación de la fuerza**.

2.1 Producción de fuerza

Diferentes factores intervienen en la producción de fuerza: cardiovasculares, hormonales, nerviosos, musculares y mecánicos, entre otros.

Los principales factores mecánicos pueden agruparse entorno a 2 temas principales: el del **pre-estiramiento** y el de la **sección muscular**. En el pre-estiramiento se intenta conocer cuál es la **tensión** o el **momento** que se logra ante diferentes longitudes de un mismo músculo. Estos estudios han sido realizados tanto **in vivo** como **in vitro** y mediante cálculo (a partir de modelos teóricos) (Figura 1, ver pág. siguiente). En el primer caso, con músculos desinsertados se han podido estudiar por separado las respuestas contráctil y elástica, además de la respuesta conjunta ante no sólo diferentes longitudes (Figura 2, ver pág. siguiente) sino también diferentes grados de activación.

En los estudios del preestiramiento in vivo, hay que valorar nuevos factores. La fuerza que producen los músculos puede descomponerse en dos vectores concurrentes, tomando como sistema de referencias la colocación del segmento óseo en el que se inserta el músculo: uno de ellos es perpendicular a éste segmento y el otro paralelo a él. El primero de los vectores es el responsable de la rotación de la articulación, y deberá ser multiplicado su valor por la distancia desde la inserción hasta la articulación para conocer el momento sobre ésta. El segundo vector denominado como **fuerza de coaptación** (Williams y Lissner, 1962) o **fuerza estabilizante** (Enoka, 1988; Hamill y Knutzen, 1995) puede cambiar su sentido a lo largo del recorrido articular (Figura 3, ver pág. 11): en unos casos irá dirigido hacia la articulación mientras que en otros lo hace en sentido opuesto.

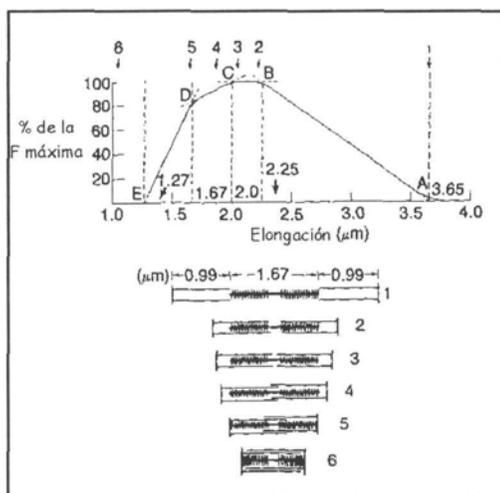


Figura 1. Cálculo teórico de la fuerza contráctil desarrollada (% de la fuerza máxima) ante diferentes grados de la longitud de sarcómeros y superposición de miofilamentos (modificado de Mc Mahon, 1984).

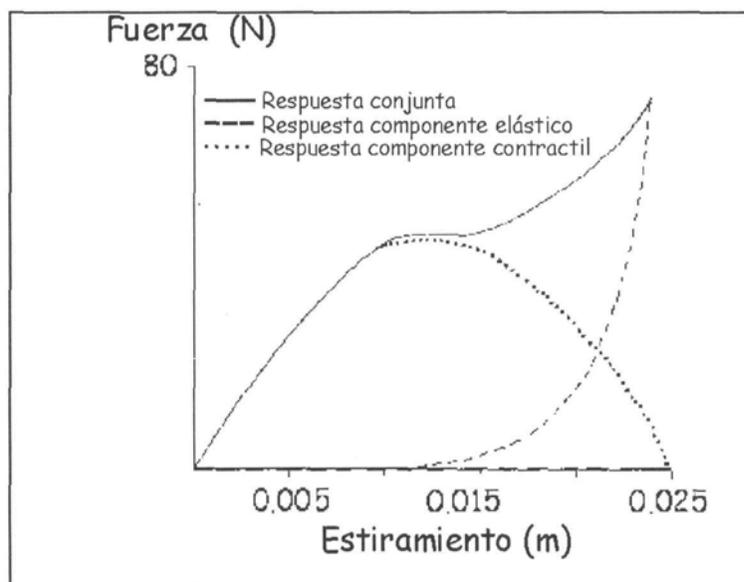


Figura 2. Contribución de los elemento contráctil y elástico por separado y su respuesta conjunta. Las líneas unen diferentes puntos de la gráfica obtenidos al estudiar los flexores del antebrazo y representan en cada marcación la máxima fuerza isométrica obtenida. La gráfica abarca en abscisas las longitudes del músculo desde la correspondiente a la mínima expresión de la contracción hasta la máxima elongación (modificado de Ralston y cols., 1947).

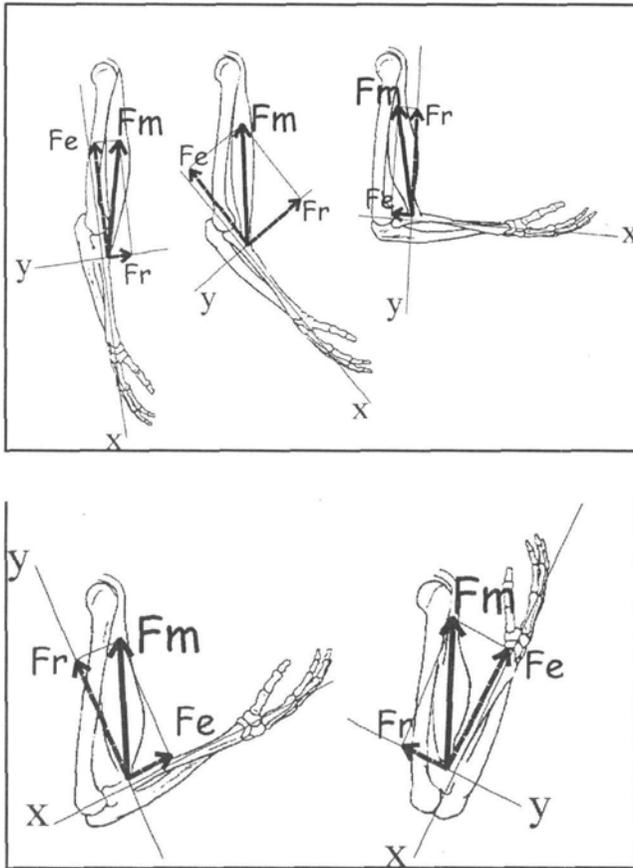


Figura 3. La fuerza muscular (F_m) aplicada sobre el punto de inserción puede descomponerse en 2 vectores: uno en la misma dirección del segmento óseo y otro en dirección perpendicular. La primera será la denominada fuerza estabilizante (F_e), mientras que la segunda es la responsable de la rotación (F_r). Si observamos el biceps, la fuerza estabilizante varía su sentido según el ángulo de la articulación del codo. En ángulos de 90° hasta los 180° mecánicos ésta tendrá el sentido hacia la articulación, mientras que en ángulos inferiores a 90° , como muestran las 2 figuras de la fila inferior, irá en sentido contrario a la articulación (modificado de Williams y Lissner, 1962).

Los músculos sufren una variación de sus posibilidades para producir fuerza a lo largo del recorrido articular. Entre otros factores, el ángulo de inserción va variando, el grado de pre-estiramiento también y las dos componentes de la fuerza que realiza el músculo (estabilizante y rotación) adquieren diferentes valores.

Kulig y cols.(1984) comentan que existen 3 posibles modelos de músculos, en cuanto a la variación del momento que producen sobre la articulación cuando ésta varía su ángulo. En el primero el momento irá en incremento, en el segundo evolucionará descendiendo y en el tercero ascenderá hasta cierto límite y después descenderá (Figura 4).

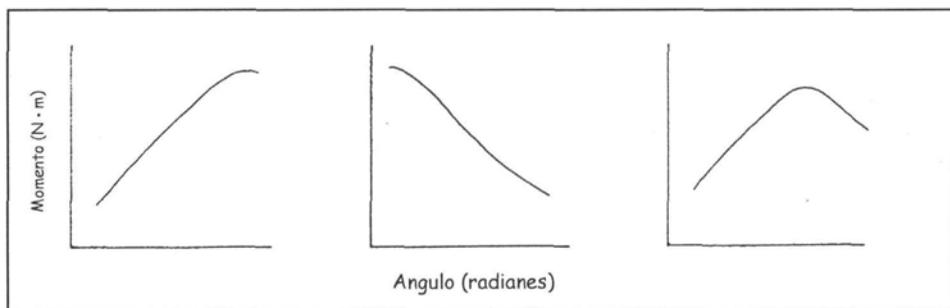


Figura 4. Hay 3 posibles modelos de evolución del momento respecto a la articulación que producen músculos humanos "in vivo" al variar el ángulo articular, partiendo de la posición anatómica (modificado de Kulig y cols., 1984).

Fox y Mathews (1981) presentan la fuerza que pueden realizar, explorando diferentes ángulos articulares, algunos músculos (Figura 5), pudiéndose observar los 3 modelos que comentan Kulig y cols.

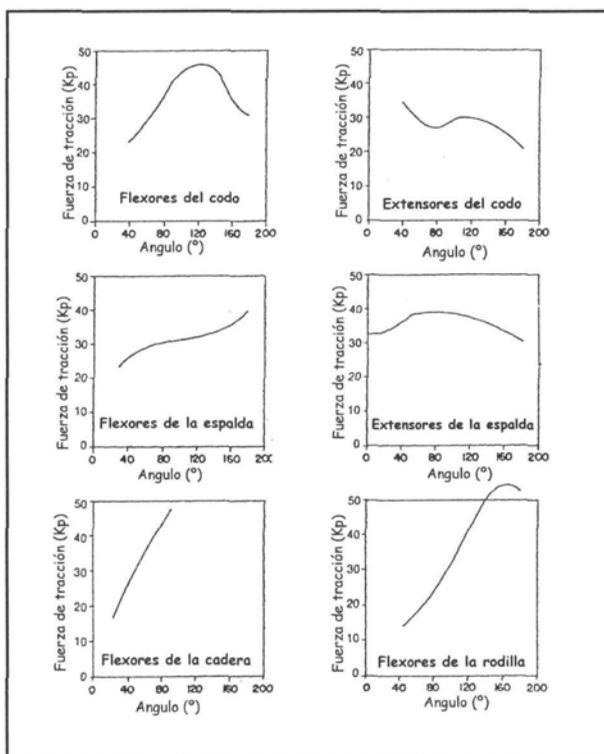


Figura 5. Evolución de la fuerza de diferentes músculos al variar el ángulo articular (modificado de Fox y Mathews, 1981).

Otro aspecto de diseño condicionaría 2 posibles modelos: el músculo que se inserta cerca y el que se inserta lejos de la articulación (Adrian y Cooper, 1989) (Figura 6). El músculo que se insertara cerca sería especialista en **velocidad**, ya que cuando se contrayera (variando su longitud en igual medida que el segundo músculo) desplazaría mucho más el extremo del segmento que el segundo músculo, en cambio sus posibilidades para ejercer fuerza serían limitadas debido al pequeño brazo de potencia. Contrariamente el segundo de los músculos sería especialista en **fuerza** y no en velocidad.

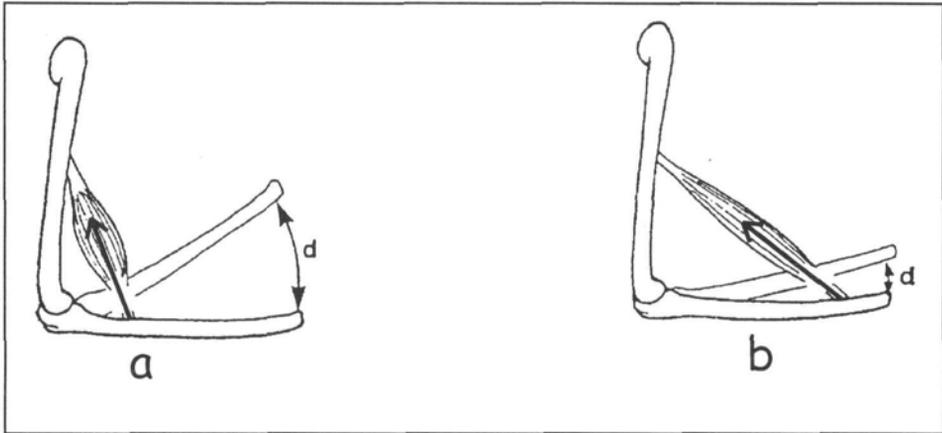


Figura 6. Dos diseños de músculos en cuanto a la distancia de la inserción hasta la articulación, que confieren especialidades diferentes. A es especialista en lograr altas velocidades en el extremo del segmento y B es especialista en fuerza, al poder soportar cargas mayores realizando la misma fuerza que A, pues tiene un mayor brazo de potencia (modificado de Adrian y Cooper, 1989).

Respecto a la sección muscular existen 2 conceptos básicos: el de **sección anatómica** y el de **sección fisiológica**. El primero hace referencia al corte perpendicular a la dirección del músculo, mientras que el segundo se refiere al corte perpendicular a la dirección de las fibras musculares (Figura 7). En un músculo de tipo recto ambas secciones coinciden. En este tipo de músculos la totalidad del acortamiento de las fibras musculares revertirá en el acortamiento muscular, considerándose así especialistas en **velocidad**. En cambio existen otros diseños de músculos en el que las fibras se encuentran colocadas en orientaciones diferentes a la del eje logitudinal del músculo. En éstos sólo una parte de la variación de la longitud de las fibras revertirá en la longitud muscular pero logran tener una mayor sección fisiológica ante una misma sección anatómica que en el primer tipo de músculos, por lo que se les considera especialistas en **fuerza**.

Con el entrenamiento se dan adaptaciones de los factores mecánicos, incluyendo cambios en las secciones, la orientación de las fibras e incluso pueden reorientarse los propios ángulos de inserción muscular. Estos factores junto con otros, como los tipos de fibras, los cambios hormonales y la activación de las motoneuronas de músculos agonistas y antagonistas deberán estudiarse conjuntamente ante diferentes tipos de entrenamiento en diferentes poblaciones de sujetos.

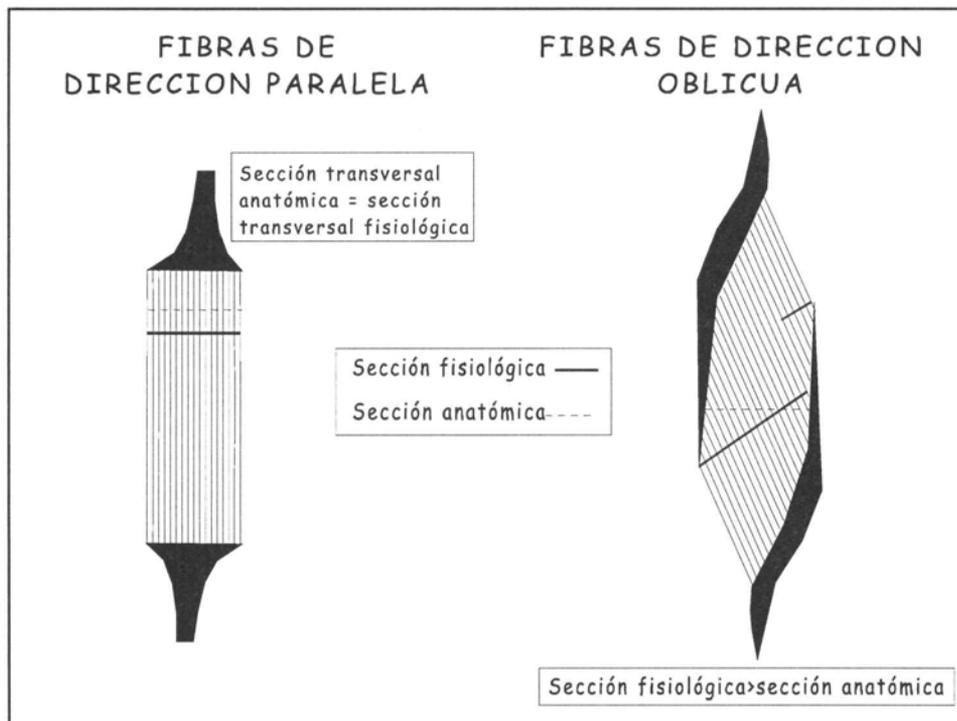


Figura 7. En el dibujo de la izquierda un músculo recto, en el que coinciden las secciones anatómica y fisiológica. En cambio el diseño del músculo de la izquierda permite albergar una mayor sección fisiológica (perpendicular a la dirección de las fibras) en una misma sección anatómica.

2.2 Manifestación de la fuerza

La manifestación de la fuerza se refleja en la carga que se soporta y en la velocidad con la que se desplaza; dibujan una curva hiperbólica rectangular. Ya Hill (1938) describió las relaciones entre fuerza y velocidad en la contracción muscular (Ecuación 1). La curva que se obtiene mediante la ecuación de Hill puede pronosticar manifestaciones de la fuerza con diferentes cargas, aunque en situación real cabe esperar una curva más aplanada (Nigg y Herzog, 1999) (Figura 8, ver pág. siguiente).

$$v = b(F_0 - F)/(F + a)$$

Ecuación 1: Ecuación de Hill (1938) para predecir las diferentes velocidades de la contracción muscular al variar la carga. v = velocidad de la contracción; F_0 = Fuerza máxima que es capaz de manifestar el músculo en una contracción isométrica realizada con el grado

óptimo de preestiramiento; F = fuerza instantánea en un determinado lugar de la gráfica; a = constante con unidades de fuerza; b = constante con unidades de velocidad. Las constantes a y b dependen de la distribución de los tipos de fibras en el músculo (Hill, 1970). Para el vasto lateral humano, en las fibras lentas $a = 0.25 \cdot 1250$ N y $b = 0.25 \cdot 72$ cm/s, mientras que en las fibras rápidas $a = 0.25 \cdot 1250$ N y $b = 0.25 \cdot 192$ cm/s.

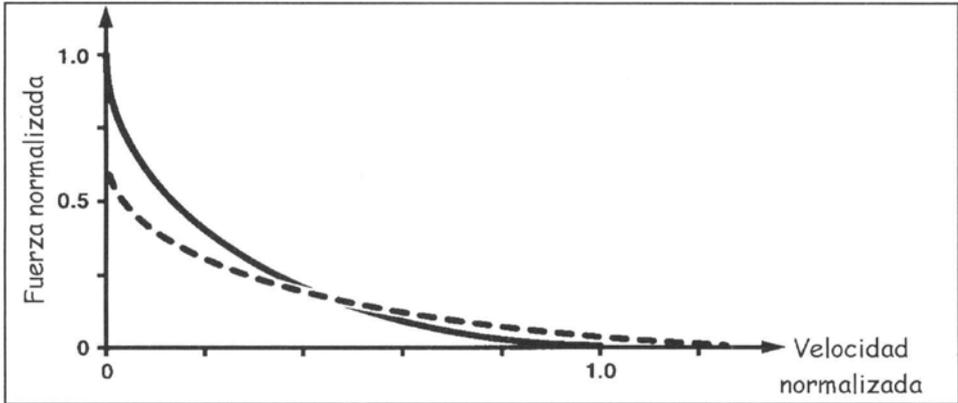


Figura 8. Curva fuerza-velocidad. En trazo continuo muestra la que se obtiene mediante cálculo con la ecuación de Hill y en trazo discontinuo, la obtenida experimentalmente (Hill, 1970, Gregor, 1993).

La manifestación de la fuerza puede valorarse simplemente de **forma cualitativa**, mediante planillas que rellenamos sin necesidad de ningún instrumento de medida y por otro lado de **forma cuantitativa**, mediante el uso de diversas metodologías de registro y valoración.

En cuanto a la **valoración cualitativa** pueden anotarse la articulación(es) y segmento(s) implicado(s) los músculos que intervienen, el tipo de contracción que realizan (isométrica o dinámica) y el tipo de intervención (agonista o antagonista). Puede valorarse también si el recorrido es libre o dirigido y si existe o no liberación al final del recorrido articular.

Por otro lado se puede realizar una **valoración cuantitativa** en la que se anoten como variables más representativas: las posiciones y rangos articulares (en $^{\circ}$ o en radianes), la velocidad del movimiento (ya sea media o instantánea, expresadas habitualmente en $^{\circ}/s$ o en radianes/s) la frecuencia de repeticiones y series (en n°/s), la resistencia que se maneja (expresada como una fuerza en N o como un momento en $N \cdot m$) y la potencia desarrollada (como potencia media o como pico de potencia en W, que a su vez pueden o no normalizarse dividiéndolas por la masa del sujeto, expresándola en este último caso en W/kg) (Aguado y cols., 1997b).

En cuanto a la valoración cuantitativa hay que destacar la importancia que puede tener el uso de un sistema de análisis cinemático vídeo 3D. Mediante esta tecnología se han podido estudiar en nuestro Laboratorio las condiciones reales de competición en los mejores lanzadores de peso españoles (Grande, 1998; Grande y cols., 1999). En estos estudios se denuncia la poca especificidad de alguno de los ejercicios usados en el entrenamiento de

lanzadores y se proponen ejercicios concretos basados en los requerimientos específicos de la competición. Este tipo de estudio puede ser aplicado a otros deportes de cara a lograr una mayor especificidad en el entrenamiento.

3. CLASIFICACION DE TEST DE FUERZA

Partiendo de variables mecánicas se puede llegar a establecer una clasificación en la que se tengan en cuenta la totalidad de los posibles ejercicios y tests (Figura 9). La clasificación que se propone parte de considerar si existe o no desplazamiento de la resistencia y de esta manera poder aislar los ejercicios isométricos (sin desplazamiento).

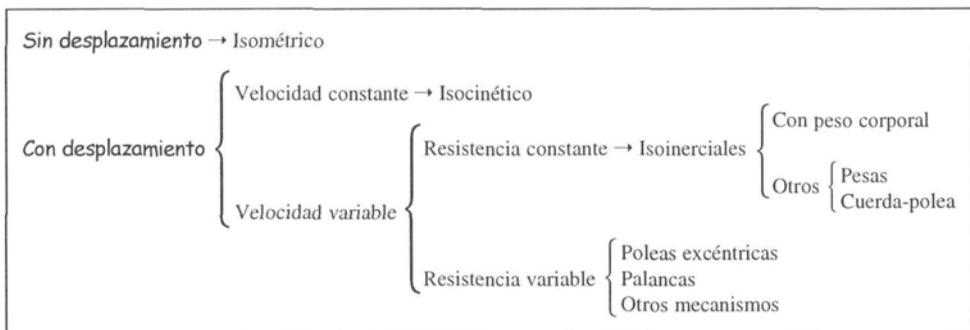


Figura 9. Clasificación de ejercicios de fuerza en función de que exista o no desplazamiento y que la velocidad y resistencia sean constantes o variables.

Dentro de los ejercicios hechos con desplazamiento de la resistencia se clasifica si la velocidad del desplazamiento es constante o variable a lo largo del recorrido. De esta manera se puede aislar otro tipo muy concreto de ejercicios: los realizados a velocidad constante o **isocinéticos**. En principio a cualquier ejercicio en el que haya un desplazamiento y que no se realice con una máquina compleja que sólo permita una velocidad de ejecución (previamente seleccionada) se le supondrá una velocidad variable por la dificultad de mantenerla constante.

Entre los ejercicios realizados con **velocidad variable** se puede atender a que la resistencia que se maneje sea o no constante. En el caso de ser constante se les suele denominar como ejercicios isoinerciales. No hay que olvidar que el criterio utilizado en la clasificación está valorando simplemente lo que sucede en el **lugar de agarre o sujeción de la resistencia**, ya sea transmitida ésta mediante una barra, un cable, unas mancuernas u otro dispositivo. Al decir **resistencia constante** nos referimos a que ésta tiene el mismo módulo a lo largo de todo el recorrido, aunque evidentemente puede cambiar la dirección del vector de esta fuerza (Figura 10, ver pág. siguiente) y además el momento respecto a la(s) articulación(es) implicada(s) puede, y de hecho suele, variar a lo largo del recorrido. Así aunque el valor de la resistencia haya sido constante a lo largo del recorrido, la producción de fuerza difícilmente lo va a ser, debido principalmente a la velocidad variable y a la variación de los momentos respecto a la articulación.

Los ejercicios **isoinerciales** podrían ser clasificados en función de si utilizan como resistencia un peso corporal (ya sea de un segmento, varios o todo el cuerpo) o utilizan otro peso. Entre los que utilizan el peso corporal se encuentran los diferentes tests de salto, que son frecuentemente usados para explorar la fuerza explosiva de extensión de los miembros inferiores.

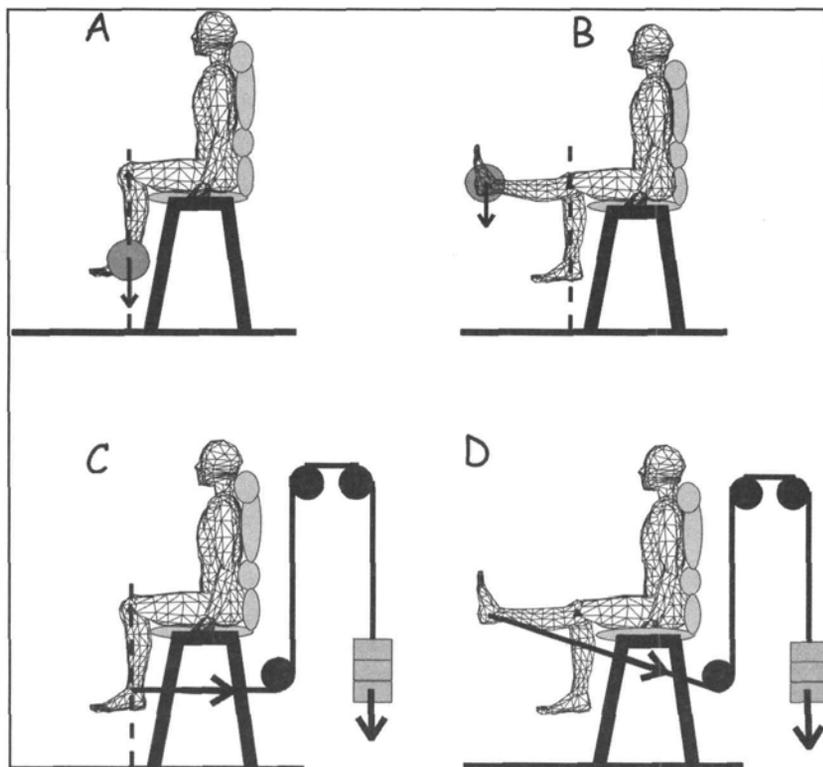


Figura 10. En el ejercicio realizado en la primera fila (A y B) con una bota lastrada (bota Delorme) la dirección de la resistencia y el valor de ésta son constantes a lo largo del recorrido. En el ejercicio de la segunda fila (C y D), realizado con un sistema de cuerda patea sucede lo mismo. No obstante partiendo de 90° de flexión hasta la extensión completa el momento que recae sobre la rodilla va de 0 al máximo con la bota Delorme, mientras que con el sistema de cuerda patea es máximo al inicio y va disminuyendo hasta llegar a la extensión completa.

En los isoinerciales que emplean sistemas de cuerda patea, las poleas serán siempre circulares, ya que en este caso simplemente cumplen la función de cambiar la dirección en la que se aplica la fuerza, buscando aquélla que precisemos, pero en el lugar de agarre de la cuerda el módulo de esta fuerza no varía a lo largo del recorrido, siendo siempre el correspondiente a las pesas que tengamos en el otro extremo de la cuerda (Figura 10).

Por último están los ejercicios de velocidad y resistencia variable, que pueden ser contruidos por medio de diferentes mecanismos como por ejemplo palancas o por medio de poleas excéntricas (Figura 11).

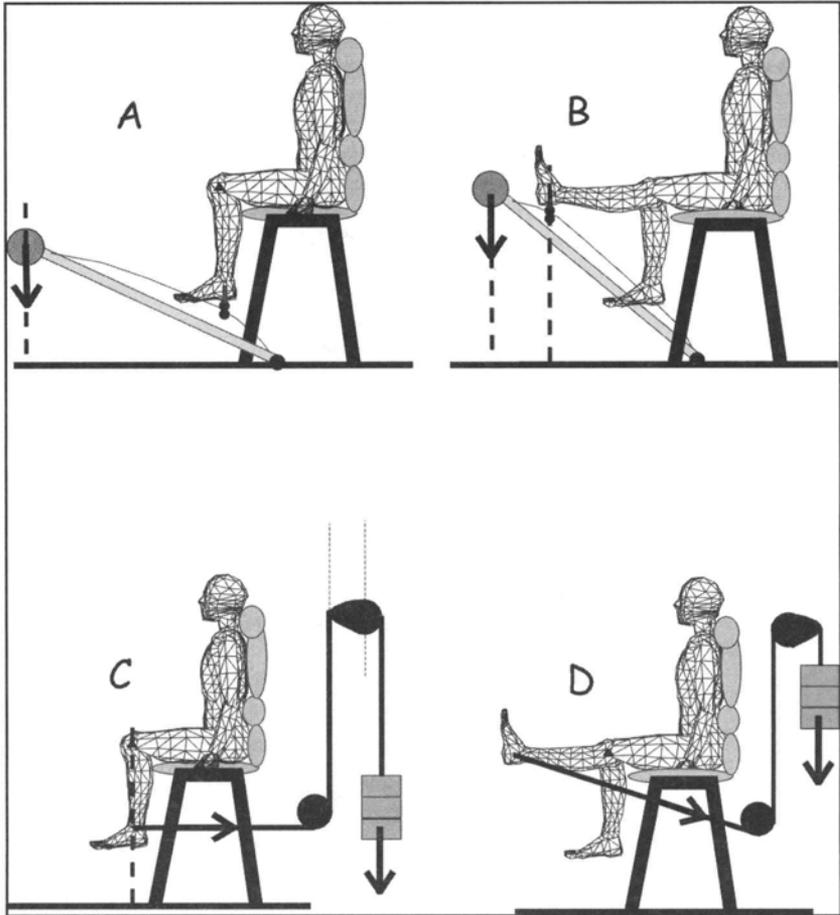


Figura 11. Sistemas de resistencia variable, ya que la fuerza para sostenerlos en el lugar de agarre (tobillo) varía a lo largo del recorrido. El sistema de la fila superior (Storms) aumenta el brazo de potencia y disminuye el de resistencia desde A hasta B. El sistema de cuerda polea elíptica de la segunda fila también permite desde A hasta B tener que aplicar cada vez menos fuerza en el lugar de sujeción, aunque este sistema permite montar al revés la polea o utilizar poleas en forma de habichuela que consigan diversas variaciones a lo largo del recorrido.

4. ASPECTOS METODOLOGICOS EN LOS TESTS DE FUERZA

En cualquiera de los ejercicios comentados en el anterior punto interesa tener un registro del momento respecto a la(s) articulación(es), sería lo ideal; y si no de la fuerza ejercida a lo largo del tiempo en el lugar de sujeción. En todos ellos, salvo los isométricos, interesa conocer también la velocidad de ejecución a lo largo del tiempo. Siempre será más interesante tener la evolución de estas variables antes que un valor promedio a lo largo del recorrido o una estimación indirecta. Por ejemplo, se puede conocer la velocidad media sim-

plemente a partir de la distancia recorrida y medir el tiempo desde el inicio hasta el final (valor medio) o bien hacerlo mediante un sensor que nos dé lectura de la velocidad cada 0.001 s. También podría conocerse la velocidad indirectamente, por ejemplo, en los tests de salto sobre plataforma de fuerzas, a partir de las variaciones de la fuerza de reacción (Ecuación 2). Pero ello significa presuponer que todas las fuerzas que se aplican o se dejan de aplicar en la plataforma van a ser utilizadas en el salto y esto no siempre es cierto (Aguado y González Montesinos, 1996; Aguado y cols., 1997a; Aguado, 1999) (Figura 12, ver pág. siguiente). Más indirectamente aun podrían hacerse otras estimaciones, como por ejemplo, a partir del tiempo de vuelo sobre una plataforma de contactos estimar la potencia media del salto (Ecuación 3). Será siempre mejor calcular la potencia de una forma más directa, por ejemplo a partir de registros continuos de fuerza (pe: con una plataforma o una una galga de fuerzas) y velocidad (pe: a partir de las lecturas de un electrogoniómetro colocado en la(s) articulación(es) implicada(s), de un sensor de desplazamiento colocado en una barra que se moviliza a la vez que unas pesas o de un análisis cinemático con un sistema de fotogrametría vídeo (Ecuación 4).

$$\Delta v = \int_{t_i}^{t_f} \frac{F \cdot dt}{m}$$

Ecuación 2: Cálculo de la velocidad del CG instante a instante a partir del impulso mecánico.

$$A \quad P(W) = \frac{m(\text{kg}) \cdot g(\text{m/s}^2) \cdot h(\text{m})}{t(\text{s})}$$

$$B \quad P(W/\text{kg}) = \frac{g^2(\text{m/s}^2) \cdot t_v(\text{s}) \cdot t_t(\text{s})}{4n \cdot (t_t(\text{s}) - t_v(\text{s}))}$$

Ecuación 3: Estimación indirecta de la potencia media durante la fase de trabajo concéntrico: en un salto a partir del tiempo de no contacto en el suelo (A) y del tiempo total de la prueba (t_t), el tiempo de vuelo (t_v) y el número de saltos (n) en un test de saltos repetidos(B). En B se asume que el tiempo de trabajo concéntrico es la mitad del tiempo total de contacto en el suelo (Assmussen y Bonde-Petersen, 1974; Bosco y Komi, 1979; Bosco y cols., 1983).

$$\Delta P(W) = F(N) \cdot \Delta v(\text{m/s})$$

Ecuación 4: Cálculo de la potencia a partir de la fuerza (F) y la velocidad (v).

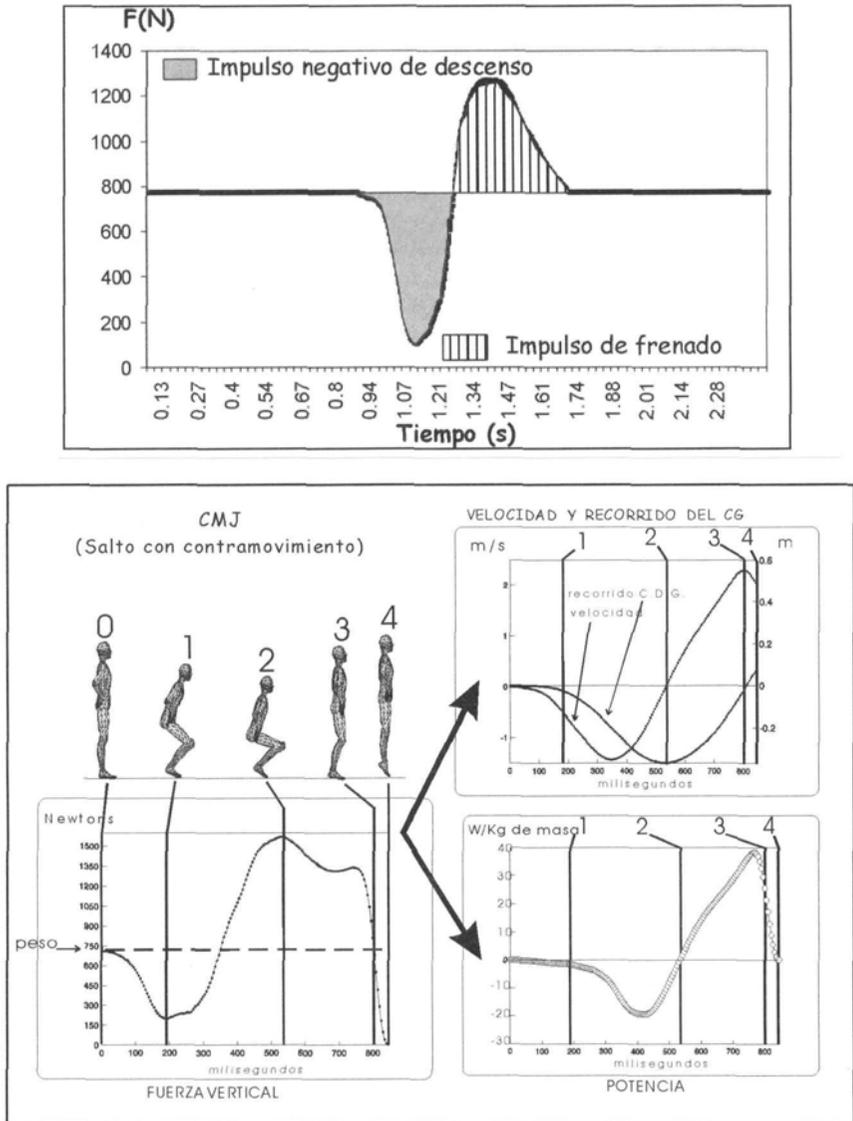


Figura 12. En el gráfico superior se ve el registro de las fuerzas verticales de reacción al realizar un descenso del CG desde la posición de pie hasta 120° de flexión de rodillas. El impulso negativo de descenso (área por debajo del peso y por encima de la curva fuerza tiempo) deberá coincidir con el impulso de frenado (área por encima del peso y debajo de la curva fuerza tiempo), es decir, se deja de aplicar contra la plataforma de fuerzas el mismo impulso que se aplicará posteriormente para frenar el descenso (aunque pueda diferir la duración temporal). Se puede comprobar, realizando el movimiento con diferentes velocidades, que esto no es así. De esta forma al calcular en la batida de un salto la velocidad, recorrido del CG y potencia a partir del registro de fuerza tiempo (gráfico inferior) se pueden cometer importantes errores en el caso de no cumplirse el principio enunciado.

Conviene estandarizar al máximo las condiciones en las que se realiza el test, incluyendo el calentamiento, actividades que se realicen previamente, lugar, hora, persona que toma los datos, palabras de ánimo, etc. Aun así es conveniente calcular la reproducibilidad **test-retest** y **día a día**. En ambos se aconseja repetir un mínimo de 3 veces el test, con un tiempo de recuperación suficiente entre una y otra repetición. Normalmente las variaciones en el test-retest son menores que las del día a día (López Elvira, 1997; López Elvira y cols., 1998a, 1999a). También es necesario en cualquier test un periodo de aprendizaje suficiente para lograr minimizar los factores ligados a la técnica de ejecución y dejar las variaciones en los resultados a modificaciones en la fuerza.

Las correlaciones de Pearson son algunas veces usadas incorrectamente para demostrar ciertas cualidades de un test, como la validez o la reproducibilidad. No basta con que el valor de la r sea alto y al mismo tiempo la nube de puntos se encuentre suficientemente agrupada en torno a la línea de regresión, manifestando con ello un grado suficiente de **significación estadística**. Algunas veces se utilizan resultados de tests en los que existen pequeñas variaciones (del orden de décimas), cuando en todo caso habría que utilizar para calcular las correlaciones los baremos de puntuación aplicables a estos resultados, que podrían variar de forma mucho más importante. Otras veces no se utiliza el número mínimo de casos para la prueba estadística a la que se ha recurrido o no se comprueba que la población siga una distribución normal. En algunos estudios el aportar o quitar un solo caso modifica sustancialmente la correlación obtenida. Finalmente hay quien combina diferentes poblaciones de sujetos con el fin de obtener correlaciones buenas, que calculadas por separado no manifiestan ninguna correlación como se demuestra en los resultados hipotéticos de la Figura 13.

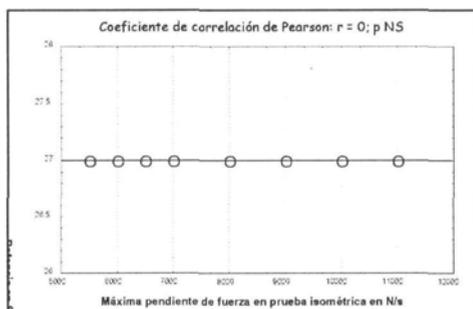
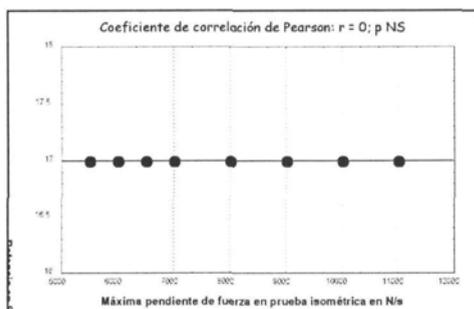
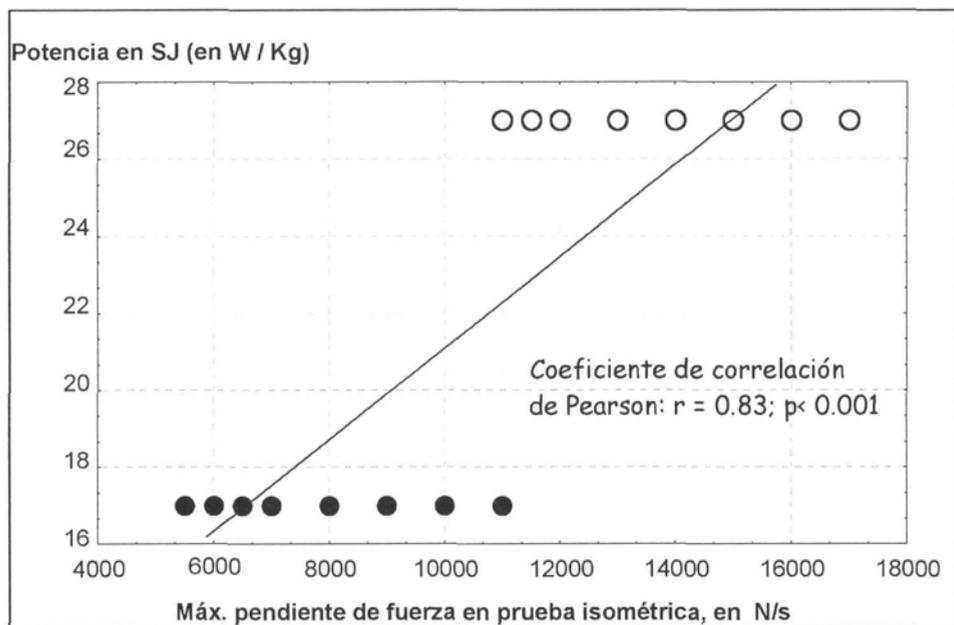


Figura 13. En el gráfico superior se muestra la recta de regresión, coeficiente de correlación de Pearson ($r = 0.83$) y el nivel de significación ($p < 0.001$) de dos variables de explosividad en la extensión bilateral de los miembros inferiores: una en un ejercicio dinámico (la potencia en el SJ en W/kg) y otra en una en un ejercicio isométrico (máxima pendiente de fuerza en N/s).

La gráfica recoge una población combinada de 8 personas adultas (edad media de 45 años, marcadas en círculos vacíos) y 8 personas ancianas (con edad media de 75 años, marcadas con círculos rellenos). La interpretación que erróneamente se podría dar es que a través de la edad existe una correlación entre la explosividad en la fuerza isométrica y la fuerza dinámica.

Nada más lejos de la realidad, pues una persona no puede tener dos edades a la vez y además si se cogen las dos poblaciones por separado (gráficas inferiores) se puede ver que no existen correlaciones (en ambas $r = 0$) ni grados de significación (ambas son no significativas).

Al estudiar las variaciones en la manifestación de la fuerza tras programas de entrenamiento, no deberíamos quedarnos en lo que sería simplemente un ejercicio descriptivo de estos cambios sino explorar las posibles causas, que se encontrarán en los factores que in-

tervienen en la producción de la fuerza, para así poderlos asociar con el tipo de entrenamiento que los ha inducido y las personas en las que se han dado (edad, sexo...).

5. BIBLIOGRAFIA

- ADRIAN, M. J. y COOPER, J. M. (1989) "Human Movement Assembly: Muscle-Bone Lever System". En *Biomechanics of human movement*, 4:55-84. Brown & Benchmark. Madison Wisconsin.
- AGUADO, X. e IZQUIERDO, M. (1995) "La detente horizontal. Estudio cinemático y cinético de 64 casos en las pruebas de ingreso al INEF de León". *Archivos de Medicina del Deporte*, XII, 46: 93-104, Marzo-Abril.
- AGUADO, X. y GONZALEZ MONTESINOS, J. L. (1996) "La capacidad de salto: problemas de medición y soluciones". *Revista de Entrenamiento Deportivo*, Tomo IX, 4: 17-23.
- AGUADO, X.; IZQUIERDO, M. y GONZALEZ MONTESINOS, J. L. (1997a) "Kinematic and kinetic factors related to the standing long jump performance". *J. of Human Movement Studies*, 32: 156-169.
- AGUADO, X.; IZQUIERDO, M. y GONZALEZ MONTESINOS, J. L. (1997b) "*Biomecánica fuera y dentro del laboratorio*". Universidad de León. León.
- AGUADO, X. (1999) "Evaluación de la fuerza explosiva de extensión de miembros inferiores mediante plataformas de fuerza Dinascán 600M". *Biomecánica*, nº 23, Abril: 27-30.
- AGUADO, X.; GRANDE, I.; IZQUIERDO, M.; LOPEZ ELVIRA, J. L.; MEANA, M. y MENDOZA, F. "Estudio biomecánico de la batida en el salto horizontal a pies juntos desde parado. Cinética de saltos máximos y submáximos". *Archivos de Medicina del Deporte*. Enviado: 8-3-99. Pendiente de respuesta de aceptación.
- ASMUSSEN, E. y BONDE-PETERSEN, F. (1974) "Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol. Scand.* 91:385-392.
- ASMUSSEN, E.; BONDE-PETERSEN, F. y JØRGERSEN, K. (1977) "Mechano elastic properties of human muscles at different temperatures". *Acta Physiologica Scandinava*, 96:83-93.
- BOBBERT, M. F.; KARIN, G. M.; GERRITSEN, M. C. A.; LITJENS, M. C. A. y VAN SOEST, A. J. (1996) "Why is countermovement jump height greater than squat jump height". *Med. Sci. Sports Exercise*, 28: 1402-1412.
- BOSCO, C. y KOMI, P. V. (1979) "Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles". *Eur. J. Appl. Physiol.* 45:209-215.
- BOSCO, C.; LUHTANEN, P. y KOMI, P. V. (1983) "A simple Method for Measurement of Mechanical Power in Jumping". *Eur. J. Appl. Physiol.*, 50: 273-282.
- ENOKA, R. M. (1988) "*Neuromechanical basis of kinesiology*". Human Kinetics. Champaign Illinois.
- FOX, E. L. y MATHEWS, D. K. (1981) "*Physiological Basis of Physical Education and Athletics*". Saunders. Philadelphia.
- GONZALEZ MONTESINOS, J. L. (1996) "*Alternativa instrumental al test Repeat Jump de Bosco: el Pulsador Plantar Perfeccionado*". Tesina. Laboratorio de Biomecánica. IMEF de Castilla y León.
- GONZALEZ FERNANDEZ, R. (1999) "*Control postural y producción de fuerza en hombres de 20, 40 y 70 años*". Tesina. Laboratorio de Biomecánica. IMEF de Castilla y León.
- GRANDE, I. (1998) "Estudio cinemático de la fase final del lanzamiento de peso en los mejores atletas españoles. Aplicación al entrenamiento de la fuerza por medio de ejercicios especiales". Tesina. Laboratorio de Biomecánica INEF de León.

- GRANDE, I.; LOPEZ ELVIRA, J. L.; MEANA, M. y AGUADO, X. (1999) "Aplicación al entrenamiento especial de la fuerza del estudio cinemático del lanzamiento de peso" *Archivos de Medicina del Deporte*, Vol. XVI, 70:133-141.
- GREGOR, R. J. (1993) "Skeletal Muscle Mechanics and Movement". En: *Current Issues in Biomechanics*, 7: 171-212, Editor: Grabiner, M.D. Human Kinetics. Champaign Illinois.
- GREGOR, R. J. (1997) "Special Issue: Mechanics and Energetics of the Stretch-Shortening Cycle". *Journal of Applied Biomechanics*. V13, 4: 387-502, Noviembre.
- KULIG, K.; ANDREWS, J. G. y HAY, J. G. (1984) "Human strength curves". En: *Exercise and Sport Science Reviews*, Compilador: Terjung, R.L., vol 12: 422.
- HÄKKINEN, K.; IZQUIERDO, M.; AGUADO, X.; NEWTON, R. U. y KRAEMER, W. J. (1996) "Isometric and explosive force production of leg extensor muscles in men at different ages". *Journal of human Movement Studies*, 31: 105-121.
- HAMILL, J. y KNUTZEN, K. M. (1995) "Muscular considerations for movement". En *Biomechanical basis of human movement*, 3:70-109. Williams & Wilkins. Baltimore.
- HILL, A. V. (1938) "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle". *Proceedings of the Royal Society of London: Series B: Biological Sciences*, 126:136-195.
- HILL, A. V. (1970) "Firts and Last Experiments in Muscle Mechanics". Cambridge University Press. Cambridge.
- HOCHMUTH, G. (1973) "Biomecánica de los movimientos deportivos". INEF de Madrid. Madrid.
- IZQUIERDO, M.; GONZALEZ MONTESINOS, J. L. y AGUADO, X. (1994) "Análisis biomecánico de la detente horizontal. Consideraciones respecto a su uso como test de fuerza del tren inferior". *Perspectivas de la actividad física y el deporte*, 15: 2-8.
- IZQUIERDO, M. (1995) "Análisis cinemático y cinético del salto horizontal a pies juntos desde parado". Tesina. Laboratorio de Biomecánica INEF de León. León.
- IZQUIERDO, M.; AGUADO, X., y HÄKKINEN, K. (1996) "Isometric and dynamic force production in men at different ages". En: *Proceedings of the first Congress of the European College of Sport Science*. 617-618.
- IZQUIERDO, M.; AGUADO, X.; GONZALEZ MONTESINOS, J. L.; LOPEZ ELVIRA, J. L.; RIBAS, T.; LINARES, F.; VILA, L.; VOCES, J. A.; ALVAREZ, A. I. y 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.
- IZQUIERDO, M. (1997) "Activación neural, área de sección transversal y producción de fuerza de los músculos extensores de los miembros inferiores durante acciones isométricas y dinámicas. Adaptaciones neuromusculares durante el entrenamiento de fuerza." *Tesis Doctoral*. Universidad de León.
- IZQUIERDO, M.; AGUADO, X.; GONZALEZ, R.; LOPEZ ELVIRA, J. L. y HÄKKINEN, K. (1999) "Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages". *Eur. J. Appl. Physiol*. 79:260-267.
- KULIG, K.; ANDREWS, J. G. y HAY, J. G. (1984) "Human strength curves". *Exercise and Sport Science Reviews*, vol XII.
- LOPEZ ELVIRA, J. L. (1997) "Desarrollo de un nuevo software para el cálculo de la potencia mecánica en el salto con plataforma de fuerzas. Estudio de la reproducibilidad de los valores obtenidos en diversos tests de salto". Tesina. Laboratorio de Biomecánica INEF de León. León.
- LOPEZ ELVIRA, J. L.; GRANDE, I.; MEANA, M. y AGUADO, X. (1998) "Análisis de la reproducibilidad en tests de saltos". En *Biomecánica aplicada al Deporte I*, 23: 207-220. Universidad de León.

- LOPEZ CALBET, J. A. (1998) "Relación entre la capacidad de salto y la aceleración". En: *Biomecánica aplicada al Deporte I*, 187-206. Editor: Aguado, X. Universidad de León. León.
- LOPEZ ELVIRA, J. L.; GRANDE, I.; MEANA, M. y AGUADO, X. (1999) "Análisis de la reproducibilidad en tres tests de salto con plataforma de fuerzas y contactos." *Apuntes educación Física y Deportes*. Aceptado para publicación el 18 de Enero de 1999.
- LOPEZ CALBET, J. A. (1999) "Valoración funcional del metabolismo aeróbico: prueba de laboratorio. Valoración de la potencia y de la capacidad anaeróbica". En: *Valoración del deportista. Aspectos biomédicos y nfuncionales*, 18: 457-535, Editores: Gonzalez, J.J y Villegas, J.A., Colección de Monografías de Medicina del Deporte. FEMEDE. Pamplona.
- Mc MAHON, A. (1984) "*Muscles, Reflexes, and Locomotion*". Princeton University Press.
- MEANA, M. (1998) "*Análisis estadístico de la prueba de salto horizontal a pies juntos y su relación con las demás pruebas de acceso al INEF de Castilla y León*". Tesina del Laboratorio de Biomecánica. León.
- NIG, B. y HERZOG, W. (1999) "*Biomechanics of the Musculo-skeletal System*". Wiley & Sons Ltd. West Sussex.
- RALSTON, H. J.; INMAN, V. T.; STRAIT, L. A. y SHAFFRATH (1947) "Mechanics of Human Isolated Voluntary Muscle". *American Journal of Physiology*, 151.
- VARGAS, F. (1997) "*El salto horizontal a pies juntos desde parados en educación infantil y primaria*". Tesina. Laboratorio de Biomecánica INEF de León. León, 1997.
- VIITASALO, J. T. (1985) "Measurement of force-velocity characteristics for sportsmen in field conditions". En *Biomechanics IX-A*: 96-101. Human Kinetics. Champaign Illinois, 1985.
- WILLIAM, S. y LISSNER (1962) "Biomechanic of human motion". Saunders. Philadelphia.

FACTORES ESTRUCTURALES DETERMINANTES DE LA FUERZA MUSCULAR: MÉTODOS DE ESTUDIO

STRUCTURAL CHANGES WHICH DETERMINE
MUSCLE STRENGTH: ANALYSIS METHODS

*Calbet, J. A. L.
Jiménez Ramírez, J.
Arteaga Ortiz, R.*

Dirección para correspondencia:
José Antonio López Calbet
Departamento de Educación Física
Campus Universitario de Tafira
35017 Las Palmas de Gran Canaria
Islas Canarias
España
E-mail: calbet@cief.eef.ulpgc.es



José Antonio López Calbet: Profesor Titular de Universidad en Fisiología del Ejercicio y Evaluación de la Condición Física de la Universidad de las Palmas de Gran Canaria.

Licenciado en Medicina y Cirugía Universidad de Barcelona.

Licenciado en Educación Física INEF Barcelona.

Doctor Médico especialista en Medicina del Deporte por la Universidad de Montpellier.

Investigador Senior del Centro de Investigación Muscular de la Universidad de Copenhague.



Julio Jiménez Ramírez: Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte por la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

Becario de Investigación del Departamento de Educación Física de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.



Rafael Arteaga Ortiz: Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza.

Diplomado en Óptica y Optometría por la Universidad Politécnica de Cataluña.

Profesor Titular Interino de Biomecánica del Movimiento Humano y de las Técnicas Deportivas del Departamento de Física de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

Resumen: La fuerza ejercida durante la contracción muscular depende de factores estructurales, neurales, hormonales y metabólicos. En esta revisión nos hemos centrado en el papel desempeñado por los factores estructurales, entre los que hemos incluido el área de sección transversal muscular, el tipo de fibra muscular predominante, la densidad miofibrilar y los factores biomecánicos. El área de sección transversal muscular es el principal factor determinante de la fuerza muscular, especialmente cuando se estudian grupos de población relativamente homogéneos, por ejemplo, que realizan el mismo tipo de entrenamiento o practican la misma disciplina deportiva, independientemente de la edad y del sexo. Por ello, el área de sección transversal muscular debería figurar como la segunda variable más importante a controlar en el contexto del entrenamiento de fuerza, después de la propia fuerza. Sin embargo, sujetos con una de sección transversal muscular similar pueden presentar ciertas diferencias en su capacidad para generar fuerza. Esto puede ser debido a múltiples causas, especialmente a diferencias en el proceso de activación y reclutamiento de las unidades motoras (factores neurales). Pero, otros factores relacionados con la estructura muscular como el tipo de fibras predominante en los músculos y la densidad miofibrilar pueden explicar, en parte, niveles distintos de fuerza en personas con áreas de sección transversal muscular similares. La determinación del tipo de fibras predominante en un músculo y/o su densidad miofibrilar requiere de la práctica de una biopsia muscular y este procedimiento sólo está indicado en el ámbito de la investigación. Finalmente, factores

biomecánicos pueden explicar diferencias importantes en la fuerza generada por distintos músculos, entre ellos el ángulo de inserción de las fibras musculares en el tendón, el grosor, longitud y orientación de los tendones, así como los puntos de aplicación de la fuerza en relación a los centros de rotación articular y la dirección de las fuerzas resultantes.

Palabras Clave: Fuerza, área de sección transversal, biomecánica, adaptaciones al entrenamiento.

Abstract: The development of strength during muscle contraction depends on structural, neural, hormonal and metabolic factors. This review focuses on the role played by the structural factors among which, the muscle cross-sectional area, the type of muscle fibres, the miofibrillar density and the biomechanical factors have been considered. Regardless of age and sex, the muscle cross-sectional area is the main factor determining muscle strength, especially in (relatively homogeneous) population groups such as for example, those that follow a similar training program or participate in the same kind of sports. This is the reason why the muscle cross-sectional area should be considered as the second most important variable to evaluate the effectiveness of a strength training program, after strength itself. However, subjects with a similar muscle cross-sectional area may have different capacities to generate force. The latter could be due to differences in the process of activation and recruitment of motor units (neural factors). In addition, other structural factors such as the type of muscle fibres or the miofibrillar density can explain part of the differences in strength among subjects with similar muscle cross-sectional areas. The assessment of the type of muscle fibres and/or the miofibrillar density requires a muscle biopsy which is only indicated for research purposes. Finally, biomechanical factors such as the pennation angle, the thickness, length and orientation of the tendon, as well as the force application points in relation to the joint centre of rotation may explain marked differences between different muscles in the capacity to generate force.

Keywords: Cross-sectional area, biomechanics, training adaptations, force.

1. INTRODUCCIÓN

El tejido muscular esquelético representa, aproximadamente, un 40 % de la masa corporal y ejerce varias funciones en el organismo. Entre otras, contribuye al mantenimiento de la temperatura corporal incrementando su actividad metabólica, al tiritar en respuesta al frío. Además, constituye la principal reserva proteica del organismo, esencial para el sostenimiento de la vida en circunstancias de ayuno prolongado. No obstante, su función primordial es acortarse frente a una resistencia y generar tensión, a través de un proceso denominado **contracción muscular**. Clásicamente, se distinguen dos tipos de contracciones musculares: **dinámicas** o isotónicas y estáticas o **isométricas**. Ambos tipos de contracción muscular están presentes en la mayoría de las actividades motoras cotidianas y, por supuesto, en los gestos deportivos. En numerosas ocasiones, para que un grupo muscular pueda contraerse dinámicamente, es necesario que otros músculos se contraigan isométricamente, confiriendo la rigidez y estabilidad necesarias a las articulaciones que intervienen, directa o indirectamente, en el movimiento.

En el ámbito del deporte es de gran interés conocer la capacidad que tiene un determinado músculo o grupo muscular para generar fuerza. Además, interesa también conocer cuáles son los factores que determinan la máxima capacidad para ejercer fuerza, así como si estos factores actúan de modo diferente en función de las condiciones en las que se desarrolla la contracción muscular. Múltiples factores pueden modificar la capacidad para generar fuerza, como por ejemplo:

- El entrenamiento.
- La inmovilización.
- La inanición.
- La emaciación.
- Las contracciones musculares excéntricas repetidas, especialmente si se acompañan de dolor muscular ("agujetas").
- Fármacos.
- Hormonas.
- Factores psíquicos (motivación).
- Las lesiones.
- El envejecimiento.

Sin embargo, el aspecto que más interesa los entrenadores es saber cómo conseguir la máxima ganancia de fuerza en el menor tiempo posible y con los mínimos efectos indeseados. Así mismo, también resulta crucial para los entrenadores evaluar los efectos de programas de entrenamiento no específicamente dirigidos a incidir sobre la fuerza, pero que pueden modificarla. Por ejemplo, el entrenamiento para la mejora de la resistencia muscular que efectúa un corredor de maratón puede asociarse a una pérdida de fuerza dinámica, igual puede ocurrirle a un ciclista de ruta. Cualquier cambio detectado en la fuerza muscular siempre deberá plantear al entrenador las siguientes preguntas:

- ¿Por qué ha mejorado (o empeorado) la fuerza?
- ¿Cuáles de entre los factores determinantes de la fuerza muscular han sufrido modificaciones?
- ¿Cuál ha sido la evolución de temporal de los cambios detectados en cada uno de los factores que han experimentado cambios?

- ¿Se podrían haber conseguido resultados superiores con otro programa de entrenamiento?

Aún con los avances técnicos de que disponemos en la actualidad puede resultar muy difícil contestar alguna de estas preguntas, no obstante, hoy en día disponemos de medios para intentar identificar, al menos, parcialmente sobre qué aspectos de la fuerza ha incidido una determinada intervención (entrenamiento, tratamiento farmacológico, etc.).

En esta revisión abordaremos el estudio de los distintos factores que determinan la capacidad para desarrollar fuerza, así como las posibilidades de que disponemos para evaluarlos individualmente. Consideraremos que la fuerza muscular depende de los siguientes factores:

- Factores estructurales.
- Factores neurales.
- Factores hormonales.
- Factores metabólicos.

En esta revisión trataremos fundamentalmente del papel desempeñado por los factores estructurales. El lector interesado en conocer con más detalle la influencia de los otros factores citados en el desarrollo de la fuerza puede acudir a la excelente revisión de González Badillo y Gorostiaga Ayestarán (1995).

2. FACTORES ESTRUCTURALES

El músculo esquelético es un tejido que exhibe una gran plasticidad, es decir es capaz de experimentar modificaciones muy importantes de su estructura en función de la sollicitación mecánica a la que es sometido, del estado nutricional y del ambiente hormonal. Las modificaciones de estructura muscular pueden afectar al tamaño del músculo (macroestructura), las características de los elementos que integran cada fibra muscular (microestructura) o incluso a las características de las proteínas contráctiles. Así pues, los factores estructurales que consideramos en este apartado son (Figura 1):

- El área de sección transversal.
- El tipo de fibra muscular.
- La densidad miofibrilar.
- Factores biomecánicos.

2.1 El área de sección transversal

Numerosos estudios han demostrado que existe una relación lineal entre la fuerza dinámica máxima y el área de sección transversal (Figura 2). La mayoría de los autores han comunicado coeficientes de correlación entre $r = 0.70$ y $r = 0.94$, es decir, el área de sección transversal por sí misma, puede explicar de un 50 a un 88% de la variabilidad en fuerza, dependiendo del grupo muscular analizado y de los sujetos incluidos en la muestra estudiada (Gordon 1967; Schantz y col. 1983; Häkkinen y Häkkinen 1991; Alway y col. 1992). Por ejemplo, en culturistas bien entrenados (incluyendo hombres y mujeres) la relación entre fuerza dinámica máxima (medida mediante un dinamómetro isocinético) y el área de

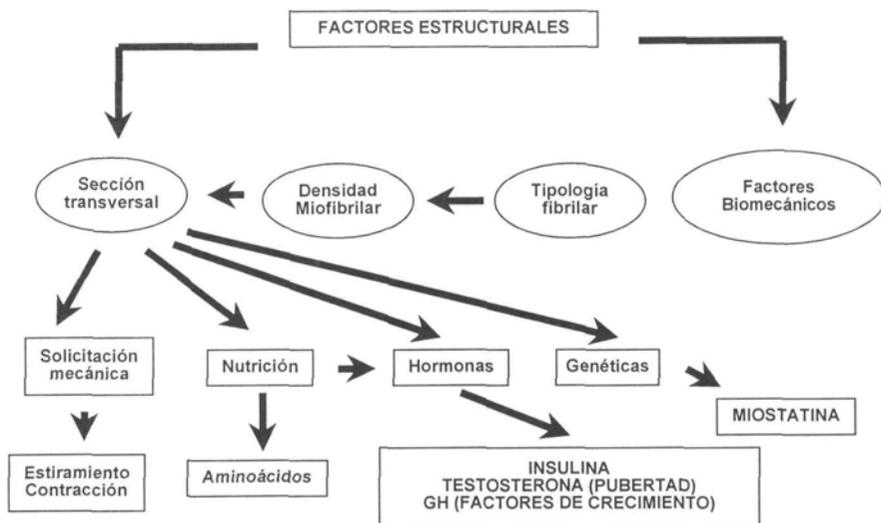


Figura 1. Factores estructurales determinantes de la fuerza muscular.

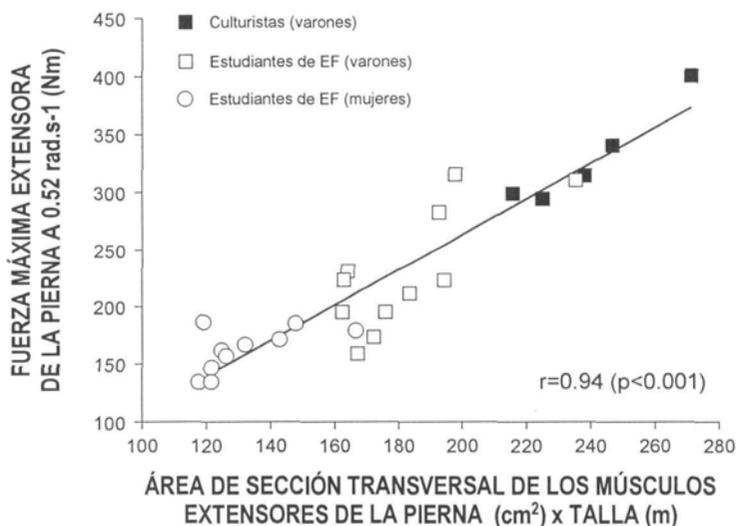


Figura 2. Relación entre la fuerza dinámica máxima extensora de la pierna y el área de sección transversal de los músculos extensores de la pierna. La fuerza se midió mediante un dinamómetro Cibex II, con la rodilla flexionada a 90° al inicio de la extensión efectuada a una velocidad constante de 30° por segundo. El área de sección transversal se obtuvo por tomografía axial computerizada en la zona media del muslo con la pierna extendida. Para corregir el efecto de la longitud de palanca, cada valor de fuerza se multiplicó por la talla expresada en metros. Hay que tener presente que los sujetos con mayor talla presentan los puntos de inserción muscular a mayor distancia del centro de rotación articular lo que les permite desarrollar una mayor fuerza sobre el dinamómetro, para una misma sección transversal. Gráfica dibujada a partir de datos de Schantz y col. (1983).

sección transversal del bíceps braquial alcanza valores próximos a $r = 0.90$ (Schantz y col. 1983; Alway y col. 1992). En cambio, en un grupo heterogéneo que incluía a estudiantes de Educación Física (6 mujeres y 8 varones) la correlación entre el área de sección transversal de la musculatura extensora del brazo y la máxima fuerza (momento) desarrollada al extender el brazo a una velocidad de 30° por s ($0.52 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$), determinada mediante un dinamómetro isocinético, fue de $r = 0.71$ (Schantz y col. 1983).

Los músculos esqueléticos rápidos de una gran variedad de mamíferos, incluidos los seres humanos, pueden ejercer niveles de fuerza isométrica máxima (FIM) comprendidos entre $150 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-2}$ y $300 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-2}$ (Close 1972). Sin embargo, los niveles de fuerza ejercidos por las palancas óseas son muchísimo más variables, debido fundamentalmente a factores biomecánicos, que se tratarán más adelante.

El área de sección transversal viene determinada por el número de fibras que integra cada músculo, así como por la sección transversal o grado de hipertrofia de cada una de las fibras. El diámetro de las fibras musculares es muy variable, oscilando entre 10 y 100 μm , dependiendo del grado y tipo de sollicitación mecánica a que es sometida la fibra en cuestión, aunque la mayoría de las fibras de un músculo sometido a actividad física moderada tendrán un diámetro próximo a 50 μm . En culturistas de élite las fibras de contracción rápida alcanzan un diámetro medio de 110 a 130 μm (Schantz y col. 1983; Alway y col. 1992). No obstante, en culturistas varones de élite se han observado unas pocas fibras musculares rápidas que alcanzan un diámetro de 160 μm (Alway y col. 1992). En el caso de las mujeres culturistas, los diámetros de las fibras musculares de contracción rápida (las mayor diámetro) son del orden de un 50 a un 100% inferiores (Bell y Jacobs 1990; Alway y col. 1992). Hay que tener presente que la mayoría de los culturistas sigue "tratamientos" anabolizantes, especialmente con esteroides anabolizantes, lo que les permitir alcanzar estos valores de hipertrofia muscular tan elevados (Alway y col. 1992).

El número de fibras musculares que integra cada músculo viene determinado genéticamente. El número definitivo de fibras musculares se alcanza entre el 4º o el 5º mes del desarrollo embrionario. A partir de esa etapa, el crecimiento del músculo se produce, casi con toda seguridad, a expensas de un aumento del tamaño individual de cada fibra muscular. En el momento del nacimiento las fibras musculares han duplicado su grosor, con respecto del que poseían en 4º-5º mes del desarrollo embrionario. Sin embargo, su diámetro tan sólo alcanza de una quinta a una décima parte del diámetro que tendrán las fibras musculares en el adulto. Es decir, el proceso de crecimiento de los músculos durante la infancia y la adolescencia tiene lugar gracias al aumento de la longitud y el diámetro de las fibras musculares.

No se han constado diferencias en el número de fibras, cuando el mismo músculo es estudiado en hombres y mujeres (Vaughan y Goldspink 1979), incluso cuando presentan diferencias muy marcadas (50 a 100%) en el área de sección transversal (Schantz y col. 1983; Alway y col. 1992) (Tabla 1, ver pág. siguiente).

El área de sección transversal se puede determinar mediante ecografía (Häkkinen y Häkkinen 1991; Maganaris y col. 1998), no obstante, los procedimientos más exactos son los que se basan en la tomografía axial computerizada o, aún mejor, en la resonancia magnética nuclear (Schantz y col. 1983; Rutherford y Jones 1992; Narici y col. 1992). Es importante señalar que se ha demostrado la existencia de una relación lineal, por ejemplo, entre el área de sección transversal del músculo bíceps braquial y la masa magra corporal, con valores de coeficiente de correlación próximos a $r = 0.93$ (Alway y col. (1989).

Tabla 1. Número de fibras en varios músculos humanos (Schantz y col. 1983; McComas 1996; Alway 1992)

Músculo	Número de fibras musculares
Primer lumbrical	10,250
Recto externo	27,000
Platisma (músculo ctáneo del cuello)	27,000
Primer interóseo dorsal	40,500
Sartorio	128,150
Braquiorradialis (supinador largo)	129,200
Tibial anterior	271,350
Gemelo interno	1,033,000
Biceps braquial	240,000
Tríceps braquial	434,000

A la FIM expresada en función del área de sección transversal se la denomina **tensión específica**. Uno de los procedimientos más fiables para determinar la tensión específica de un músculo consiste en aislar una unidad motora ya sea colocando un electrodo intracelular en una motoneurona, o aislando un axón de la raíz ventral de la médula espinal. Posteriormente se registran las propiedades mecánicas de esta unidad motora y se determina su FIM. A continuación se la estimula para que sus fibras se contraigan repetidamente hasta que hayan agotado sus reservas de glucógeno. Finalmente, mediante técnicas histológicas es posible identificar, de entre la totalidad de las fibras musculares pertenecientes al músculo estudiado, aquellas que integran la motoneurona (serán precisamente las que carecen de glucógeno muscular). El área de sección transversal de la unidad motora se obtiene sumando el área de las fibras que la componen. Mediante esta técnica experimental se ha constatado, en músculos predominantemente lentos como por ejemplo el músculo sóleo del gato, que la tensión específica de las unidades motoras rápidas es similar a la tensión específica de las unidades motoras lentas. Mientras que en músculos rápidos como el músculo tibial anterior del gato, las unidades motoras lentas presentan niveles de tensión específica inferiores (Edgerton y col. 1987).

2.1.1 Otros elementos que contribuyen al área de sección transversal

El área de sección transversal muscular no sólo depende de las fibras musculares sino que a ella también contribuye el tejido conjuntivo muscular y las demás estructuras dispuestas entre las fibras musculares como por ejemplo, los capilares y pequeños acúmulos de tejido adiposo (sólo en ciertas localizaciones, pues sólo excepcionalmente se encuentran adipocitos entre las fibras musculares normales).

Cada fibra muscular se halla rodeada de una capa de tejido conjuntivo, que contribuye a mantenerla unida a las fibras vecinas, llamada **endomisio**. Las fibras musculares pertenecientes a un mismo músculo se organizan formando haces de fibras, que reciben el nombre de **fascículos musculares**. Los fascículos musculares están revestidos por una capa de tejido conjuntivo, el **perimisio**. A su vez el conjunto de fascículos musculares constituye el músculo propiamente dicho. La cohesión entre los distintos fascículos musculares la

proporciona otro envoltorio conjuntivo llamado **epimisio**. Además, cada fibra muscular está irrigada por capilares que discurren en su vecindad. El número de capilares por fibra oscila, generalmente entre 2 y 6, dependiendo del tipo de fibras que integran el músculo, el grado de sollicitación mecánica y la intensidad de las contracciones musculares. Así, tanto el entrenamiento de fuerza (Schantz y col. 1983; Bell y Jacobs 1990) como el de resistencia (Andersen 1975; Coyle 1995) producen un aumento del número de capilares alrededor de cada fibra. No obstante, la capilarización aumenta mucho más con el entrenamiento de resistencia. Por otro lado, el entrenamiento de fuerza produce hipertrofia muscular por lo que la densidad capilar (número de capilares presentes/area de superficie: cap/mm²) aumenta con el entrenamiento de resistencia y disminuye con el entrenamiento de fuerza (Bell y Jacobs 1990).

Aunque las estructuras dispuestas entre las fibras musculares contribuyen al área de sección transversal, determinada mediante técnicas de imagen (TAC, RMN), Alway y col. (1992) constataron que estas estructuras sólo contribuyen al área de sección transversal en un 9% en los varones y un 11% en las mujeres (en culturistas). Además, también demostraron en culturistas que la contribución relativa (porcentaje) de las estructuras dispuestas entre las fibras musculares al área de sección transversal no se modifica tras 24 semanas de entrenamiento dirigido a lograr la máxima hipertrofia muscular posible (Alway y col. 1992).

2.1.2 Efectos de la sollicitación mecánica sobre el área de sección transversal

La fibra muscular muestra una gran adaptabilidad, de tal manera que si aumenta la sollicitación mecánica, las fibras musculares se adaptan a la nueva situación aumentando tanto la fuerza absoluta que cada fibra es capaz de desarrollar como la tensión específica. Estos cambios son mucho más marcados tras un programa de entrenamiento para la mejora de la fuerza muscular (Edstrom y Ekblom 1972; Prince y col. 1976; Staron y col. 1991), aunque también el entrenamiento para la mejora de la resistencia se acompaña de cierto grado de hipertrofia muscular (Sjøgaard 1984; Tesch y Karlsson 1985; Jansson y Kaijser 1987).

Al contrario, la inmovilización produce atrofia de las fibras musculares con la consiguiente disminución del área de sección transversal y masa muscular. Por ejemplo, durante la primera semana de inmovilidad o estancia en el espacio, la pérdida de fuerza es más marcada y alcanza valores de un 3-4% por día (Apell 1990).

2.1.3 Efectos de la edad sobre el área de sección transversal

El área de sección transversal aumenta durante el crecimiento, para estabilizarse hacia los 18-20 años en los varones y un poco antes en las mujeres. A partir de los 30 años tiende a disminuir y disminuye de forma marcada a partir de los 50 años (Häkkinen y Häkkinen 1991). La disminución del área de sección transversal con el envejecimiento es debida a atrofia de las fibras musculares y a reducción del número de fibras (Larsson y col. 1978; Aniansson y col. 1981; Grimby 1988; Lexell 1993; Harridge y Saltin 1996). Tanto la atrofia como la desaparición de fibras afecta en mayor medida de las fibras de contracción rápida. La atrofia es consecuencia de la disminución de la sollicitación mecánica con el envejecimiento (Lars-

son y col. 1978; Aniansson y col. 1981; Grimby 1988), puesto que los ancianos que han permanecido activos, prácticamente conservan el área de sección transversal hasta los 70 años, por lo menos (Harridge y Saltin 1996; McComas 1996).

Lexell y col. (1983) estimaron que el vasto lateral del cuádriceps de ancianos de 70 a 73 años tiene un 25 % menos fibras que el vasto lateral de hombres jóvenes (19 a 37 años), mientras que valores entorno a un 50 % inferiores se han observado en ancianos de alrededor de 80 años (Lexell y col. 1988; Grimby y Saltin 1983). En algunos músculos como, por ejemplo, el recto anterior del abdomen, la pérdida de fibras musculares empieza relativamente pronto (antes de los 30 años) y es mucho más acusada que en el vasto lateral del cuádriceps, especialmente en mujeres que han tenido hijos (Inokuchi y col. 1975) (Figura 3).

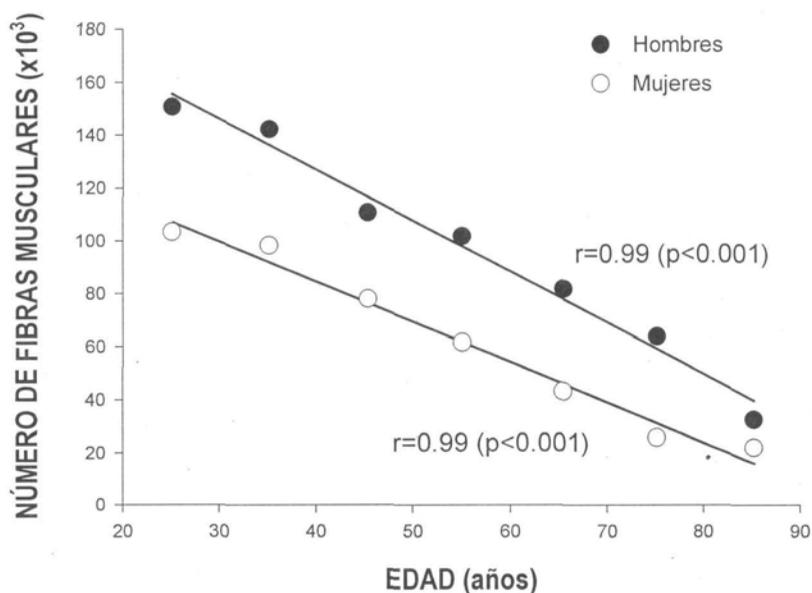


Figura 3. Evolución del número de fibras musculares en el recto anterior del abdomen con la edad, en hombres (círculos negros) y en mujeres (círculos blancos). Los datos de mujeres corresponden a mujeres que han tenido hijos. En mujeres nulíparas el número de fibras musculares es superior [A partir de datos de Inokuchi y col. (1975), modificado de McComas (1996)].

La fuerza desarrollada por área de sección transversal es ligeramente inferior en los ancianos, en parte, debido a una sustitución paulatina de tejido contráctil por tejido adiposo y conectivo, a medida que el envejecimiento avanza (Vandervoort y McComas 1986).

En niños, hemos observado que la fuerza desarrollada por los músculos extensores de las piernas en la posición de semisentadilla, con las rodillas flexionadas a 90 grados, depende fundamentalmente de la masa muscular de las extremidades inferiores desde los 7 hasta los 20 años (Figura 4, ver pág. siguiente).

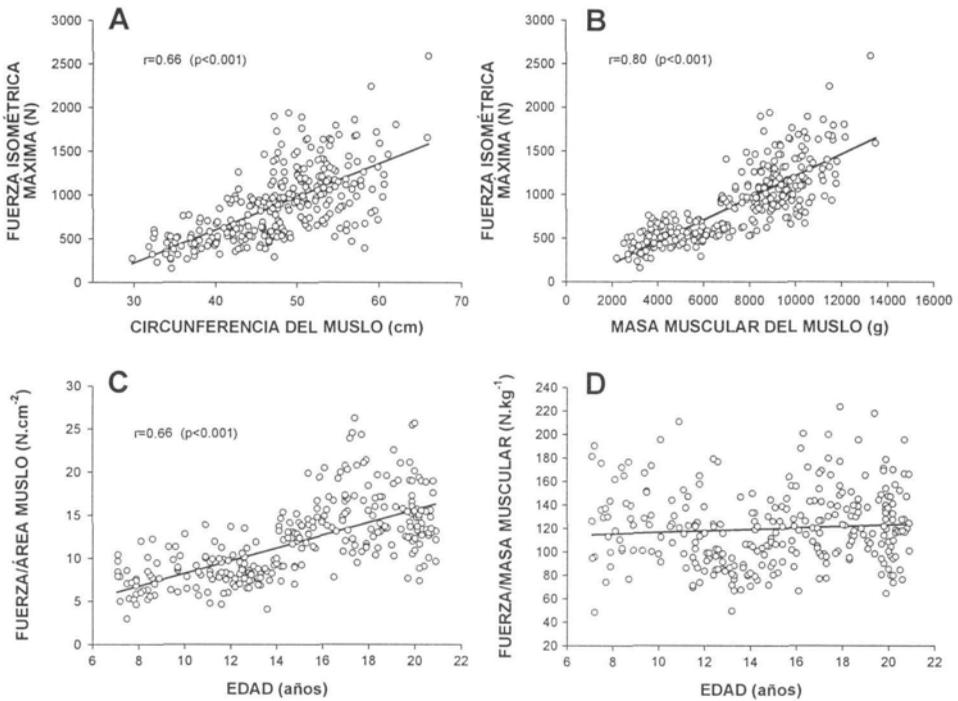


Figura 4. Datos del estudio sobre ejercicio físico, crecimiento y actividad física en la población infantil de Gran Canaria, correspondientes a una muestra de 294 niños y adolescentes de 7 a 20 años de edad. A. Relación entre la fuerza isométrica máxima medida mediante plataforma de fuerzas en la posición de semisentadilla, con las rodillas flexionadas a 90 grados, y la circunferencia corregida del muslo. B. Relación entre la fuerza isométrica máxima y la masa muscular de la extremidad inferior determinada mediante absorciometría fotónica dual de rayos X. C. Relación entre la fuerza isométrica máxima desarrollada por sección transversal del muslo determinada por antropometría (corregida en función del pliegue cutáneo) y la edad. D. Relación entre la fuerza isométrica máxima desarrollada por kg de masa muscular y la edad. Obsérvese cómo la ganancia de fuerza con el crecimiento dependen fundamentalmente de la ganancia de masa muscular, sin que se detecten cambios importantes relacionados con la pubertad.

2.2 El tipo de fibra muscular

El tipo de fibra muscular que se tiene un músculo depende, fundamentalmente, del tipo de genes que se expresan en ese músculo en el momento del análisis. Potencialmente, una fibra muscular puede ser de tipo I, IIa ó IIx, o incluso, expresar cualidades transicionales de un tipo a otro (por ejemplo, I-IIa), dependiendo de los genes que se estén expresando. La expresión génica, a su vez, viene determinada por múltiples factores entre los cuales la inervación juega un papel crucial. En efecto, ya en los años 60 Buller demostró que si el axón de una fibra rápida es seccionado y conectado al axón que proviene de una motoneurona lenta, la fibra muscular cambia de rápida a lenta. No obstante, a parte de la inervación otros factores como la sollicitación mecánica y las hormonas pueden modular la expresión génica.

ca de los genes que al final confieren a las fibras musculares propiedades de fibras rápidas o lentas.

2.2.1 Características generales de las fibras musculares

Las fibras musculares son células cilíndricas, alargadas que se caracterizan principalmente por ser multinucleadas y presentar estriaciones transversales en su citoplasma, que pueden ser observadas incluso con el microscopio óptico. Al igual que otras células, las fibras musculares están provistas de membrana celular, retículo endoplasmático, mitocondrias y otros orgánulos citoplasmáticos. Las fibras musculares son multinucleadas porque durante el desarrollo embrionario se forman a partir de la fusión de unas células precursoras llamadas **mioblastos**. Una fibra muscular de varios centímetros de longitud puede tener varios centenares de núcleos. Los núcleos son alargados y se disponen en la periferia de la fibra, inmediatamente por debajo del sarcolema. En los núcleos se encuentran los genes, cuya expresión determina el tipo de proteínas presente en las fibras musculares y por lo tanto todas sus propiedades.

En el citoplasma o **sarcoplasma** de la fibra muscular se encuentran las proteínas contráctiles, enzimas, mioglobina, gránulos de glucógeno, gotitas de grasa y diversas sustancias disueltas. Casi un 80 % del volumen de la fibra muscular está ocupado por las proteínas contráctiles, que característicamente se disponen formando unas estructuras cilíndricas, de 1 a 2 mm de diámetro, que se extienden a lo largo de la fibra muscular, llamadas **miofibrillas**. Al microscopio óptico las miofibrillas se caracterizan por presentar estriaciones transversales originadas por la alternancia de bandas claras y oscuras. Al microscopio de luz polarizada la banda oscura es anisotrópica (birrefringente) por lo que recibe el nombre de **banda A**, mientras que la banda clara o **banda I** es isotrópica. En el centro de cada banda I se observa una línea transversal más oscura, llamada **línea Z**. Con el microscopio electrónico se aprecia que esta alternancia de bandas es debida a la sucesión lineal de unidades iguales llamadas **sarcómeros** (Figura 5).

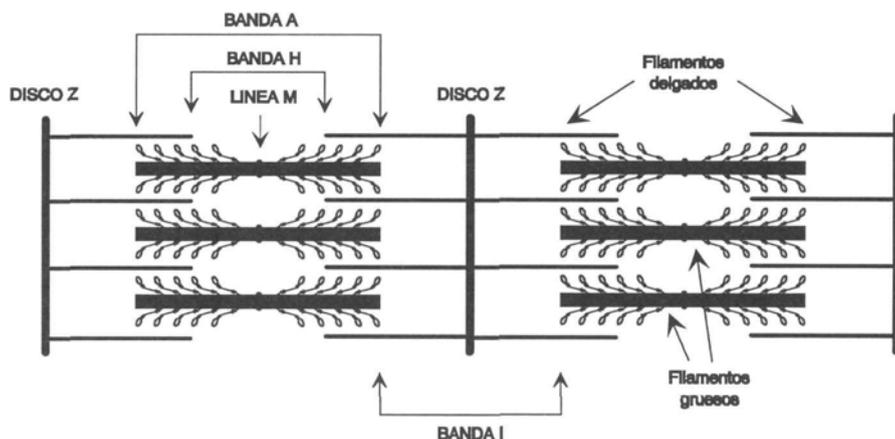


Figura 5. Representación esquemática de la estructura del sarcómero.

El sarcómero es la unidad estructural y funcional de la fibra muscular esquelética. Abarca aquellos segmentos de miofibrilla comprendidos entre dos líneas o discos Z (el término discos es más apropiado puesto que las miofibrillas son cilíndricas). Por lo tanto, las miofibrillas están formadas por la sucesión ordenada de numerosos sarcómeros. Cada sarcómero abarca una banda A, que ocupa la zona central y dos medias bandas I. En la región central de la banda A, se observa una zona ligeramente más clara denominada **banda H**. La banda H presenta un engrosamiento central llamado **línea M**.

Uno de los aspectos más llamativos de la ultraestructura muscular es el perfecto paralelismo existente entre las miofibrillas, que es debido a que los discos Z de miofibrillas paralelas están unidos entre sí por un entramado filamentososo, formado a partir de la polimerización de la proteína **desmina**. Este entramado constituye el llamado **citoesqueleto exosarcomérico** de la fibra muscular.

Entre los dos discos Z que delimitan el sarcómero se encuentran las proteínas contráctiles formando estructuras filamentosas, que reciben el nombre de **miofilamentos**. Se distinguen dos tipos de miofilamentos: los **filamentos gruesos**, y los **filamentos delgados**.

2.2.1.1 Los filamentos gruesos

Los filamentos gruesos tienen un diámetro de unos 1500 nm y una longitud cercana a los 1.6 mm. La principal proteína de los filamentos gruesos es la **miosina**, cuyo peso molecular próximo a los 540.000 daltons (Figura 6). El filamento grueso resulta de la polimerización de unas 300 moléculas de miosina. La miosina es un hexámero integrado por 6 cadenas polipeptídicas. Las cadenas polipeptídicas de la miosina se clasifican, de acuerdo a su peso molecular en cadenas pesadas (peso molecular cercano a 230.000 daltons) y en cadenas ligeras (peso molecular próximo a 20.000 daltons). Cada molécula de miosina resulta de la unión de dos cadenas pesadas y 4 cadenas ligeras. Ambas cadenas pesadas constan de una parte fibrilar o cola y una cabeza. Las colas de ambas cadenas pesadas se enrollan helicoidalmente entre sí. Asociadas a cada cabeza se encuentran dos de las cadenas ligeras.

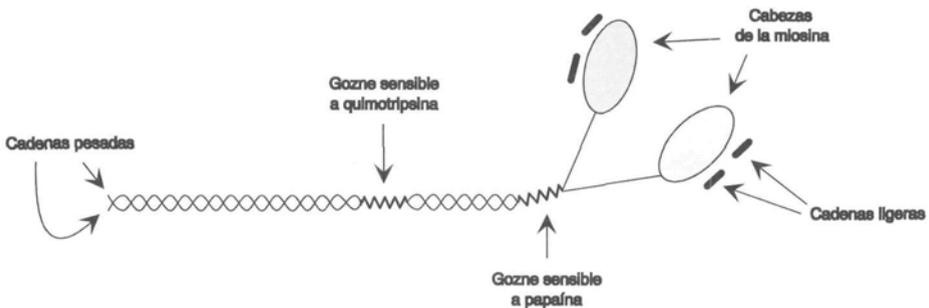


Figura 6. Representación esquemática de la molécula de miosina.

Cuando se somete a las moléculas de miosina a la acción de la enzima hidrolítica quimotripsina se obtienen dos fragmentos. Un fragmento de menor peso molecular llamado **mermiosina ligera** (MML), que está formado por una porción de la cola de la molécula de

miosina. Otro fragmento de mayor peso molecular, la **meromiosina pesada** (MMP) que incluye un segmento de la cola cercano a las cabezas y las dos cabezas con sus cadenas ligeras asociadas.

Si se somete a la MMP a la acción de la papaína se obtienen dos fragmentos S1, cada uno correspondiendo a una de las cabezas de la molécula de miosina junto con sus cadenas ligeras asociadas; y un fragmento S2 correspondiente al fragmento fibrilar de la MMP, que algunos denominan "cuello" de la molécula de miosina. Tanto el punto sensible a quimotripsina como el sensible a papaína, constituyen los goznes o zonas de flexión de la molécula de miosina.

Las colas de las moléculas de miosina tienden a polimerizar, son por tanto las estructuras que forman el armazón del filamento grueso, mientras que las cabezas protuyen hacia el exterior, con una polaridad simétrica a cada lado de la línea M. En las cabezas de miosina se encuentra el centro activo o centro de unión para la actina. Además, las cabezas de miosina son capaces de fijar ATP e hidrolizarlo en ADP y fosfato inorgánico. Por ello se afirma que las cabezas de miosina tienen **actividad ATPasa**. Existen diversas **isoformas** de las cadenas pesadas de la miosina, que se diferencian funcionalmente por su actividad ATPasa y estructuralmente por pequeñas diferencias en la secuencia de aminoácidos que integra las cadenas pesadas. El tipo de isoforma presente en la fibra muscular está relacionada con la estimulación a que es sometida dicha fibra. Las fibras musculares sometidas a estímulos rápidos y de corta duración, tiende a expresar isoformas de la miosina rápidas, que se caracterizan por su gran actividad ATPasa, es decir son capaces de hidrolizar gran número de moléculas de ATP por unidad de tiempo. Viceversa, las fibras sometidas a estimulación más o menos continua y de baja intensidad, tienden a expresar isoformas lentas, que se caracterizan por su menor actividad ATPasa.

2.2.1.2 Los filamentos delgados

Los filamentos delgados se extienden desde el disco Z hasta el inicio de la banda H. Se disponen paralelamente, dejando entre ellos unos espacios que son ocupados por los filamentos gruesos. Los filamentos delgados tienen un diámetro de unos 700 nm y una longitud cercana a 1 mm. Están constituidos por tres proteínas diferentes: la **actina**, la **tropomiosina** y la **troponina**. Además, otra proteína, la **actinina** (proteína del disco Z), interviene en el anclaje del filamento delgado al disco Z.

Los filamentos gruesos y delgados se hallan ordenados de tal manera que cada filamento grueso está rodeado por 6 filamentos delgados, mientras que un filamento delgado está rodeado por tres filamentos gruesos.

2.2.2 Clasificación de las fibras musculares

2.2.2.1 Clasificación clásica de las fibras musculares

En 1955 se describió un procedimiento que permitió la identificación de distintos tipos de fibras musculares en función de la actividad ATPasa (Padykula y Herman). Durante la década de los años 60 se realizan las primeras mediciones de la actividad enzimática muscular (Dubowitz y Pearse 1960). Posteriormente, se publicaron las primeras mediciones

fiables de la capilaridad del músculo esquelético humano (Andersen y Henriksson 1977). A principios de los 60 se produjeron importantes avances en Neurofisiología que sentaron las bases para la comprensión de los mecanismos que regulan el fenotipo muscular. A principios de los años 60 Buller y colaboradores demostraron que las diferencias en velocidad de contracción de los músculos de las patas traseras de los gatos aparecen durante el desarrollo neonatal y pueden ser modificadas por inervación cruzada. Henneman y colaboradores aislaron unidades motoras y pudieron verificar la existencia de una buena relación entre las propiedades contráctiles de una unidad motora y las características histoquímicas de las fibras que la integran. Así mismo, fueron los primeros en llamar la atención acerca de la gran variedad de unidades motoras existentes desde el punto de vista funcional.

Clásicamente, las fibras musculares presentes en los músculos humanos se clasifican en función de criterios histoquímicos, es decir de la actividad ATPasa cuando son teñidas a distintos pHs. Así, se distinguen dos tipos fundamentales de fibras musculares:

- **Fibras musculares tipo I**, que también reciben el nombre de fibras musculares lentas, rojas o ST (del inglés slow-twitch).
- **Fibras musculares tipo II**, que también reciben el nombre de fibras musculares rápidas, blancas o FT (del inglés fast-twitch).

Las fibras tipo I son de menor tamaño (diámetro) que las fibras tipos II y presentan como principales características diferenciales:

- Una gran capacidad oxidativa, que se relaciona con el gran número de mitocondrias que poseen y con elevado número de capilares que las irrigan. Además disponen de mayores depósitos sarcoplasmáticos de triglicéridos. Sin embargo, tanto sus depósitos de glucógeno como su capacidad glucolítica son menores.
- Contienen cantidades importantes de mioglobina, en parte responsable de la coloración rojiza de estas fibras.
- Su actividad ATPasa es más lenta, por lo que también desarrollan menos tensión y tardan más tiempo en alcanzar la máxima tensión durante la sacudida muscular, que las fibras FT. Así mismo, se relajan más lentamente (Figura 7).
- Son capaces de mantener durante más tiempo la contracción tetánica máxima o fusiónada, es decir se fatigan más lentamente que las fibras tipo II (Figura 7).
- Son más eficientes, o sea gastan menos ATP por unidad de tensión generada.
- Son más abundantes en los músculos que intervienen en el mantenimiento de la postura.

Las fibras tipo II son de mayor tamaño (diámetro) que las fibras tipos I. Se subclasifican en fibras tipo IIA o FT_A y en fibras tipo IIB o FT_B. En general, fibras tipo II se caracterizan:

- Por una gran capacidad glucolítica, que es posible en parte debido a que las fibras tipo II tienen depósitos de glucógeno mayores que las fibras tipo I. También disponen de más fosfocreatina. Sin embargo, su capacidad oxidativa es menor que la que tienen las fibras tipo I, lo cual guarda relación con el menor número de mitocondrias, una menor capilarización, un menor contenido de mioglobina y una menor capacidad enzimática oxidativa.
- Por disponer de una mayor proporción de retículo sarcoplasmático, lo cual facilita una activación más rápida de la contracción muscular, así como un proceso de relajación muscular también más rápido.

- Su actividad ATPasa es más elevada, por lo que son capaces de alcanzar niveles de tensión más elevados y en menos tiempo. No obstante, se fatigan rápidamente (Figura 7).
- La fibras II son más abundantes en músculos que efectúan contracciones rápidas como por ejemplo el tríceps braquial o los músculos extrínsecos del ojo.

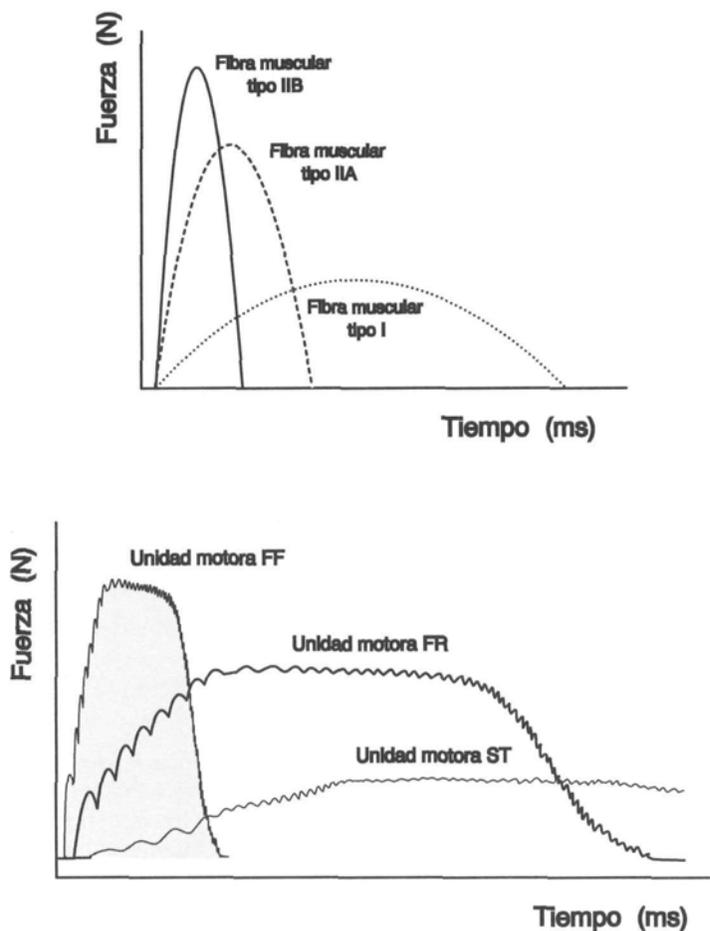


Figura 7. El gráfico superior representa la curva fuerza-tiempo durante la contracción aislada, o sacudida muscular, de los tres tipos principales de fibras musculares. En la parte inferior se representa el desarrollo de fuerza durante la contracción tetánica de los tres tipos principales de unidades motoras.

Gran parte de las peculiaridades metabólicas que distinguen a los deportistas de alto nivel de los sujetos sedentarios, se han atribuido a diferencias en la tipología muscular. Por ejemplo, los atletas de élite en deportes de resistencia aeróbica se caracterizan por tener, en el vasto lateral del cuádriceps, un porcentaje de fibras musculares tipo I, de alrededor de un 70%, un porcentaje de fibras musculares tipo IIa próximo al 25%, mientras que el resto está representado, fundamentalmente, por fibras musculares tipo IIb (Hollloszy et al., 1971; Es-

sén-Gustavsson y Henriksson, 1984; Sjøgaard, 1984; Tesch y Karlsson, 1985; Jansson y Kaijser, 1987). En cambio, los deportistas de disciplinas de fuerza como los halterófilos de élite muestran un porcentaje de fibras tipo II similar, o ligeramente superior, a los valores propios de los sujetos sedentarios, pero con una mayor proporción de fibras tipo IIa (aproximadamente un 35-45 % de fibras tipo I y el resto fibras tipo II, fundamentalmente tipo IIa) (Tesch y Karlsson, 1985; Bell y Jacobs, 1990; Alway y col., 1992).

La mayoría de los estudios clásicos (utilizando métodos histoquímicos para distinguir los tipos de fibras) constataron que el entrenamiento de resistencia no provoca transformación de las fibras musculares tipo I en fibras musculares tipo II y viceversa (Andersen y Henriksson 1977; Ingjer 1979; Coyle y col. 1988). No obstante, algunos autores apreciaron que el entrenamiento de resistencia podía asociarse a cierto grado de transformación de fibras musculares tipo IIb en fibras musculares de tipo IIa (Ingjer 1978; Tesch y Karlsson 1985). Tesch y Karlsson (1985) compararon el porcentaje de fibras rápidas en los músculos deltoides y vasto lateral en corredores y piragüistas de canoa canadiense. Los corredores presentan un porcentaje de fibras ST próximo al 67 ± 10 % en el cuádriceps, mientras que en el deltoides el porcentaje de fibras ST fue del 49 ± 8 %. Los piragüistas, que emplean en su actividad física fundamentalmente la musculatura braquial y de la cintura escapular, presentaron un porcentaje de fibras ST en sus músculos deltoides de 71 ± 11 % y en los cuádriceps de 41 ± 10 %. Un grupo de estudiantes de Educación Física, analizados en modo similar, mostraron una distribución porcentual parecida en ambos músculos. Los autores apuntaron que el entrenamiento puede, a largo plazo, producir cambios en el tipo de fibras musculares. Así, en el estudio de Tesch y Karlsson (1985) se produjo un incremento del porcentaje de fibras tipo I a expensas de las fibras tipo II, pero de forma exclusiva en los músculos entrenados. Efectivamente, investigaciones recientes parecen confirmar que las fibras musculares rápidas pueden transformarse en lentas y viceversa, dependiendo del tipo de estimulación (hormonal, eléctrica o mecánica) a que sean sometidos los músculos.

2.2.2.2 Clasificación moderna de las fibras musculares

Actualmente los tipos de fibras musculares se pueden distinguir mediante técnicas inmunohistoquímicas, en función de la secuencia de aminoácidos que integran las cadenas pesadas de la miosina. Así se diferencian fibras tipo I, IIa, IIb y IIx, que expresan distintos tipos de isoforma de cadena pesada de la miosina (b-MHC, IIa-MHC, IIb-MHC y IIx-MHC, respectivamente). Debemos señalar que mediante técnicas de biología molecular se ha demostrado recientemente que la fibra tipo IIb no existe como tal en los seres humanos, pues la forma existente en humanos es la IIx (Smerdu y col. 1994; Sant'Ana Pereira 1996). Hasta ahora las fibras tipo IIx de los seres humanos habían sido clasificadas como IIb, debido a la reacción cruzada del anticuerpo empleado frente a las fibras tipo IIb de la rata con las fibras tipo IIx de los seres humanos (hasta recientemente no se ha dispuesto de un anticuerpo selectivo para la fibra IIx). Esta matización no es trivial puesto que el comportamiento mecánico y metabólico de las fibras tipo IIx se encuentra a medio camino del de las fibras tipo IIa y IIb.

La presencia de numerosas fibras musculares híbridas es indicativa de la transformación de unas fibras en otras, según el patrón $I \leftrightarrow IIa \leftrightarrow IIx$ (Schiaffino y Reggiani 1994). Puesto que, en seres humanos sometidos a entrenamiento, ya sea de resistencia o de fuerza, se observa una disminución del porcentaje de fibras IIx, se ha sugerido que las fibras IIx se

comportarían como fibras de reserva, disponibles para transformarse según el estímulo aplicado al músculo. Así, con el entrenamiento de resistencia se produciría un desplazamiento de las fibras en el sentido de aumentar la proporción de fibras tipo I (IIX \rightarrow IIa \rightarrow I), mientras que tanto con el entrenamiento de fuerza como con el de velocidad los cambios serían en el sentido de aumentar la proporción de fibras tipo IIa (IIX \rightarrow IIa \leftarrow I) (Adams y col. 1993; Andersen y col. 1994).

2.2.3 Tensión específica de los distintos tipos de fibra muscular

Cuando la fuerza isométrica máxima se expresa en función de la sección transversal, se obtienen valores ligeramente superiores en las fibras de contracción rápida, en comparación los registrados en las fibras de contracción lenta (17-28 N.cm⁻²) (Close 1972; Spector y col. 1980; Fukunaga y col. 1996). Estudios recientes han demostrado que la tensión específica de fibras musculares aisladas muestra valores muy dispares y varía principalmente con el grado y tipo de sollicitación mecánica (Larsson y col. 1996) (Figura 8). A su vez, la sollicitación mecánica y modo de activación (estimulación) determinan el tipo de isoforma de las cadenas pesadas y ligeras de la miosina que se va a expresar. La tensión específica dependerá sobre todo del tipo de isoforma de las cadenas pesadas de la miosina que se exprese.

La tensión específica disminuye con la inmovilización muscular y aumenta con la sollicitación mecánica (Figura 8, ver pág. siguiente) (Larsson y col. 1996).

2.2.3.1 La inmovilización produce más atrofia en las fibras de contracción lenta

Recientemente, Larsson y col. 1996 estudiaron el efecto de 6 semanas de reposo en cama sobre las propiedades contráctiles de fibras musculares humanas aisladas individualmente. Estos autores observaron que la tensión específica disminuyó aproximadamente un 40% en la mayoría de las fibras, mientras que la velocidad de acortamiento no experimentó cambios significativos. La pérdida de tensión específica se asocia a un descenso del contenido de proteína contráctil por volumen de fibra muscular.

Appell (1990) refiere que la pérdida de fuerza extensora del músculo cuádriceps tras inmovilización, constatada mediante un dinamómetro isocinético, es menos acusada a velocidades de contracción rápida que a velocidades de contracción lenta. En concordancia, se ha demostrado que la inmovilización desencadena cambios en la expresión de las cadenas pesadas de la miosina en el sentido de aumentar la expresión de la MHC tipo IIb (IIX, en seres humanos) y reducir la presión de la MHC tipo I hasta niveles casi inapreciables en el músculo humano paralizado durante varios años (Andersen y col. 1996). Los cambios observados con la inmovilización son en la misma dirección, pero de menor magnitud (Haggmark y col. 1986). Mientras, que tras 6 semanas de reposo en cama, Larsson y col. (1996) no detectaron cambios significativos en la expresión de las cadenas pesadas de la miosina. El aumento de la expresión de isoformas rápidas de la miosina se acompaña de un incremento de la velocidad de contracción, un acortamiento del tiempo de la duración de la sacudida muscular y un aumento de la velocidad de relajación muscular (Templeton y col. 1984; Appell 1990).

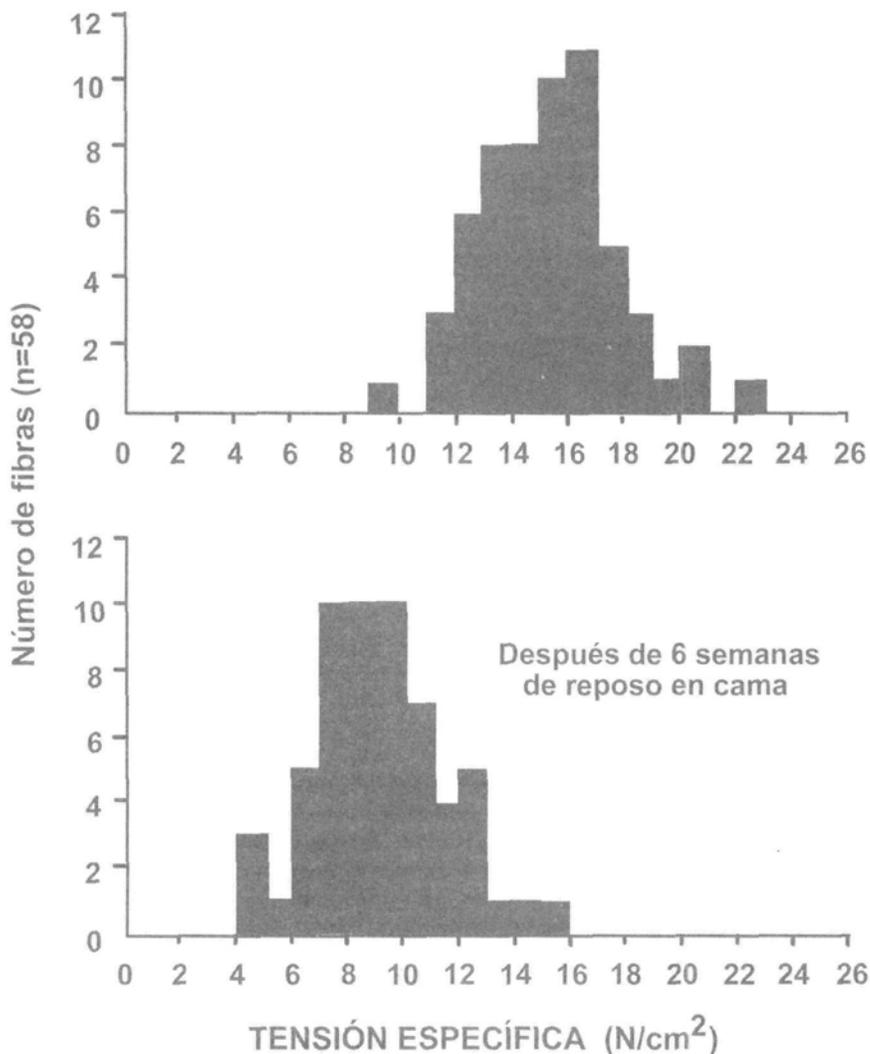


Figura 8. Efectos de la inmovilización sobre la tensión específica de fibras musculares aisladas del vasto lateral del cuádriceps humano. Obsérvese la gran variedad de tensiones específicas (Larsson y col., 1996).

2.2.3.2 El entrenamiento de fuerza produce más fácilmente hipertrofia en las fibras de contracción rápida

Estudios clásicos ya demostraron que el entrenamiento estimula el desarrollo de hipertrofia muscular de forma más marcada en las fibras tipo II. Aunque algunos investigadores incluso observaron una estimulación exclusiva del crecimiento de las fibras rápidas, la ma-

yoría de los estudios han demostrado que tanto las fibras de contracción lenta como las de contracción rápida puede experimentar hipertrofia con el entrenamiento para el desarrollo de la fuerza muscular (MacDougall y col. 1980; Schantz 1983; Taylor y Wilkinson 1986; Alway y col. 1988; Bell y Jacobs 1990, Staron y col. 1991). No obstante, en los varones, el área de las fibras FT es mayor que el área media de las fibras ST, con lo que el ratio FT/ST se encuentra entre 1.1 y 1.3 en los hombres no entrenados, mientras que en las mujeres no entrenadas se hallan valores entre 1.0 y 1.1 (Bell y Jacobs 1990; Alway y col. 1992). En culturistas de élite se han comunicado valores del ratio FT/ST próximos a 1.5 (Schantz y col. 1983; Alway y col. 1989), lo que demuestra esta mayor facilidad que tienen las fibras de contracción rápida para hipertrofiarse, especialmente en los hombres (Alway y col. 1992).

La relación entre sección transversal y fuerza es, fundamentalmente debida a que en una fibra muscular con mayor sección transversal hay un mayor número de miofibrillas y, en consecuencia, de sarcómeros en paralelo.

2.3 Densidad miofibrilar

La densidad mitocondrial hace referencia al número de miofibrillas dispuesta paralelamente en una determinada sección transversal de músculo. Cuanto mayor sea el número de miofibrillas mayor será la fuerza que podrá desarrollar el músculo. El número de miofibrillas por sección transversal de músculo disminuye si aumenta el tejido conjuntivo muscular o si aumenta el contenido de grasa entre las fibras musculares. Además, es posible que dentro de las propias fibras musculares se produzcan cambios en el grado de empaquetamiento de las miofibrillas, es decir, que un mismo espacio se haga caber un mayor número de miofibrillas. Ya en 1970, Penman observó una disminución de la distancia entre los filamentos de miosina de las fibras musculares después de un programa para el desarrollo de fuerza en seres humanos. Sin embargo, un estudio posterior, aplicando una metodología más adecuada, demostró que un programa de entrenamiento capaz de incrementar la fuerza dinámica máxima del cuádriceps en un 18% (dinamometría isocinética) y que se acompañó de un incremento del área de sección transversal de un 11%, no produjo cambios en la distancia entre los filamentos de miosina, lo que implica que no se produce incremento de la densidad miofibrilar dentro de las fibras musculares (Claassen y col. 1989). Es decir, el número de miofibrillas aumenta con el entrenamiento de fuerza de forma proporcional al incremento del área de sección transversal de las fibras musculares.

Para poder medir la densidad miofibrilar es necesario practicar una biopsia muscular y medir mediante un microscopio electrónico la distancia entre los filamentos de miosina. No obstante, también se ha utilizado como índice sugestivo de un aumento de densidad miofibrilar el incremento de la densidad radiológica medida mediante TAC, determinando lo que se denomina el número de Hounsfield. Sin embargo, la densidad radiológica puede aumentar sin que aumente el grado de empaquetamiento de las miofibrillas, basta con que descienda el contenido de grasa en el músculo (Claassen y col. 1989).

Por otro lado, la inmovilización se asocia a un descenso de tensión específica de las fibras musculares individuales, lo que se ha atribuido a un descenso de número de miofibrillas presentes por área de sección de fibra muscular, o sea, a un descenso de la densidad miofibrilar (Taylor y Kandarian 1994; Larsson y col. 1996).

2.4 Factores biomecánicos

A pesar de la homogeneidad interespecies en los valores de tensión específica, los valores de fuerza que ejercen, "in vivo", músculos de diferentes mamíferos es muy variable, debido a diferencias estructurales (ángulo de inserción de las fibras musculares en el tendón; grosor, longitud y orientación de los tendones) y biomecánicas (puntos de aplicación de la fuerza en relación a los centros articulares y dirección de las fuerzas resultantes). Cuanto mayor sea la distancia a la que se aplica la fuerza en la relación al centro de rotación articular mayor será el momento conseguido y, por lo tanto, mayor podrá ser la fuerza efectiva aplicada. Así mismo, los tendones que se insertan en una dirección paralela a línea de sollicitación mecánica consiguen una transferencia más eficaz de la fuerza. Desde el siglo XVII se ha asumido que estos ángulos se pueden determinar en reposo y que luego se pueden aplicar al músculo en contracción. Sin embargo, la realidad es mucho más compleja. Así, en numerosas articulaciones (sirva de ejemplo la rodilla) la posición del eje de rotación articular cambia con el grado de flexión de la rodilla, con su consiguiente influencia sobre el momento desarrollado. Igualmente, el ángulo con el que actúa un tendón sobre el hueso en el que se inserta puede variar al acortarse el músculo, tal y como ocurre con el tendón de Aquiles y el músculo tríceps sural (Fukunaga y col. 1996; Maganaris y col. 1998). Todos estos factores pueden justificar diferencias importantes en la fuerza desarrollada por músculos que, aparentemente tiene la misma sección transversal anatómica. Por ello no es posible comparar directamente la fuerza registrada en dinamómetro ni tampoco la potencia desarrollada (Izquierdo y López Calbet 1999) por músculos diferentes si no se toman en consideración estos factores biomecánicos.

2.4.1 Longitud de la fibra al inicio de la contracción (distancia entre discos Z)

La teoría de los filamentos deslizantes establece que la contracción muscular resulta del deslizamiento de los filamentos delgados sobre los filamentos gruesos, provocado por la interacción de las cabezas de miosina con los centro activos de las moléculas de actina. Asimismo, la teoría de los filamentos deslizantes preconiza que las interacciones entre actina y miosina tienen lugar de forma independiente. La tensión desarrollada por cada sarcómero viene determinada por el número de interacciones actomiosínicas que acontecen en un momento dado. Por lo tanto el sarcómero se acortará desarrollando la máxima tensión cuando el número de puentes cruzados sea máximo. El número de interacciones actomiosínicas viene limitado por la distancia entre las discos Z al inicio de la contracción. Existe una separación entre discos Z, o longitud de sarcómero, que es óptima. La longitud óptima del sarcómero se sitúa alrededor de 2.0 μm , pues el número potencial de interacciones entre miosina y actina es máximo, ya que con esta separación entre las discos Z todas las cabezas de miosina pueden interaccionar con actina. Sin embargo, si aumentamos la separación entre las discos Z, algunas cabezas de miosina no pueden interaccionar con actina, por lo que la tensión conseguida es menor. Si se sigue alargando el sarcómero se aprecia que deja de generar tensión cuando la separación entre los discos Z es superior a 3.6-3.7 μm . Cuando la longitud del sarcómero es inferior a 2.0 μm , los filamentos delgados chocan entre sí y se acabalgan, ejerciendo cierta oposición mecánica al acortamiento del sarcómero, por lo que la tensión efectiva es menor. Si la longitud del sarcómero es disminuida por debajo de los 1.65 μm , se produce un empotramiento de los filamentos gruesos en las discos Z, que impide un mayor acortamiento del sarcómero y, prácticamente, impide la génesis de tensión (Figura 9).

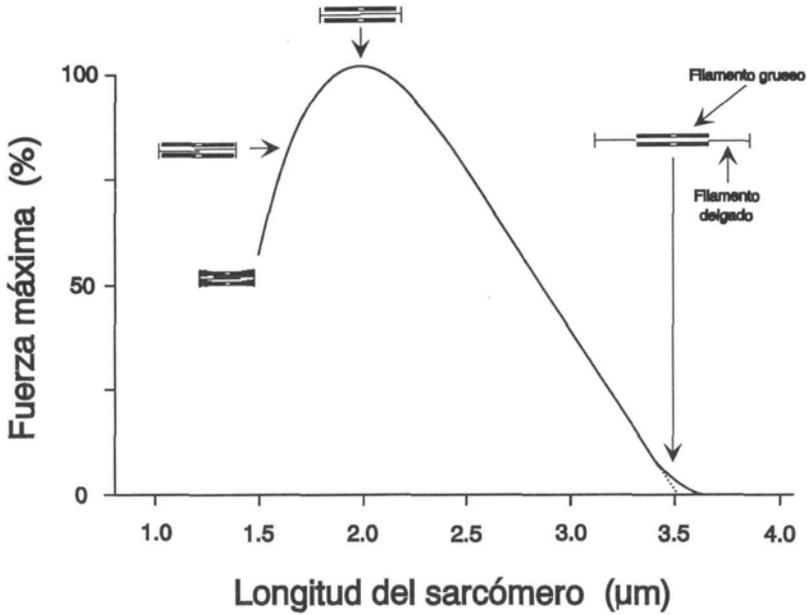


Figura 9. Relación entre la tensión desarrollada y la longitud del sarcómero.

2.4.2 Ángulo de inserción de las fibras musculares en el tendón (ángulo de peneación)

Los músculos humanos y de los animales se pueden clasificar en músculos de fibras paralelas y músculos penniformes (o peneados), en los que las fibras se disponen oblicuamente respecto a la dirección del músculo o línea de acción mecánica del tendón. Por ello, el área de sección transversal anatómica (ASTA) de un músculo de fibras paralelas a la línea de acción mecánica corta perpendicularmente a todas sus fibras. En este caso el ASTA coincide con el área de sección transversal fisiológica (ASTF). En los músculos penniformes, el ASTA corta a un menor número de fibras. El ASTF de los músculos penniformes puede obtenerse a partir de la masa muscular (m), la densidad muscular (ρ) la distancia entre los tendones (t) y el ángulo de peneación de las fibras (θ), mediante la fórmula de Alexander y Vernon (1975):

$$\text{ASTF} = (m \cdot \rho^{-1} \cdot t^{-1}) \cdot \text{sen } \theta$$

Puesto que, $m \cdot \rho^{-1}$ es igual al volumen (V), la fórmula anterior puede expresarse como:

$$\text{ASTF} = (V \cdot t^{-1}) \cdot \text{sen } \theta$$

Tanto el volumen (V) como la distancia entre tendones (t) pueden ser determinados mediante Resonancia Magnética Nuclear o ultrasonidos (Narici y col. 1992; Rutherford y Jones 1992; Maganaris y col. 1998).

En los músculos no penniformes la suma de las fuerzas ejercidas por cada fibra es igual a la fuerza medida en el tendón. En un músculo penniforme la fuerza desarrollada por las fibras es igual a la fuerza medida en el tendón dividida por el coseno del ángulo de peneación de las fibras (Figura 10). Cuando se compara la tensión específica de músculos diferentes, debe tenerse especial cuidado en relacionar los valores de fuerza con el ASTF (Fukunaga y col. 1997). Por otro lado, el ángulo de peneación de las fibras musculares varía según el estado de contracción o relajación del músculo, y en función del grado de estiramiento del músculo en el momento de la medición. En el vasto lateral del cuádriceps el ángulo de peneación de las fibras es un 80 % mayor en el músculo contraído comparado con el músculo relajado (Rutherford y Jones 1992).

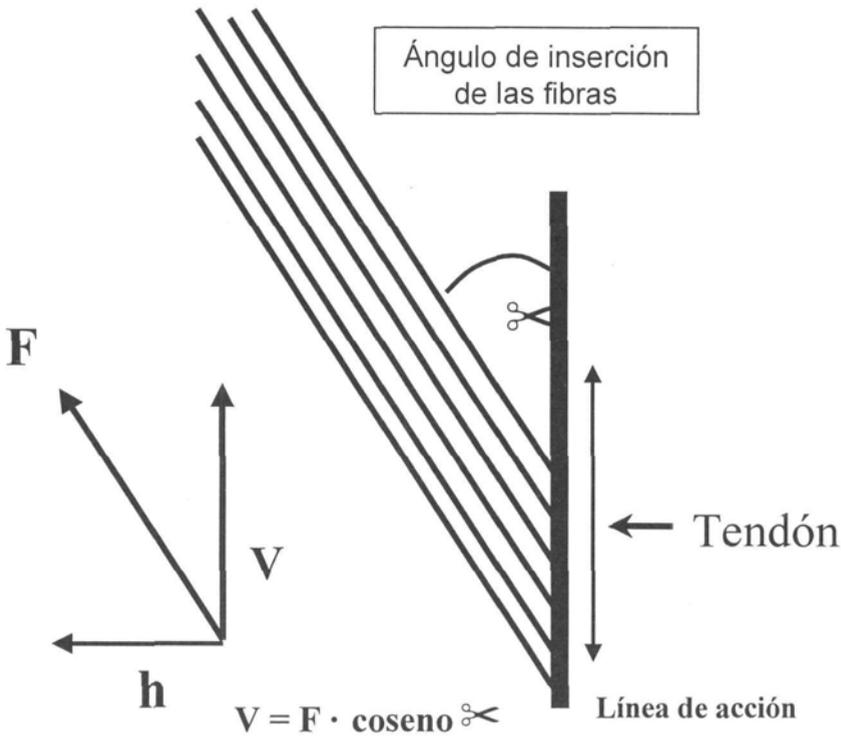


Figura 10. Influencia del ángulo de inserción de las fibras (ángulo de peneación) en el tendón en la transmisión efectiva de fuerzas en la línea de acción del tendón.

Además, la utilización del ASTA en lugar del ASTF, comporta un error adicional relacionado con la región en la que se efectúa la medición del ASTA. Por ejemplo, el ASTA del músculo cuádriceps es máxima entre 4/10 y 5/10 de la longitud del fémur, resultando mínima a 2/10 y a 8/10 de longitud femoral (Figura 11). Desafortunadamente, pueden cometerse errores en la identificación de esta zona. En otras ocasiones, no se han considerado los brazos de palanca que intervienen en el sistema analizado.

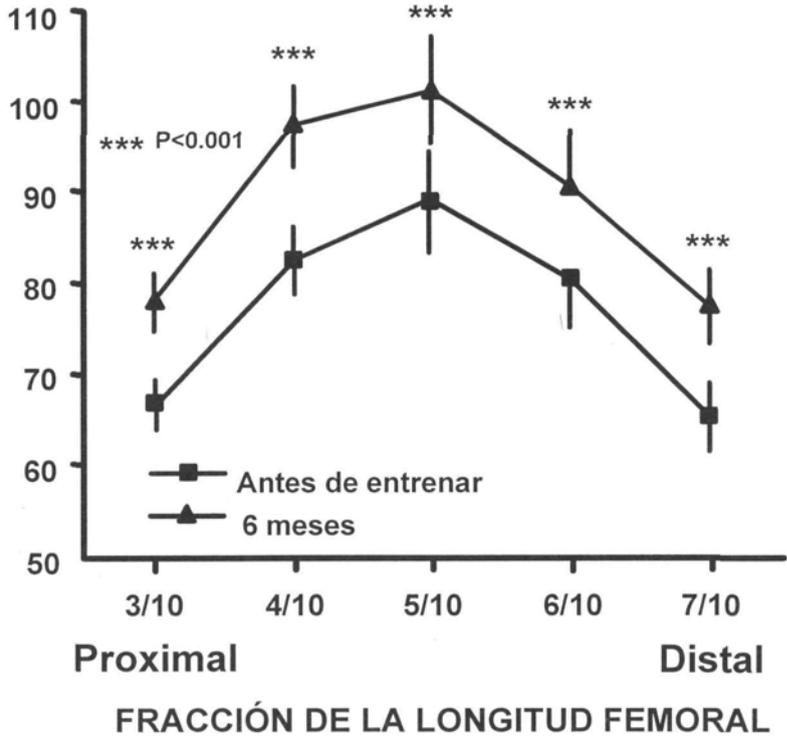


Figura 11. Área de sección transversal del cuádriceps a distintos niveles, antes y después de 6 meses de entrenamiento para la mejora de la fuerza extensora de la pierna (Narici y col., 1996; Acta Physiol Scand 157:175-186).

Recientemente Maganaris y col. (1998) han publicado un interesante estudio que demuestra la gran variabilidad que presenta el ángulo de peneación de las fibras del complejo tríceps sural humano en función de que el músculo esté en reposo o contraído, así como en función de la intensidad de la contracción muscular. De este modo, el ángulo de peneación de las fibras musculares aumenta a medida que el músculo se acorta. Además, para una determinada posición articular, el ángulo de peneación es mayor durante la contracción muscular isométrica que cuando el músculo está en reposo (Figura 12, ver pág. siguiente). Finalmente, el ángulo de peneación aumenta de forma parabólica con la intensidad de la contracción muscular isométrica.

AGRADECIMIENTOS

Parte de los datos presentados en esta revisión proceden del estudio sobre ejercicio físico, crecimiento y actividad física en la población infantil de Gran Canaria, financiado por La Universidad de Las Palmas de Gran Canaria y el Consejo Superior de Deportes.

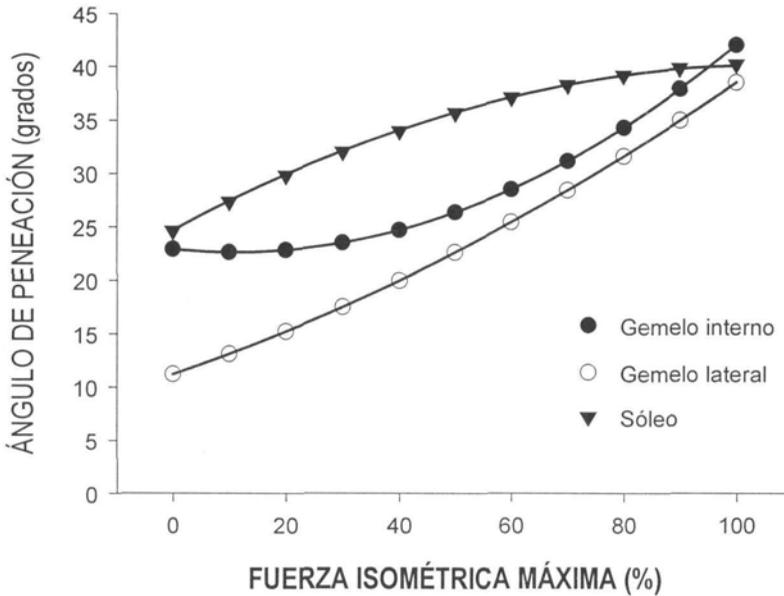


Figura 12. Efectos de la intensidad de la contracción muscular isométrica sobre el ángulo de peneación de las fibras musculares del complejo tríceps sural, a partir del modelo propuesto por Maganaris y col. (1998), determinado con el tobillo en posición neutra (ausencia de flexión o extensión).

BIBLIOGRAFÍA

1. ADAMS, G. R.; HATHER, B. M.; BALDWIN, K. M. y DUDLEY, G. A. (1993). Skeletal muscle myosin heavy chain composition and resistance training. *J Appl Physiol*, 74, 911-915.
2. ALEXANDER, R. McN y VERNON, A. (1975). The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert. *J Hum Mov Stud*, 1, 115-123.
3. ALWAY, S. E.; MACDOUGALL, J. D.; SALE, D. G.; SUTTON, J. R. y MCCOMAS, A. J. (1988). Functional and structural adaptations in skeletal muscle of trained athletes. *J Appl Physiol*, 64, 1114-1120.
4. ALWAY, S. E.; STRAY-GUNDERSEN, J.; GRUMBT, W. H. y GONYEA, W. J. (1989). Contrasts in muscle and myofibers of highly competitive male and female bodybuilders. *J Appl Physiol*, 67, 24-31.
5. ALWAY, S. E.; GRUMBT, W. H.; STRAY-GUNDERSEN, J. y GONYEA, W. J. (1992) Effects of resistance training on elbow flexors of highly competitive bodybuilders. *J Appl Physiol*, 72, 1512-1521.
6. ANDERSEN, P. (1975) Capillary density in skeletal muscle of man. *Acta Physiol Scand*, 95, 203-205.
7. ANDERSEN, P. y HENRIKSSON, J. (1977). Capillary supply of the quadriceps femoris muscle of man: adaptative response to exercise. *J Physiol*, 270, 677-690.
8. ANDERSEN, J. L.; KLITGAARD, H. y SALTIN, B. (1994). Myosin heavy chain isoforms in single fibres from m. vastus lateralis of sprinters: influence of training. *Acta Physiol Scand*, 151, 135-142.

9. ANDERSEN, J. L.; MOHR, T.; BIERING-SØRENSEN, F.; GALBO, H. y KJÆR, M. (1996). Myosin heavy chain isoform transformation in single fibres from m. vastus lateralis in spinal cord injured individuals: effects of long-term functional electrical stimulation (FES). *Pflügers Arch - Eur J Appl Physiol*, 431,513-518.
10. ANIANSSON, A.; GRIMBY, G.; HEDBERG, M. y KROTKIEWSKI, M. (1981). Muscle morphology, enzyme activity and muscle strength in elderly men and women. *CLIN PHYSIOL*, 1,73-86.
11. APPELL, H-J. (1990). Muscular atrophy following immobilisation. A review. *Sports Med*, 10,42-58.
12. ASMUSSEN, E. (1980). Aging and exercise. En: Horvath S, Yousef M (eds) *Environmental physiology: aging, heat and altitude*. Elsevier, Amsterdam, pp 419-428.
13. BELL, D. G. y JACOBS, I. (1990). Muscle fibre area, fibre type and capillarization in male and female body builders. *Can J Spt Sci*, 15,115-119.
14. CLAASSEN, H.; HOPPELER, G. H.; LÜTHI, J. M. y VOCK, P. (1989). Muscle filament spacing and short-term heavy-resistance exercise in humans. *J Physiol*, 409,491-495.
15. CLOSE, R. I. (1972). Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiol Rev*, 52,129-197.
16. COYLE, E. F. (1995). Integration of the physiological factors determining endurance performance ability. *Exerc Sports Sci Rev*, 23,25-63.
17. COYLE, E. F.; COGGAN, A. R.; HOPPER, M. K. y WALTERS, T. J. (1988). Determinants of endurance in well-trained cyclists. *J Appl Physiol*, 64,2622-2630.
18. DUBOWITZ, V. y PEARSE, A. G. E. (1960). Reciprocal relationship of phosphorylase and oxidative enzymes in skeletal muscle. *Nature*, 185,701-702.
19. EDGERTON, V. R.; BODINE, S. C. y ROY, R. R. (1987). Muscle architecture and performance. Stress and strain relationships in a muscle with two compartments arranged in series. *Medicine and Sports Science*, 26,12-23.
20. EDSTROM, L. y EKBLOM, B. (1972). Differences in sizes of red and white muscle fibres in vastus lateralis of musculus quadriceps femoris of normal individuals and athletes. Relation to physical performance. *Scand J Clin Lab Invest*, 30,175-181.
21. ESSÉN-GUSTAVSSON, B. y HENRIKSSON, J. (1984). Enzyme levels in pools of microdissected human muscle fibres of identified type. *Acta Physiol Scand*, 120,505-515.
22. FUKUNAGA, T.; ROY, R. R.; SHELLOCK, F. G.; HODGSON, J. A. y EDGERTON, V. R. (1996). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol*, 80,158-165.
23. FUKUNAGA, T.; KAWAKAMI, Y.; KUNO, S.; FUNATO, K. y FUKASHIRO, S. (1997). Muscle architecture and function in humans. *J Biomech*, 30,457-463.
24. GONZÁLEZ BADILLO, J. J. y GOROSTIAGA AYESTARÁN, E. (1995). Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. Aplicación al alto rendimiento deportivo. Inde, Barcelona.
25. GORDON, E. (1967). Anatomical and biochemical adaptations of muscle to different exercises. *JAMA*, 201,755-758.
26. GRIMBY, G. (1988). Physical activity and effects of muscle training in the elderly. *Ann Clin Res*, 20,62-66.
27. GRIMBY, G. y SALTIN, B. (1983). The aging muscle. *Clin Physiol*, 3,209-218.
28. HAGGMARK, T.; ERIKSSON, E. y JANSSON, E. (1986). Muscle fiber type changes in human skeletal muscle after injuries and immobilization. *Orthopedics*, 9,181-185.
29. HÄKKINEN, K. y HÄKKINEN, A. (1991). Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. *Eur J Appl Physiol*, 62,410-414.
30. HARRIDGE, S. D. R. y SALTIN, B. (1996). Neuromuscular System. En: *Encyclopedia of Gerontology*. Volume 2. Academic Press, pp 211-220.

31. HOLLOSZY, J. O.; OSCAI, L. B.; MOLÉ, P. A. y DON, I. J. (1971). Biochemical adaptations to endurance exercise in skeletal muscle. En: *Muscle Metabolism During Exercise*. Pernow B, y Saltin B (ed.). Plenum Press, New York, pp 51-61.
32. INGJER, F. (1978). Maximal aerobic power related to the capillary supply of the quadriceps femoris muscle in man. *Acta Physiol Scand*, 104,238-240.
33. INGJER, F. (1979). Effects of endurance training on muscle fibre ATP-ase activity, capillary supply and mitochondrial content in man. *J Physiol*, 294,419-432.
34. INOKUCHI, S.; ISHIKAWA, H.; IWAMOTO, S. y KIMURA, T. (1975). Age-related changes in the histological composition of the rectus abdominis muscle of the adult human. *Hum Biol*, 47,231-249.
35. IZQUIERDO, M. y LÓPEZ CALBET, J. A. (1999). Valoración funcional del metabolismo anaeróbico: Pruebas de campo. Tests de pista para la evaluación de la potencia y de la capacidad anaeróbica. En: González Iturri JJ, Villegas Gracia JA (eds) *Valoración del deportista. Aspectos biomédicos y funcionales*. Femedede, Pamplona, pp 537-571.
36. JANSSON, E. y KAIJSER, L. (1987). Substrate utilization and enzymes in skeletal muscle of extremely endurance-trained men. *J Appl Physiol*, 62,999-1005.
37. LARSSON, L. (1978). Morphological and functional characteristics of the aging skeletal muscle in man. *Acta Physiol Scand*, [Suppl 457],1-36.
38. LARSSON, L.; LI, X.; BERG, H. E. y FRONTERA, W. R. (1996). Effects of removal of weight-bearing function on contractility and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells. *Eur J Physiol*, 432,320-328.
39. LEXELL, J. (1993). Ageing and human muscle: Observations from Sweden. *Can J Appl Physiol*, 18,2-18.
40. LEXELL, J.; HENRIKSSON-LARSÉN, K.; WINBLAND, B. y SJÖSTRÖM, M. (1983). Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: Effects of aging studied in whole muscle cross sections. *Muscle Nerve*, 6,588-595.
41. LEXELL, J.; TAYLOR, C. C. y SJÖSTRÖM, M. (1983) What is the cause of aging atrophy? Total number, size and proportion of different fibre types studied in the whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurol Sci*, 84,275-294.
42. MAGANARIS, C. N.; BALTZOPOULOS, V. y SARGEANT, A. J. (1998). In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *J Physiol*, 512,603-614.
43. MCCOMAS, A. J. (1996). Ageing. En: McComas (ed) *Skeletal muscle: Form and function*. Human Kinetics, Champaign, pp 325-341.
44. NARICI, M. V.; LANDONI, L. y MINETTI, A. E. (1992). Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *Eur J Appl Physiol*, 65, 438-444.
45. PADYKULA, H. A. y HERMAN, E. (1955). The specificity of the histochemical method of adenosine triphosphatase. *J Histochem Cytochem*, 3,170-195.
46. PENMAN, K. A. (1970). Human striated muscles ultrastructural changes accompanying increased strength without hypertrophy. *Res Q*, 41,418-424.
47. PRINCE, F. P.; HIKIDA, R. S. y HAGERMAN, F. C. (1976). Human muscle fibre types in power lifters, distance runners and untrained subjects. *Eur J Appl Physiol*, 363,19-26.
48. RUTHERFORD, O. M. y JONES, D. A. (1992.) Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *Eur J Appl Physiol*, 65,433-437.
49. SANT'ANA PEREIRA, J. A. (1996). Characterisation of human skeletal muscle using molecular biological/immunochemical analysis on single fibres. En: Marconnet P, Gaulard J, Margaritis I, Tessier F (eds). *First Annual Congress, frontiers in sports science, the european perspective*. Book of abstracts pp 36-37.

50. SCHANTZ, P.; RANDALL-FOX, U.; HUTCHINSON, W.; TYDEN, A. y ÅSTRAND, P. O. (1983). Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans. *Acta Physiol Scand*, 117,219-226.
51. SCHIAFFINO, S. y REGGIANI, C. (1994). Myosin isoforms in mammalian muscle. *J Appl Physiol*, 77,493-501.
52. SJOGAARD, G. (1984). Muscle morphology and metabolic potential in elite road cyclists during a season. *Int J Sports Med*, 5,250-254.
53. SMERDU, V.; KARCH-MIZRACHI, I.; CAMPIONE, M.; LEINWAND, L. y SCHIAFFINO, S. (1994). Type IIx myosin heavy chain transcripts are expressed in type IIb fibres of human skeletal muscle. *Am J Physiol*, 267,C1723-C1728.
54. SPECTOR, S. A.; GARDINER, P. F.; ZERNICKE, R. F.; ROY, R. R. y EDGERTON, V. R. (1980). Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: implications for motor control. *J Neurophysiol*, 44,951-960.
55. STARON, R. S.; LEONARDI, M. J.; KARAPONDO, D. L.; MALICKY, E. S.; FALKEL, J. E.; HAGERMAN, F. C. y HIKIDA, R. S. (1991). Strength and skeletal muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining. *J Appl Physiol*, 70,631-640.
56. TAYLOR, J. A. y KANDARIAN, S. C. (1994). Advantage of normalizing force production to myofibrillar protein in skeletal muscle cross-sectional area. *J Appl Physiol*, 76,974-978.
57. TEMPLETON, G.; PADALINO, M.; MANTON, J.; LECONEY, T.; HALGER, H. y GLASBERG, M. (1984). The influence of rat suspension-hypokinesia on the gastrocnemius muscle. *Aviat Space Environ Med*, 55,381-386.
58. TESCH, P. A. y KARLSSON, J. (1985). Muscle fiber types and size in trained and untrained muscles of elite athletes. *J Appl Physiol*, 59,1716-1720.
59. VANDERVOORT, A. A. y NCCOMAS, A. J. (1986). Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *J Appl Physiol*. 61,361-367.
60. VAUGHAN, H. y GOLDSPIK, G. (1979). Fibre number and fibre size in a surgically overloaded muscle. *J Anat*, 129,293-303.
61. WINTER, E. M. y MAUGHAN, R. J. (1991). Strength and cross-sectional area of the quadriceps in men and women. En: *Proceedings of the Physiological Society*. University College London meeting, March, 59P.
62. YOUNG, A. (1984). The relative strength of type I and type II muscle fibres in human quadriceps. *Clin Physiol*, 4,23-32.

¿SON SIMÉTRICOS LOS PERFILES DE LA FUERZA DE REACCIÓN DEL SUELO SOBRE LA MARCHA NORMAL?

ARE GROUND REACTION FORCES
SYMMETRICAL IN NORMAL GAIT?

*Gavilanes Miranda, M.^a B.
Anza Aurteneche, M.^a S.*

Dirección para correspondencia:
M.^a Begoña Gavilanes Miranda
Instituto Vasco de Educación Física
C.U.A. Carretera Lasarte, s/n
01007 Vitoria (Álava)



M.^a Begoña Gavilanes Miranda: Licenciada en Medicina y Cirugía, C.E.S. en Medicina del Deporte, D.E.A. en Biomecánica, Doctora en Neurociencias. Profesora Titular de Biomecánica del Instituto Vasco de Educación Física - Soin Hezkuntzako Euskal Erakundeak. Responsable del Laboratorio de Biomecánica del Instituto Vasco de Educación Física.



M.^a Soledad Anza Aurteneche: Licenciada en Medicina y Cirugía, especialista en Rehabilitación, Jefe Clínico del Servicio de Rehabilitación del Hospital de Basurto (Bilbao), Responsable del Laboratorio de Análisis del Movimiento del Hospital de Basurto.

Resumen: La simetría es un aspecto importante del análisis de la marcha. El objetivo del estudio es valorar la simetría de la fuerza de reacción mediante tests estadísticos. La fuerza de reacción se obtiene mientras que los sujetos andan descalzos en un pasillo de 15 metros, sin imposición de velocidad. Se realizan 5 registros sucesivos en una sesión y otros cinco después de siete días en una segunda sesión. Se cronometra el tiempo empleado con la finalidad de hallar la cadencia de pasos por minuto y la velocidad media. La fuerza de reacción se registra mediante dos plataformas extensiométricas DINASCAN-IBV. Las características de la fuerza son muestreadas a 100 Hz y filtradas a un 40% de la frecuencia de muestreo. En la marcha normal, la fuerza de reacción obtenida en fases de apoyo consecutivas de ambas extremidades, sin ninguna imposición de velocidad, presenta una razonable simetría en el eje vertical y asimetría en la componente anteroposterior. Existe una independencia de simetría entre las componentes de la fuerza de reacción analizadas.

Palabras Clave: Simetría, fuerza de reacción del suelo, marcha normal, plataformasdinamométricas, parámetros espacio-temporales, parámetros temporales, parámetros cinéticos.

Abstract: Symmetry is an important consideration for gait analysis. The purpose of this study was to determine the symmetry of selected gait variables of ground reaction force through statistical tests. 30 barefoot normal subjects walked on a 15-m walkway at a self-selected speed. Ten trials were registered on two different test days with a difference of one week. The average speed and the cadence were measured using a chronometer. The ground reaction force was recorded using two DINASCAN-IBV force platforms at a sampling rate of 100 Hz and filtered at 40% of the sample rate. In a normal human gait at a self-selected free pace the ground reaction force of consecutive stance phases of both legs presented reasonable symmetry on the vertical axis and asymmetry in the anteroposterior component. There is an independence of symmetry between the analysed components of ground reaction force.

Key Words: Symmetry, ground reaction force, normal gait, force platforms, spatio-temporal parameters, space parameters, kinetic parameters.

INTRODUCCIÓN

La marcha humana es una actividad cíclica que se caracteriza por el contacto alternativo con el suelo de cada una de las extremidades inferiores. En cada ciclo se producen 12 arcos de movimiento del tobillo, la rodilla y la cadera de ambas piernas, facilitando la progresión hacia adelante del cuerpo, la estabilidad dinámica, la mejora del impacto y la conservación de la energía (Inmam y col 1981).

A simple vista las personas normales presentan una marcha simétrica, entendiéndose por tal la interacción armoniosa de las piernas derecha e izquierda. Fisher y Gullickson (1978) propusieron que la simetría de las extremidades inferiores reduce el costo metabólico de la marcha al disminuir la perturbación de la trayectoria del centro de gravedad del cuerpo. Esta percepción de simetría ha conducido a que muchos investigadores interesados en el análisis de la locomoción asumieran que el comportamiento de la pierna derecha es similar al de la izquierda y viceversa, observándose claramente una marcha asimétrica cuando hay una diferencia anatómica de las extremidades o una patología. Además en muchos estudios de la marcha patológica se ha asumido como válida la comparación de la pierna patológica con la sana para establecer su grado de incapacidad. La simetría ha sido asumida también para predecir parámetros cinemáticos y cinéticos (Chou y col, 1995).

Los resultados de trabajos experimentales realizados hasta la actualidad sobre simetría de la fuerza de reacción del suelo son contradictorios como se puede observar en la tabla 1.

Tabla 1. Síntesis de los trabajos realizados sobre simetría de la fuerza de reacción del suelo (FRS) durante la marcha normal. CG: centro de gravedad

Autor	Pasos estudiados	Sujetos	Velocidad	Registros	Parámetros	Resultados
Hamill y col 1984	No sucesivos	10	Impuesta	5	Fz,Fx,Fy	simetría
Herzog y col 1989	No sucesivos	33	Impuesta	10	Fz,Fx,Fy	asimetría
Laessel y col 1992	No sucesivos	50	No impuesta		Fz,Fx,Fy	asimetría
Giakas y col 1996	No sucesivos	10	No impuesta	15	Fz,Fx,Fy	simetría
Crowe y col 1996	Sucesivos	155	No impuesta	10	CG	simetría

Es de resaltar que en la mayoría de los trabajos solo se ha utilizado una plataforma, y únicamente Crowe y col (1996) registraron la fuerza de reacción del suelo (FRS) durante dos fases de apoyo sucesivas y por tanto con dos plataformas. Claramente hay una ausencia de datos contra los cuales comparar y valorar las posibles desviaciones de los perfiles de la FRS obtenidos en condiciones próximas a las habituales de la marcha. El objetivo del presente estudio ha sido precisamente examinar los perfiles de la FRS durante las fases de apoyo pertenecientes a la misma zancada. Los resultados obtenidos pueden tener relevancia tanto en el mundo del deporte como en la clínica al servir de referencia a entrenadores y médicos para comparar la función de las extremidades inferiores, entender mejor la cinética de la marcha normal y sus desviaciones, reflexionar sobre los mecanismos neurales que controlan el movimiento, evaluar la repercusión de la práctica de un deporte asimétrico sobre la marcha, establecer criterios que permitan distinguir objetivamente la mar-

cha patológica de la normal, cuantificar el grado de anormalidad y valorar los tratamientos empleados.

Nuestros resultados indican que existe la componente vertical de la FRS de ambas piernas es simétrica y la anteroposterior asimétrica.

MATERIAL Y MÉTODO

Estudiamos diecinueve parámetros para cada extremidad inferior (EEII) previamente identificados como descriptores representativos de la FRS (Bates y col 1983, Nigg 1986) y listados en la tabla 2.

Sujetos

30 sujetos sanos, 16 hombres y 14 mujeres, han participado en el estudio. La diferencia de longitud de ambas piernas no era patológica. El valor medio de la edad era $25,7 \pm 7,68$ años, el del peso $657,52 \pm 132,20$ Newton (N), y el de la altura $1,69 \pm 0,10$ m.

Recogida de datos

Cada sujeto ha sido valorado en dos sesiones separadas de un intervalo de 45 días.

Durante cada una de las dos sesiones la fuerza de reacción ha sido evaluada en cinco registros válidos obtenidos sin ninguna imposición de velocidad, cadencia de paso o longitud del mismo. Entre cada registro el sujeto descansaba tres minutos. Previamente los participantes se familiarizaban con la tarea a realizar hasta conseguir una marcha normal.

El número total de registros obtenido ha sido 600 (300 registros x 2 sesiones). Al comienzo de la medición se realizaba un ajuste de cero de las plataformas. Posteriormente se registraba su peso expresado en Newton.

Los sujetos eran observados por el investigador para valorar si los registros eran deficientes o correctos. Se han considerado deficientes, y por lo tanto eliminado, aquéllos en los que parte del pie había quedado fuera de la plataforma o los que se obtenían cuando el sujeto había modificado la longitud de paso, alargándolo o acortándolo, para aterrizar sobre la primera plataforma, lo cual afecta a las medidas de la FRS (Abendroth-Smith 1996).

Como el tipo de calzado modifica la FRS (Nigg B 1986) para evitar su influencia los sujetos andaban descalzos.

La distancia a recorrer variaba entre 12 y 15 metros. No se debía mirar las plataformas ubicadas en un foso a lo largo de la trayectoria para no modificar ni la cadencia ni la longitud de paso. Se cronometraba el tiempo empleado en recorrerlos, a fin de obtener la velocidad ($v = e/t$, ms⁻¹).

Instrumentación

La FRS se ha registrado mediante dos plataformas extensiométricas DINASCAN-IBV (fig.1) diseñadas y construidas en el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV). Las características de la fuerza han sido muestreadas a 100 Hz y filtradas a un 40% de la frecuencia de muestreo. Previamente al estudio las plataformas fueron calibradas mediante máquinas de ensayo con el fin de registrar fiablemente la fuerza de reacción del suelo.

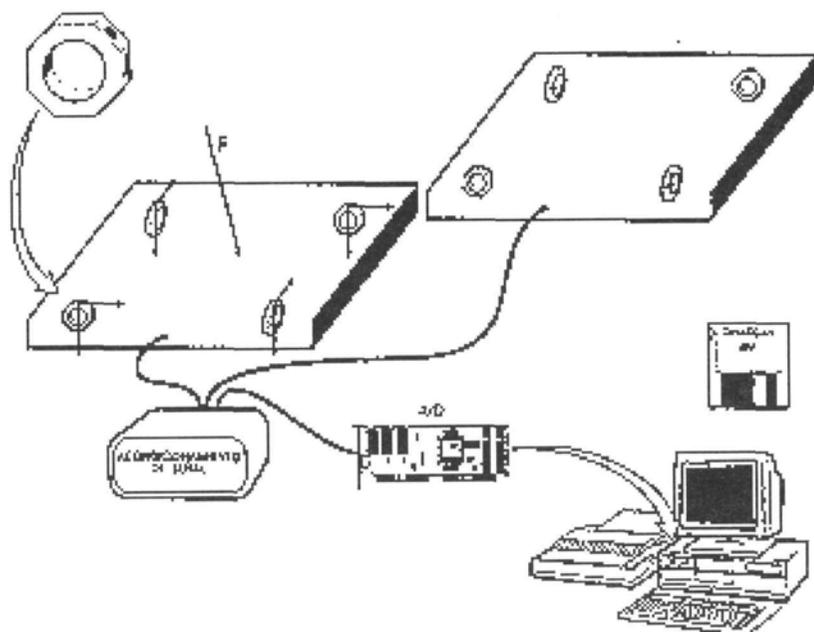


Figura1.A. Esquema de las plataformas de fuerza, IBV, utilizadas para medir la fuerza de reacción de la tierra. Con autorización.

Análisis de los datos

Utilizando el programa DINASCAN-IBV v 7.6 se obtuvieron los parámetros de la fuerza de reacción del suelo. Posteriormente y con el fin de comparar los parámetros de ambas piernas se procedió a su normalización. Algunos de los parámetros espacio-temporales se normalizaron respecto a la duración del ciclo de la marcha, los parámetros cinéticos con relación al peso corporal y los temporales respecto a la fase de apoyo. Las unidades son respectivamente porcentaje del ciclo de la marcha (%CM), múltiplos del peso corporal (PC), múltiplos del impulso del peso del cuerpo para los impulsos (IPC), múltiplos del peso del cuerpo entre segundo para los gradientes de carga y de descarga, y para los parámetros temporales porcentaje de la fase de apoyo (%FA).

Tabla 2. Parámetros de la FRS normalizados

<i>Parámetros espacio-temporales</i>	<i>Parámetros cinéticos</i>
Velocidad (v ms ⁻¹)	Extremidades inferiores derecha e izquierda
Fase apoyo pierna derecha (%CM)	Fuerza z de Apoyo (PC)
Fase apoyo pierna izquierda (%CM)	Fuerza z de Valle (PC)
Fase de oscilación pierna derecha (%CM)	Fuerza z de Despegue (PC)
Fase de oscilación pierna izquierda (%CM)	Fuerza xMax (PC)
	Fuerza xMin (PC)
<i>Parámetros temporales</i>	Impulso Frenado z (IPC)
Extremidades inferiores derecha e izquierda (%FA)	Impulso Despegue z (IPC)
Tiempo de Fz Apoyo	Impulso FxPos (IPC)
Tiempo de Fz Valle	Impulso FxNeg (IPC)
Tiempo de Fz Despegue	Gradiente de carga (PCs-1)
Tiempo de FxMax	Gradiente de descarga (PCs-1)
Tiempo de FxMin	

Análisis estadístico

Los valores medios y las desviaciones estándar de los parámetros estudiados se han obtenido considerando todos los registros. Para comparar las características de la FRS de las dos piernas se ha utilizado el Análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas, del paquete estadístico el SPSS Inc., con cinco niveles de factor siendo éste la extremidad inferior. El nivel de significación adoptado ha sido de 0.05.

RESULTADOS

Los valores medios y desviaciones estándar de los parámetros estudiados de ambas extremidades inferiores obtenidos durante la marcha con una velocidad media de 1,5 ms⁻¹ en las dos sesiones son presentados en las siguientes tablas (3, 4, 5, 6, 7).

Tabla 3. Estadísticos descriptivos de los parámetros espacio-temporales

	1ª sesión				2ª sesión			
	EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA		EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA	
	x	sd	x	sd	x	sd	x	sd
Fase apoyo (%CM)	59,6	1,8	60,8	1,5	60,1	4,4	59,9	22,1
Fase oscilación (%CM)	40,4	1,8	39,2	1,5	39,9	4,4	40,1	3,2

Tabla 4. Estadísticos descriptivos de los parámetros cinéticos normalizados de la componente vertical

	1ª sesión				2ª sesión			
	EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA		EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA	
	x	sd	x	sd	x	sd	x	sd
Fuerza z de Apoyo (PC)	1,17	0,12	1,17	0,13	1,17	0,14	1,18	0,12
Fuerza z de Valle (PC)	0,7	0,08	0,7	0,1	0,6	0,12	0,69	0,11
Fuerza z de Despegue (PC)	1,11	0,1	1,14	0,1	1,13	0,09	1,15	0,08
Impulso Frenado z (IPC)	0,41	0,049	0,41	0,055	0,40	0,05	0,40	0,05
Impulso Despegue z (IPC)	0,42	0,045	0,42	0,05	0,43	0,04	0,43	0,05
Gradiente de carga (PCs-1)	9,09	1,99	9,18	2,15	9,03	2,17	9,07	2,21
Gradiente de descarga (PCs-1)	8,31	0,86	8,38	1,44	8,49	1,55	8,36	1,63

Tabla 5. Estadísticos descriptivos de los parámetros cinéticos normalizados de la componente antero-posterior

	1ª sesión				2ª sesión			
	EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA		EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA	
	x	sd	x	sd	x	sd	x	sd
Fuerza xMax (PC)	0,22	0,04	0,21	0,05	0,23	0,05	0,22	0,04
Fuerza xMin (PC)	-0,22	0,04	-0,25	0,05	-0,22	0,04	-0,27	0,05
Impulso FxPos (IPC)	0,059	0,001	0,051	0,01	0,059	0,016	0,054	0,011
Impulso FxNeg (IPC)	-0,05	0,0008	-0,05	0,01	-0,05	0,009	-0,06	0,01

Tabla 6. Estadísticos descriptivos de los parámetros temporales de la componente vertical

Parámetros (%FA)	1ª sesión				2ª sesión			
	EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA		EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA	
	x	sd	x	sd	x	sd	x	sd
Tiempo de Fz Apoyo	22	2,4	22	3	22	3	22	5
Tiempo de Fz Valle	47	4	47	5	47	4	47	5
Tiempo de Fz Despegue	77	2,3	77	2	77	3	77	2

Tabla 7. Estadísticos descriptivos de los parámetros temporales normalizados de la componente antero-posterior

Parámetros (%FA)	1ª sesión				2ª sesión			
	EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA		EEII DERECHA		EEII IZQUIERDA	
	x	sd	x	sd	x	sd	x	sd
Tiempo de FxMax	14	4	14	4	14	4	15	6
Tiempo de FxMin	87	1,6	86	2	88	2	86	2

El análisis estadístico no muestra diferencia significativa ($p < 0,05$) en la componente vertical, ni en los parámetros cinéticos ni temporales, entre la pierna derecha y la izquierda. Es de señalar la igualdad de los tiempos de aparición de FzA, FzV, FzD en ambas piernas. Los resultados son consistentes al repetirse en las dos sesiones (tablas 8 y 9).

La componente de la fuerza paralela al sentido de la marcha presenta asimetría tanto en los parámetros cinéticos como en los temporales, con predominio de la pierna derecha en la fase de frenado y predominio de la pierna izquierda en la fase de propulsión (tabla 10).

La duración de las fases de apoyo y oscilación son diferentes para ambas piernas en la primera sesión.

Tabla 8. Simetría de parámetros temporales relativos de la zancada

Parámetros (%FA)	1ª sesión		2ª sesión	
	n	p	n	p
Fase apoyo	30	0,002*	30	0,3
Fase de oscilación	30	0,002*	30	0,3

Tabla 9. Simetría de parámetros cinéticos

Parámetros (%FA)	1ª sesión		2ª sesión	
	n	p	n	p
Extremidad inferior				
Fuerza z de Apoyo (PC)	30	0,82	30	0,68
Fuerza z de Valle (PC)	30	0,77	30	0,84
Fuerza z de Despegue (PC)	30	0,24	30	0,31
Impulso Frenado z (IPC)	30	0,43	30	0,4
Impulso Despegue z (IPC)	30	0,38	30	0,57
Gradiente de carga (PCs-1)	30	0,84	30	0,94
Gradiente de descarga (PCs-1)	30	0,69	30	0,73
Fuerza xMax (PC)	30	0,046*	30	0,85
Fuerza xMin (PC)	30	0,08	30	0,00*
Impulso FxPos (IPC)	30	0,023	30	0,3
Impulso FxNeg (IPC)	30	0,00*	30	0,00*

Tabla 10. Simetría de parámetros temporales

Parámetros (%FA)	1ª sesión		2ª sesión	
	n	p	n	p
Tiempo de Fz Apoyo	30	0,88	30	0,88
Tiempo de Fz Valle	30	0,33	30	0,83
Tiempo de Fz Despegue	30	0,78	30	0,87
Tiempo de FxMax	30	0,91	30	0,4
Tiempo de FxMin	30	0,004*	30	0,00*

DISCUSIÓN

El propósito del estudio era examinar la simetría de las características de la FRS durante las fases de apoyo consecutivas de ambas extremidades inferiores, utilizando dos plataformas de fuerza.

Los resultados pueden considerarse representativos al tomarse una muestra de 30 sujetos, obtenerse cinco registros válidos en cada sujeto y en dos sesiones separadas de un intervalo de 45 días.

El error debido al test ha sido eliminado al aceptar para análisis posteriores solo los registros en los cuales los sujetos contactaban las plataformas en buenas condiciones. La medición del rendimiento era independiente del investigador al depender de las dos plataformas de fuerza que habían sido calibradas antes de comenzar el estudio para obtener medidas fiables.

Las componentes de la FRT valoradas han sido la vertical y la antero-posterior por ser las más características (Miller 1990) y reproducibles (Winter 1984, Hamill y McNiven 1990, Giakas y Baltzopoulos 1997, Gavilanes y col 1998). La componente medio-lateral no ha sido objeto de estudio al ser muy variable intra e interindividuos condicionando tal variabilidad un cierto grado de asimetría.

Las fases de apoyo y oscilación de ambas piernas no son simétricas en la primera sesión probablemente por el condicionamiento que supone la ubicación de las plataformas, una a continuación de la otra.

El análisis de la simetría de la componente vertical de la FRS indica que ni la pierna derecha ni la izquierda se utilizan predominantemente en esta dirección o lo que es lo mismo los parámetros temporales y cinéticos no presentan diferencias significativas entre ambas piernas. Resultados similares a los de Hamill y col (1984), Giakas y Baltzopoulos (1996) y contrarios a los de Herzog y col (1989), Laessel y col (1992) y Chavet y col (1997). Nuestros hallazgos, diferentes a los de Singh 1970, sustentan que ambas piernas soportan el peso por igual cuando están apoyadas y que las características cinemáticas del centro de gravedad en el eje vertical durante la fase de apoyo de ambas piernas son similares.

La interpretación de los resultados obtenidos por diferentes autores tiene que hacerse en función de la definición de simetría utilizada, así si ésta implica la perfecta concordancia de la cinética externa y de la cinemática de las piernas izquierda y derecha los autores encuentran asimetría, si por el contrario la definición es la interacción armoniosa de las piernas derecha e izquierda los autores hallan simetría. Con la primera definición los autores establecen índices de simetría y hallan valores de los mismos compatibles con la normalidad y valores atribuibles a la marcha patológica.

Los parámetros cinéticos de la componente vertical presentan más variabilidad, aunque no significativa, que los temporales. Los tiempos de aparición de los picos y del valle son iguales en ambas piernas y en las dos sesiones. Estos tiempos identifican relaciones temporales entre momentos específicos de la fase de soporte. Schmidt (1985) sugirió que el *timing* relativo en diferentes patrones del movimiento supone un control fijo de una actividad.

Con respecto a la componente de la FRS paralela al sentido de la marcha nuestros resultados muestran asimetría de los parámetros cinéticos, resultados contrarios a los de Hamill y col (1984) y Giakas y Baltzopoulos (1996) que encuentran simetría en esta componente utilizando una plataforma e imponiendo la velocidad. Herzog y col (1989) y Laessel y col (1992) sin embargo encuentran asimetría en pasos no sucesivos. Nuestros resultados muestran que la primera parte de esta componente de la pierna derecha es mayor que la de la izquierda implicando mayor disminución de la velocidad horizontal del centro de gravedad mientras que esta extremidad está apoyada en el suelo. La asimetría se mantiene en las dos sesiones. La segunda parte de esta misma componente presenta una asimetría opuesta, la extremidad izquierda tiene valores superiores en ambas sesiones indicando aceleración en el eje horizontal. En otras palabras, existe un cambio de signo de la diferencia de la componente antero-posterior de ambas extremidades durante la fase de apoyo.

Los tiempos de aparición del pico de la fuerza mínima en el eje antero-posterior en ambas piernas presentan asimetría, tardando menos tiempo en aparecer en la pierna izquierda.

La asimetría en el eje horizontal puede ser la consecuencia de estrategias de control utilizadas por los sujetos para ajustar el paso con el fin de contactar la extremidad inferior izquierda en la segunda plataforma ubicada inmediatamente a continuación de la primera y después de pasarla continuar caminando hasta el final del laboratorio. Las estrategias utilizadas al influir sobre la FRS también afectan a la cinemática del centro de gravedad del cuerpo condicionada además por la actividad eléctrica muscular. Crowe y col (1996) utilizaron dos plataformas separadas 15 cm y hallaron simetría del desplazamiento del CG en el eje antero-posterior.

La diferencia en las magnitudes de los picos de la fuerza antero-posterior y de sus tiempos de aparición conlleva una asimetría de los impulsos, siendo mayor el de frenado en la pierna derecha y el de propulsión en la izquierda.

Los resultados obtenidos en el presente trabajo pueden ser utilizados para evaluar desviaciones de la simetría de la FRS, tanto en el deporte como en medicina, considerando los diferentes parámetros de la componente vertical.

Nuestra intención es continuar en esta línea de investigación sobre la marcha humana, estudiar la actividad muscular de ambas extremidades en pasos sucesivos y relacionar los hallazgos de ambos trabajos.

CONCLUSIÓN

En la marcha normal, la FRS obtenida en fases de apoyo consecutivas de ambas extremidades, pertenecientes a una misma zancada, en sujetos sanos, sin ninguna imposición de velocidad, presenta una razonable simetría en el eje vertical y asimetría en la componente anteroposterior, mostrando independencia de simetría de una componente de la FRS a otra.

Agradecimientos

Agradecemos la colaboración inestimable de Antonio Escobar en la realización del análisis estadístico y la participación de los estudiantes del Instituto Vasco de Educación Física-Soin Hezkuntzako Euskal Erakundea (Vitoria-Gasteiz) y del personal sanitario del Hospital de Ba-surto de Bilbao.

Este trabajo ha sido financiado por el Instituto Vasco de Educación Física-Soin Hezkuntzako Euskal Erakundea (Vitoria-Gasteiz) y el Departamento de Cultura y Euskera de la Diputación Foral de Alava.

BIBLIOGRAFÍA

- Abendroth-Smith, J. (1996). Stride adjustments during a running approach toward a force plate. *Research quarterly for exercise and Sport*, 67, 1:97-101.
- Bates, B. T.; Osternig, L. R.; Sawhill, J. A. y Hamill, J. (1983). Identification of critical variables describing ground reaction forces during running. In: *Biomechanics VII B*. Baltimore, MD: University Park Press.
- Chao, E. Y.; Laughman, R. K. y Stauffer, R. N. (1980). Biomechanical gait evaluation of pre and postoperative total knee replacement patients. *Arch Orthop Traum Surg* 97: 309-317.
- Chatinier, K. y Rozandal, R. H. (1970). Temporal symmetry of gait of selected normal human subjects. *Anatomy*: 353-361.
- Chavet, P.; Lafortune, M. A. y Gray, J. R. (1997). Asymmetry of lower extremity responses to external impact loading. *Human movement science* 16: 391-407.
- Chou, L. S.; Song, S. M. y Draganichh, L. F. (1995). Predicting the kinematics and kinetics of gait based on the optimum trajectory of the swing limb. *J biomechanics*, 28: 377-385..
- Fisher, S. V. y Gullickson, G. Jr. (1978) Energy cost of ambulation in health and disability, literature review. *Arch Phys Med Rehabil* 59: 124-133.
- Gavilanes, B.; Anza, M. S. y Escobar, A. (1998). Biomecánica de la marcha. Reproducibilidad de la fuerza de reacción de la tierra. *Kirola Ikertuz* 15:11-31.
- Giakas, G. y Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture* 5: 189-197.
- Hamill, J.; Bates, B. y Knutzen, K. (1984). Ground reaction force symmetry during walking and running. *Research quarterly for exercise and sport* 55 (3): 289-293.
- Hamill, J. y McNiven, S. Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Hum Move Sci* 1990, 9:117-131.
- Herzog, W.; Nigg, B.; Read, L. y Olsson, E. (1989) Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and science in sports and exercise* 21 (1): 110-114.

- Innam, V. T.; Ralston, H. J. y Tood, F. (1981). Human walking. Baltimre, MD: Williamns and Wilkins.
- Laassel, E. M.; Voisin, P. H.; Loslever, P. y Herlant, M. (1992). Analyse de la dyssymétrie des deux membres inférieurs au cours de la marche normale. *Ann Réadaptation Méd Phys* 35: 159-173.
- Liu, X. C.; Fabry, G.; Molenaers, G.; Lammens, J. y Moens, P. (1998). Kinematic and kinetic asymmetry in patients with leg-length discrepancy. *J Pediatr Orthop* 18(2):187-9.
- Matusaka, N.; Fujita, M.; Hammamura, A.; Norimatsu, T. y Suzuki, R. (1985) Relationship between right and left legs in human gait, from a viewpoint of balance control. In D.A. Winter, RW Norman, RP Wells, KC Hayes y AE Patla (Eds), *Biomechanics IX-A*, Champaign, IL: Human Kinetics: 427-430.
- Miller, D.I. (1990). Ground reaction forces in distance running. In: *Biomechanics of distance running*. Champaign IL: -Human Kinetics:203-224.
- Nigg, B. M. (1986). *Biomechanics of human shoes*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Singh, I. (1970). Functional asymmetry in the lower limbs. *Acta anat* 77: 131-138.
- Schmidt, R. A. (1985). The search for invariances in skilled movement behavior. *Research Quarterly for exercise and sport* 56: 188-200.
- Winter, D. A. (1984). Kinematic and Kinetic patterns in human gait. Variability and compensatory effects. *Hum Movement Sci* 3: 51-76.

LA FUERZA PROPULSIVA DURANTE EL NADO. ESTADO ACTUAL DE CONOCIMIENTOS

THE PROPULSION FORCES DURING
SWIMMING: ACTUAL STATE
OF THE KNOWLEDGE

*Llana, S.
Brizuela, G.
Tella, V.*

Dirección para correspondencia:

Salvador Llana Belloch
F.C.A.F.D. Universidad de Valencia
Ctra. Valencia-Cheste, s/n
46380 Cheste
Valencia
Tel.: 962 511 411 Fax: 962 512 403
E-mail: Salvador.Llana@uv.es



Salvador Llana Belloch: Doctor por la Universidad de Valencia.
Profesor de Biomecánica.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia.



Gabriel Brizuela Costa: Doctor por la Universidad de Valencia.
Profesor de Biomecánica.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia.



Víctor Tella Muñoz: Doctor por la Universidad de Valencia.
Profesor de la Especialidad de Natación.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia.

Resumen: En 1968 J. E. Counsilman postuló que la propulsión durante el nado podía ser explicada mediante la ley de acción-reacción (teoría propulsiva de arrastre). Tres años más tarde, y tras analizar filmaciones subacuáticas, Brown y Counsilman llegaron a la conclusión de que la teoría propulsiva de arrastre era incompleta, postulando que durante el nado gran parte de la propulsión es debida a la fuerza de elevación o sustentación según el principio de Bernoulli. Una década después, C. Colwin propuso la posibilidad de que la propulsión humana fuese debida, al menos en parte, a la formación de vórtices generados durante la tracción subacuática, y en 1993 E. Maglischo propone nuevamente a la ley de acción-reacción como principal responsable de la propulsión, pero aportando una visión diferente a la postulada en 1968 que permitiría explicar la importancia del ángulo de ataque de la mano.

Son diversas las aproximaciones metodológicas que se han realizado con el objeto de medir las fuerzas propulsivas de los nadadores (R. Schleinhau, 1977; Llana y cols., 1998). Sin embargo, a finales del s.XX todavía no existe una teoría unificada de la propulsión humana en el medio acuático lo que, a su vez, dificulta la posibilidad de cuantificar la fuerza que el nadador aplica durante su desempeño.

El objetivo de la presente comunicación es presentar el estado actual de conocimientos sobre la fuerza propulsiva de los nadadores y las diferentes metodologías para su estudio.

Palabras Clave: Biomecánica; Natación; Fuerzas de propulsión.

Abstract: In 1968 J. E. Counsilman stated that propulsion during swimming could be explained by means of the action-reaction law (propulsive theory of drag). Three years later, and after analyzing subaqueous films, Brown and Counsilman reached the conclusion that the propulsive theory of drag was incomplete, postulating that during the swim great part of the propulsion is due to the force of elevation or sustentation according to the principle of Bernouilli. One decade later C. Colwin proposed the possibility that human propulsion is caused by, at least in part, the formation of vortices generated during the subaqueous traction. In 1993 E. Maglischo proposes again the law of action-reaction as responsible for the propulsion, but from a different point of view from the one postulated in 1968 that would permit an explanation of the importance of the angle of attack of the hand.

Many methodological approaches have been made with the intention of measuring the propulsive forces of swimmers (R. Schleinhauf, 1977; Trowel et al. 1998).

Nevertheless, at the end of XX century there does not exist a unified theory of human propulsion in the water which makes the possibility of quantifying the force that the swimmer applies during his performance difficult.

The objective of this communication is to offer the present state of knowledge on the propulsive force of swimmers and the different methodologies used to study it.

Key Words: Biomechanics; Swimming; Propulsion forces.

La natación es un deporte que se practica en la interfase de dos fluidos. Uno de ellos, el agua, posee unas características que permiten a los seres vivos en general, y al ser humano en particular, flotar y desplazarse en su interior. Esto es posible gracias a las denominadas fuerzas propulsivas. Dichas fuerzas se rigen según las leyes de la física de fluidos cuyos postulados datan de principios de siglo. Sin embargo, la explicación científica apoyada en estas leyes no se ha aplicado al nado hasta 1980-1985.

A continuación se presenta un breve repaso histórico de las diferentes hipótesis aportadas por los autores más relevantes referentes al modo en que los seres humanos generamos las fuerzas propulsivas.

La primera aproximación a la propulsión humana consistió en asimilarla a la realizada con las palas de los barcos, por lo que se proponía que la trayectoria descrita por la mano fuera semicircular y con el codo completamente extendido. Sin embargo, la observación de filmaciones subacuáticas llevó a la conclusión de que este postulado no se cumplía y que los nadadores flexionan el codo durante la tracción subacuática.

Teniendo en cuenta la citada consideración, en 1968 J. E. Counsilman postuló que la propulsión generada por las manos de los nadadores podía ser explicada mediante la **tercera ley de Newton o ley de acción-reacción**. Según sus postulados la mano debía entrar al agua con el codo extendido, para posteriormente flexionarse y volverse a extender. De esta manera resultaría posible empujar el agua durante un mayor recorrido horizontal hacia atrás y, por reacción, desplazar su cuerpo hacia delante a mayor velocidad. La aceptación de esta teoría, conocida como **teoría propulsiva de arrastre**, dio lugar a la terminología todavía hoy utilizada de:

- Agarre: instante en que resulta posible "coger" agua.
- Tirón: primera mitad de la tracción, cuando el codo se flexiona.
- Empuje: segunda mitad de la tracción, cuando el codo se extiende.

El propio Counsilman observó como los mejores nadadores no realizaban trayectorias rectilíneas, sino que las manos describían un patrón de "S". No obstante, lejos de revocar la propulsión mediante la ley de acción-reacción, llegó a la conclusión de que esta trayectoria permitía empujar mejor el agua hacia atrás debido a que los cambios de trayectoria de la mano permitían al nadador "apoyarse en aguas quietas": una vez el agua es acelerada hacia detrás, adquiere momento lineal (cantidad de movimiento; $P = m \cdot v$) de manera que seguir acelerándola resulta tanto más difícil cuanto mayor es su velocidad, por consiguiente, al modificar la trayectoria de la mano se consigue mover aguas que no poseen movimiento (aguas quietas = sin momento lineal).

Hasta dichas fechas todos los estudios relativos a la propulsión se habían realizado tomando como sistema de referencia el cuerpo del nadador, lo que se conoce como un **sistema de referencia local**, es decir, que se representa la trayectoria de la mano en relación a un sistema de referencia móvil. En el año 1971 Brown y Counsilman publican los resultados del primer estudio utilizando un **sistema de referencia inercial o fijo**. Este estudio es considerado, en palabras de Maglischo (1993) como "la más importante contribución a la biomecánica de la natación hasta la década de los 70". En este clásico estudio se filmaron mediante técnicas de fotogrametría estroboscópica nadadores que portaban luces en sus manos en una piscina oscura. Los resultados fueron sorprendentes: las trayectorias

descritas por las manos tenían un componente más vertical y/o lateral que horizontal hacia atrás. En otras palabras, los nadadores se impulsan utilizando **movimientos de zingladura** en los que los movimientos de la mano hacia arriba-abajo y hacia dentro-fuera son más importantes que los movimientos hacia atrás.

Estos resultados contradecían la teoría hasta la fecha aceptada, puesto que el movimiento hacia atrás de la mano no es el movimiento más significativo durante la tracción subacuática. Brown y Counsilman postularon que los movimientos de zingladura eran propulsivos debido a que generaban la denominada **fuerza de elevación o sustentación**, según postula el teorema de Bernouilli. En el siglo XVIII, los hermanos Bernouilli demostraron matemáticamente una propiedad básica de los fluidos (en su honor recibe el nombre de **teorema de Bernouilli**) que permite explicar la aparición de la fuerza de sustentación en ciertas circunstancias. Dicho teorema indica que "la velocidad de las partículas de un fluido y la presión que éstas ejercen lateralmente, son valores inversamente proporcionales, es decir, que su suma permanece constante". Este principio de Bernouilli, indica que cuando aumenta la velocidad del fluido la presión que dicho fluido ejerce disminuye y viceversa. Consecuentemente el gradiente de presiones que se genera una fuerza ascensional o de sustentación. La fuerza de sustentación es evidente cuando el sólido que viaja a través del fluido presenta un perfil asimétrico, como el ala de un avión o la de un pájaro.

Esta teoría adquirió gran aceptación en las décadas de los 70 y 80, de manera que la fuerza propulsiva sería la suma de dos componentes; el componente de la fuerza de arrastre y el componente de la fuerza de sustentación. Así, en 1977 R. Schleihauf realizó una réplica en plástico de la mano y la introdujo en un canal de agua que se desplazaba a velocidad conocida, midiendo de esta manera los valores de la fuerza de arrastre y la fuerza de sustentación en función del ángulo de ataque de la mano y de la velocidad del agua. De este modo, se determinó que el ángulo de ataque óptimo para generar fuerza de sustentación era de unos 40°, es decir, unos 20° menos que el óptimo para una ala estándar de similar perfil.

A mediados de la década de los 80 aparece una nueva perspectiva en el estudio de la propulsión humana en el agua. Surge como consecuencia del estudio del nado de los peces y de las corrientes de agua que son generadas durante los movimientos propulsivos. Cecil Colwin propuso en los años 1984 y 1985 la posibilidad de que la propulsión humana fuese debida, al menos en parte, a la formación de vórtices. Propuso que los nadadores eficientes son capaces de generar dos tipos de vórtices que dan lugar a dos tipos de propulsión: la propulsión debida al aumento de la fuerza de elevación como consecuencia de un vórtice circulante alrededor de un perfil ("**foil propulsión**"), y la debida a la generación de vórtices en forma de anillo ("**fling-ring propulsión**"). Dichos vórtices son generados como consecuencia del gradiente de presiones alrededor de un perfil según indica el teorema de Bernouilli.

Como se ha presentado hasta aquí, son dos las leyes del movimiento que justifican la propulsión de los nadadores: la ley de acción-reacción y el teorema de Bernouilli. No obstante, todavía estamos lejos de conocer cual de las dos es más importante, en que porcentaje contribuye cada una de ellas en las diversas fases de la brazada o patada y, mucho más lejos aún, de una teoría unificada de la propulsión humana en el medio acuático. Así en 1992, Maglischo escribe "en el estado actual de conocimientos, desconocemos que leyes

del movimiento son utilizadas por los nadadores para propulsar sus cuerpos a través del agua. Existen varias teorías pero ninguna ha sido probada de manera concluyente" (Costill y cols., 1992). Este importante autor atribuye a la fuerza de sustentación el principal papel en la propulsión acuática, pero con una interpretación novedosa (Maglischo, 1993). La clave de esta nueva interpretación hay que buscarla en el efecto combinado de la trayectoria y velocidad de la mano durante la fase subacuática y el denominado **ángulo de ataque de la mano**: si se cumpliera Bernouilli la fuerza de sustentación podría generarse con pequeños cambios en la forma de la mano del nadador y no sería necesario modificar el ángulo de ataque de la mano. Sin embargo, diversos estudios (Hinrichs, 1986; Maglischo y cols., 1986; Schleihauf, 1978, 1986; Schleihauf y cols., 1988) muestran como la máxima eficiencia propulsiva se obtiene a determinados ángulos de ataque. Según propone el agua puede ser desplazada hacia atrás con determinados ángulos de ataque de la mano cuando ésta se desplaza con movimientos en diagonal, al igual que un golfista puede desplazar la bola en una dirección diferente a la del movimiento del stick cuando éste presenta un determinado ángulo de ataque.

Al igual que en el resto de actividades físico-deportivas, en el estudio biomecánico del nado se pueden diferenciar dos metodologías de trabajo que permiten obtener información de las variables de interés (fuerzas propulsivas en este caso):

- a) **Métodos cinéticos**: cuando se registra la fuerza de manera directa, es decir, que utiliza transductores de fuerza como plataformas dinamométricas, células de carga, dinamómetros, etc. Estos métodos tienen la ventaja de ser relativamente baratos, de fácil manejo y de presentar los resultados en tiempo real. Pero presentan el inconveniente de que el aumento de resistencia ofrecida al nadador (gomas, cables rígidos) modifica la técnica de nado.
- b) **Métodos cinemáticos**: se miden variables como la posición, la velocidad y la aceleración tanto lineales como angulares, mediante sistemas de fotogrametría vídeo o cine. Con estos datos, junto con datos antropométricos, se puede realizar el denominado **análisis cinético inverso**, que consiste en calcular (no medir) las fuerzas aplicadas durante el desempeño de los nadadores. Este método no interfiere en la técnica de nado, sin embargo, requiere de un instrumental caro y de difícil manejo, y los resultados no pueden mostrarse en tiempo real, puesto que se requiere un laborioso procesamiento de los datos primarios.

BIBLIOGRAFÍA

- Brown, R. M. y Counsilman, J. E. (1971). The role of lift in propelling swimmers. En J.M. Cooper (Editor), Biomechanics. Chicago: Athletic Institute.
- Colwin, C. (1984a). Fluid dynamics: Vortex circulation in swimming propulsion. En T.F. West (Editor) American Swimming Coaches Association world clinic yearbook 1984. Fort Lauderdale, F.L.
- Colwin, C. (1985a). Essential fluid dynamics of swimming propulsion. American Swimming Coaches Association Magazine.
- Costill, D. L.; Maglischo, E. W. y Richardson, A. B. (1992). Swimming. Blackwell Scientific Publications. London.
- Counsilman, J. E. (1968). The science of swimming. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.

- Hinrichs, R. (1986). Biomechanics of butterfly. En T. Johnston, J. Woolger, & D. Scheider (Editores) American Swimming Coaches Association world clinic year book. Fort Lauderdale.
- Maglischo, E. W. (1993). Swimming even faster. Mayfield Publishing Company. Muountain View, California.
- Maglischo, C. W.; Maglischo, E. W.; Higgins, R.; Hinrichs, R.; Luedtke, D.; Schleihauf, R. E. y Thayer, A. (1986). A biomechanic analysis of the 1984 US olimpik swimming team: the distance freestyles. *Journal of Swiming Research*, 2 (3), 12-16.
- Schleihauf, R. E. (1976). A hydrodynamic analysis of breaststroke pulling efficiency. *Swimming Technique*, 12, 100-105.
- Schleihauf, R. E. (1977). Swimming propulsion. A hidrodinamic analisis. En R. Ousley (Editor) American Swimming Coaches Association world clinic yearbook 1977. Fort Lauderdale, F.L.
- Schleihauf, R. (1979). A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. En J. Terauds & W. Bedingfiel (Editores), *Swimming III*, pp.70-109. University Park Press, Baltimore.
- Schleihauf, R.; Gray, L. y DeRose, J. (1982). Three-dimensional analysis of hand propulsion in the sprint front crawl stroke. En A.P. Hollander, P.A. Huijing, G. de Groot (Editores), *Biomechanics and Medicine in Swimming*, vol 14. Human Kinetics Publishers, Champaign, Il.
- Schleihauf, R. E.; Higgins, R.; Hinrichs, R.; Luedtke, D.; Maglischo, C. W.; Maglischo, E. W. y Thayer, A. (1988). Propulsive techniques: front crawl stroke, butterfly, backstroke and breaststroke. En B.E. Ungerechts, K. Wilke, K. Reischle (Editores), *Swimming Science V*, vol 18. Human Kinetics Publishers, Champaign, Il.

MEDICIÓN DE LA FUERZA DE PROPULSIÓN DURANTE EL NADO. CÁLCULO DE VARIABLES BIOMECÁNICAS

MEASUREMENT OF PROPULSION FORCES
DURING SWIMMING. CALCULATION
OF BIOMECHANIC VARIABLES

*Brizuela, G.
Llana, S.
Tella, V.*

Dirección para correspondencia:

Gabriel Brizuela Costa
F.C.A.F.D. Universidad de Valencia
Ctra. Valencia-Cheste, s/n
46380 Cheste
Valencia
Tel.: 962 511 411 Fax: 962 512 403
E-mail: Gabriel.Brizuela@uv.es



Gabriel Brizuela Costa: Doctor por la Universidad de Valencia.
Profesor de Biomecánica.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia.



Salvador Llana Belloch: Doctor por la Universidad de Valencia.
Profesor de Biomecánica.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia.



Víctor Tella Muñoz: Doctor por la Universidad de Valencia.
Profesor de la Especialidad de Natación.
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia.

Resumen: Uno de los métodos más empleados para la medición de la fuerza de propulsión durante el nado consiste en la utilización de células de carga o dinamómetros de los que tracciona el nadador mediante distintos tipos de cable, como el acero o incluso la goma. La principal ventaja de las gomas es que evitan la generación de fuerzas de impacto. El objetivo del presente estudio fue desarrollar un método para la medición de la fuerza de propulsión, que evitara los picos de impacto y permitiese, además, la cuantificación de diversas variables biomecánicas.

Se midieron las fuerzas de propulsión de un grupo de nadadores de diferentes estilos mediante la utilización de una célula de carga conectada a un ordenador portátil, traccionando de una goma quirúrgica o de un cable de acero. Se calcularon valores medios y máximos de fuerza, el desplazamiento y la velocidad del nadador y la potencia instantánea entregada.

Con el cable de acero, se detectaron picos de fuerzas debidas a los impactos mientras que al medir con gomas, se generaron registros mucho más continuos, calculando no sólo el desplazamiento, sino también la velocidad del nadador y la potencia instantánea entregada.

A la espera de futuras investigaciones, los resultados permiten concluir que la utilización de gomas quirúrgicas para la evaluación de la fuerza propulsiva durante la natación, ofrece datos muy útiles y aplicables a la valoración y al entrenamiento de los nadadores.

Palabras Clave: Biomecánica; Natación; Fuerzas de propulsión; Análisis cinético.

Abstract: One of the most used methods for the measurement of propulsion forces during swimming consists of the use of force transducers or dynamometers which the swimmer pulls by means of different types of cable, like steel or even rubber. The main advantage of rubber is that it avoids the generation of impact forces. The objective of the present study was to develop a method for the measurement of the propulsion forces that avoids the impact peaks and allows, in addition, the quantification of diverse biomechanic variables.

The propulsion forces of a group of swimmers of different styles were measured using a force transducer connected to a laptop, pulling a surgical rubber or a steel cable. Many variables were calculated like average and maximum values of force, the displacement and the speed of the swimmer and the given instantaneous power.

With the steel cable, peak of forces due to the impacts were detected whereas when measuring with rubbers, much more continuous recordings were generated, calculating not only the displacement, but also the speed of the swimmer and the given instantaneous power. While awaiting future investigations, the results allow us to conclude that surgical rubber used for the evaluation of propulsive force during swimming offers very useful data and is applicable to the control and the training of the swimmers.

Key Words: Biomechanics; Swimming; Propulsion forces; Kinetic analysis.

INTRODUCCIÓN

El nivel de fuerza muscular, según diversos autores (Navarro y cols., 1990; Platonov, 1988), está íntimamente relacionado con el rendimiento de los nadadores en competición, influyendo básicamente sobre su velocidad. En este sentido, puede decirse que, en términos generales, con un aumento de la fuerza muscular los nadadores consiguen mayores velocidades de desplazamiento.

Sin embargo, uno de los principales problemas reside en la transferencia de la fuerza adquirida mediante el entrenamiento denominado en seco, a las condiciones reales de aplicar la fuerza en el agua, mediante una técnica eficiente.

En cuanto a la evaluación, actualmente no existen problemas metodológicos para controlar la evolución de los niveles de fuerza en seco, mediante diferentes tests, técnicas e instrumentos de uso habitual. Sin embargo, es mucho más complejo medir la fuerza que el nadador aplica durante el nado, aunque estaría, evidentemente, más relacionada con el rendimiento que los niveles de fuerza registrados en el gimnasio (Zatsiorski y Saffarian, 1972).

Para medir la fuerza aplicada durante el nado, algunos autores (Schleihauf, 1979) recurren a un laborioso y complejo análisis cinético inverso, en base a estudios realizados con técnicas de fotogrametría y digitalización manual. Otros autores miden la fuerza de propulsión o de arrastre del nadador, mientras tira, de un cable de acero conectado a un sistema de poleas (Magel, 1970; Hopper, 1983), o bien a un dinamómetro o una célula de carga (Arellano, 1992; Platonov, 1988).

Este último método se aplica a aquellas situaciones en las que las fuerzas propulsivas son más continuas, debido a que, al tirar de un cable inextensible (o de deformación despreciable), se genera un retroceso del nadador, o al menos una disminución en la tensión del cable, durante las fases de menor propulsión, lo que ocasiona la aparición de fuerzas de impacto cada vez que el cable se vuelve a tensar. De este modo, este método de evaluación de la fuerza es difícilmente aplicable a estilos como la braza o la mariposa, o incluso a nadadores con diferentes discapacidades físicas.

En este sentido, podría afirmarse que la parametrización de los registros de fuerzas de propulsión obtenidos mediante la tracción con un cable inextensible, especialmente cuando se buscan los valores máximos y las pendientes de aplicación de la fuerza, podría incluir un componente de error elevado.

Una alternativa a la medición con cable de acero son las gomas quirúrgicas (Arellano, 1992; Platonov, 1988; Keskinen, Tilli y Komi, 1989), las cuales se emplean frecuentemente para el entrenamiento de los nadadores. Este elemento permite el avance del nadador mientras se mide su fuerza propulsiva y evita la generación de fuerzas de impacto.

La utilización de gomas conectadas a una célula de carga, junto a un sistema de adquisición de datos por PC permitiría, además, calcular algunas variables cinemáticas de interés como el desplazamiento o la velocidad de nado y, conociendo la fuerza aplicada, obtener incluso la potencia generada por el nadador.

El objetivo del presente estudio fue desarrollar un método para la medición de la fuerza de propulsión de los nadadores en base a gomas quirúrgicas, que evitara los picos de impacto generados durante los retrocesos y que permitiese, además, la cuantificación de diversas variables biomecánicas, incluyendo la potencia instantánea.

MATERIAL Y MÉTODOS

En el estudio participaron un grupo de ocho nadadores de diferentes estilos y niveles deportivos, incluyendo algunos nadadores discapacitados de alto nivel (amputados con diferentes niveles de discapacidad).

Los sujetos llevaban colocado un cinturón al cual se fijaron, como elemento de conexión del nadador a la célula, diferentes elementos como una goma quirúrgica de dos niveles diferentes de elasticidad, o un cable de acero.

La cadena de medida se completó con una célula de carga de tipo extensométrica, conectada a un ordenador portátil preparado para adquirir la señal analógica generada durante la tracción.

Se obtuvo un registro de cada nadador, a 100 hz, mientras nadaba durante 30 s, intentando desplazarse a la máxima velocidad, con cada una de las tres condiciones de tracción (cable, goma simple y goma triple).

Se parametrizaron las señales obtenidas para calcular la fuerza media aplicada durante los treinta segundos (solamente para la tracción con cable), los valores máximos de fuerza para cada sujeto y bajo cada condición, así como el instante de tiempo en el que se aplicó la fuerza máxima.

Con los registros obtenidos mediante la tracción con goma se llevó a cabo el siguiente proceso:

1. Obtención de los registros de fuerzas de propulsión.
2. Cálculo de la variación de posición en el tiempo, mediante la calibración previa de las gomas, para obtener la constante de fuerza-deformación propia de cada una.
3. Cálculo de la velocidad de desplazamiento del nadador, en función de la variación de posición en el tiempo.
4. Cálculo de la potencia entregada por el nadador en cada instante (entre dos muestras: 0.01 s).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las gráficas temporales obtenidas al medir con el cable de acero (Figuras 1 y 2) resultaron similares a las aportadas por otros autores (Arellano, 1992), apreciándose los picos de fuerzas de impacto debidos al tensado y destensado repetido del cable, para todos los nadadores y en los tres estilos (crol, braza y espalda).

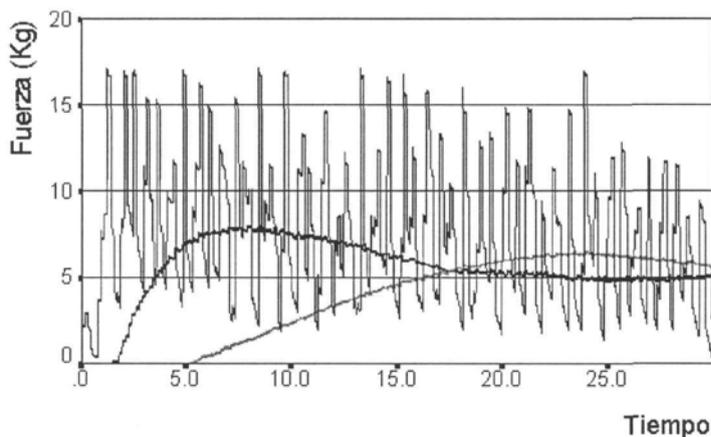


Figura 1. Gráficas correspondientes al registro de las fuerzas de propulsión en estilo crol, con cable de acero, goma simple y goma triple.

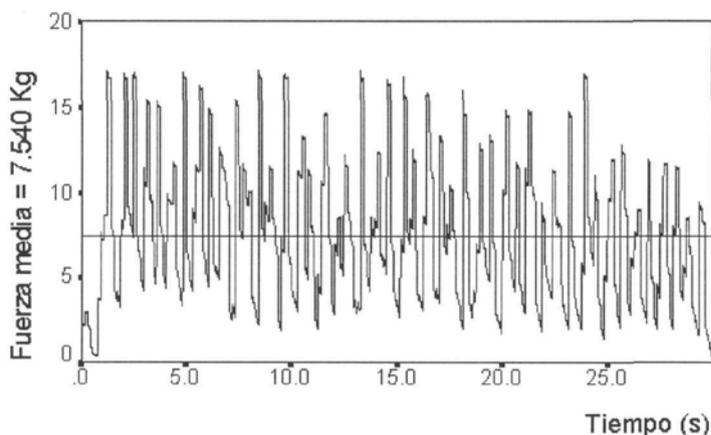


Figura 2. Registro de las fuerzas de propulsión, en estilo crol, con cable de acero y fuerza media aplicada durante los 30 s.

La medición con gomas generó unos registros de fuerzas de propulsión mucho más continuos (Figura 3, ver pág. siguiente) y con niveles máximos de fuerzas considerablemente menores que con el cable de acero, para todos los nadadores.

En todos los casos, para los diferentes sujetos y estilos de nado (Figura 3, ver pág. siguiente), el máximo de velocidad de desplazamiento ocurrió siempre antes que los demás máximos. A continuación, siempre apareció el máximo de potencia y finalmente los máximos de fuerza y de desplazamiento, estos últimos, en forma simultánea.

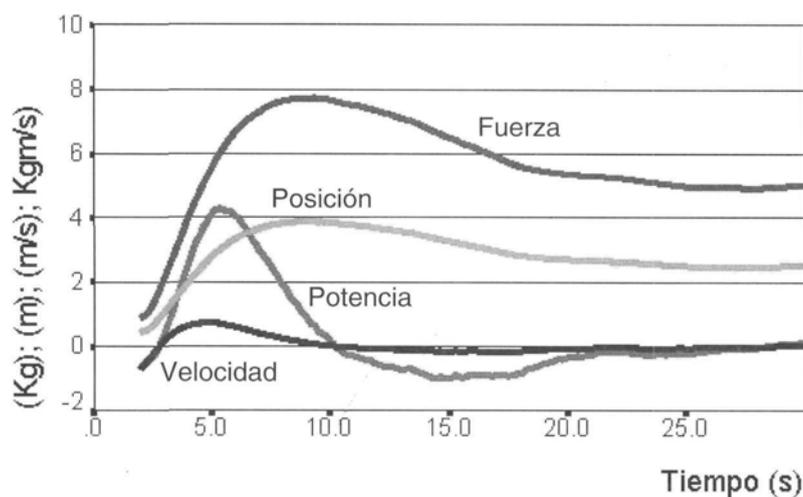
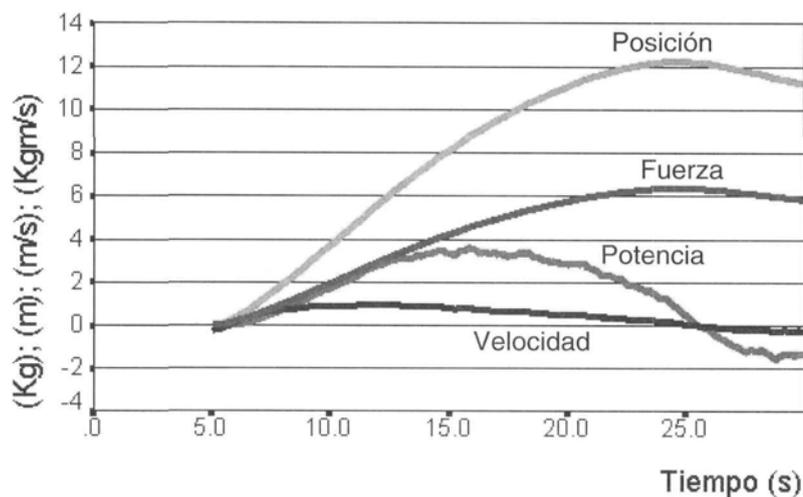


Figura 3. Gráficas del registro de las fuerzas de propulsión, en estilo crol, con goma simple (superior) y con goma triple (inferior) y de las variables calculadas de posición, velocidad y potencia.

También para todos los casos, la medición con la goma triple (esta goma necesita aproximadamente una fuerza cuatro veces mayor para permitir un desplazamiento similar al de la goma simple) generó curvas de fuerza, posición, velocidad y potencia, con todos los máximos siempre antes de los 9 segundos, desde el inicio de la medida.

Además, los registros de fuerzas máximas con esta goma triple fueron, en todos los casos, superiores a los de la goma simple.

La medición con la goma simple generó curvas con sus máximos más alejados del inicio de la medición. Las variables de velocidad y potencia mostraron sus máximos en tiempos siempre superiores a los 10 segundos mientras que los tiempos correspondientes a los máximos de fuerza y de desplazamiento fueron superiores a los 20 segundos, para todos los sujetos.

Finalmente, para todos los sujetos y tanto con la goma simple como con la goma triple, el instante de generación de la máxima potencia se correspondió a la aplicación de fuerzas próximas al 75% de la máxima.

CONCLUSIONES

En primer lugar, puede concluirse que, el método de tracción con gomas quirúrgicas permite obtener, de forma bastante simple, una serie de variables mecánicas inalcanzables por medio de la utilización de un cable inextensible, entre las cuales puede destacarse la potencia del nadador o incluso la velocidad de nado con resistencia.

Además, el conjunto de variables analizadas responde a un patrón repetitivo para diferentes tipos de nadadores, estilos y condiciones físicas, lo cual permitiría una parametrización estándar de este tipo gráficas temporales.

En general, las variables obtenidas por este método estarán más relacionadas con el rendimiento de los nadadores que las obtenidas por métodos de evaluación de la fuerza en seco, e incluso sobre otros métodos en agua que sobrevaloren los niveles de fuerza de propulsión.

Los datos aportados mediante un estudio con gomas, en particular, pueden ser útiles para programar un entrenamiento de la fuerza en agua, con este elemento.

En relación a los diferentes tipos de gomas utilizadas, podría concluirse que con la goma menos elástica se pueden medir la fuerza o la potencia máxima de modo más eficiente debido a que los máximos de dichas variables ocurren antes y no se ven influenciados por el efecto de la fatiga. En este sentido podría generalizarse que se debe utilizar un tipo de goma que permitiese obtener los máximos de las variables de interés dentro de un intervalo que no supere los 6 segundos, para evitar el vaciado de las reservas de combustible del sistema anaeróbico aláctico.

Si bien con este estudio se consiguió poner a punto un método sencillo para la medición y el cálculo de una serie de variables biomecánicas de interés para el control y la planificación del entrenamiento de los nadadores, el siguiente paso debería ser el estudio de la relación existente entre variables como la velocidad máxima desarrollada durante el test o la potencia máxima generada y el rendimiento de los deportistas en competición.

BIBLIOGRAFÍA

Arellano, R. (1992) Evaluación de la fuerza propulsiva en natación y su relación con el entrenamiento y la técnica (Tesis doctoral). Universidad de Granada, Instituto Nacional de Educación Física. Granada.

- Hopper, R. T. (1983) Measurement of power delivered to an external weight. En: Hollander, A.P. (Ed.) *Biomechanics and Medicine in Swimming*. Human Kinetics, Champaign, Illinois: 113-119.
- Keskinen, K.; Tilli, L. y Komi, P. V. (1989) Maximun velocity swimming: Interrelationships of stroking characteristics, force production and anthropometric variables. *Scand. J. Sports Sci.* 11, 2: 87-92.
- Magel, J. R. (1970) Propelling force measured during tethered swimming in the four competitive swimming styles. *The Research Quaterly* 41, 1: 69-74.
- Navarro, F.; Arellano, R.; Carnero, C. y Gozávez, M. (1990) Natación. Comité Olímpico Español.
- Platonov, V. N. (1988) L'Entrainement Sportif. *Revue EPS*, Paris.
- Schleihauf, R. E. (1979) A hydrodynamical analysis of swimming propulsion. En: T. Bedingfield (Ed.) *Swimmig III. Third International Symposium of Biomechanics in Swimming*. Baltimore, Maryland. University Press: 70-109.
- Zatsiorski, V. M.; Safarian, I. G. (1972) Examen de los factores para determinar la velocidad máxima en estilo libre. *Theorie und praxis der körperkultur* (Traducido por Centro de Investigación Documentación e Información, INEF-Madrid) 21, 8: 1-25.

METODOLOGÍA PARA EL ANÁLISIS CINÉTICO DE SALTOS ESPECÍFICOS DE GIMNASIA RÍTMICO-DEPORTIVA

METHODOLOGY FOR THE KINETIC
ANALYSIS OF SPECIFIC JUMPS IN SPORTS
RHYTHMIC GYMNASTICS

*Ferro Sánchez, A.
Rivera Sánchez, A.
Pagola Aldazabal, I.*

Dirección para correspondencia:

Amelia Ferro Sánchez
Unidad de Biomecánica
Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte (CARICD)
C/ Greco, s/n
28040 Madrid
E-mail: amelia.ferro@csd.mec.es



Amelia Ferro Sánchez: INEF. Doctora en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte por la Universidad Politécnica de Madrid. Licenciada en Educación Física por la Universidad Politécnica de Madrid. Licenciada con Grado en Ciencias Biológicas por la Universidad Complutense de Madrid. Responsable del Laboratorio de Biomecánica del Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte (CARICD) del Consejo Superior de Deportes desde 1993. Profesora de Biomecánica del Departamento de Fundamentos de la Motricidad y del Entrenamiento Deportivo de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física

y el Deporte de la Universidad Europea de Madrid (1996-1999). Profesora de Biomecánica del Instituto Nacional de Educación Física de Madrid (1989-1992). Ha dirigido y participado en proyectos de investigación y de apoyo a deportistas de las especialidades de lanzamiento de disco, carreras de velocidad y relevos, carreras de atletas ciegos paralímpicos, saltos de longitud, natación, gimnasia rítmica, bádminton... En el Campeonato del Mundo Sevilla'99 ha dirigido los proyectos de análisis biomecánico de las carreras de velocidad y los saltos de longitud, habiendo recibido financiación de la Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología (CICYT), del Consejo Superior de Deportes y de la Asociación del Deporte Olímpico (ADO). En 1996 obtuvo un primer premio por su tesis doctoral en los VII Premios a la Investigación Deportiva del Instituto Andaluz del Deporte en el área Ciencias Biológicas y Rendimiento Deportivo. Colabora desde 1989 con diversas Escuelas de Entrenadores Deportivos de Federaciones Nacionales impartiendo la asignatura de Biomecánica.



Alicia Rivera Sánchez: Licenciada en Educación Física por el INEF de Madrid. Becaria de la Unidad de Biomecánica del C.A.R.I.C.D. desde Junio de 1997. Ha participado en proyectos de análisis biomecánicos de la técnica de lanzamiento de disco, análisis de la competición en natación, badminton, gimnasia rítmica, carreras de velocidad y relevos y salto de longitud. Ha colaborado en el análisis biomecánico de carreras de velocidad y salto de longitud en el Campeonato del Mundo de Atletismo de 1999.



Itziar Pagola Aldazabal: Licenciada en Educación Física (1992-97) en el I.N.E.F. de Madrid, perteneciente a la Universidad Politécnica de Madrid. Profesora de Biomecánica del Departamento de la Motricidad y del Entrenamiento Deportivo de la Universidad Europea de Madrid. Becaria en la Unidad de Biomecánica del C.A.R.I.C.D. (CSD) (1997-99). Ha participado en proyectos de análisis biomecánicos de la técnica de lanzamiento de disco, análisis de la competición en natación, bádminton, gimnasia rítmica, carreras de velocidad y relevos y salto de longitud. Ha colaborado en el análisis biomecánico de carreras de velocidad y salto

de longitud en el Campeonato del Mundo de Atletismo de 1999.

Resumen: La Federación Española de Gimnasia solicitó el apoyo de la Unidad de Biomecánica del CARICD durante la temporada 97/98, con el objetivo de estudiar la técnica del **SALTO**. El objetivo del trabajo consistió en la puesta a punto de una metodología que permitiese profundizar en el conocimiento de la cinética de los saltos específicos de gimnasia rítmico-deportiva y evaluar el rendimiento a través del seguimiento de las gimnastas a lo

largo de la temporada. La muestra estuvo compuesta por diez mujeres del equipo nacional de conjuntos y tres del de individuales. La técnica instrumental utilizada fue la dinamometría. Mediante una plataforma de fuerzas Dinascan-IBV se registraron saltos generales y específicos de gimnasia tomando medidas repetidas de cada salto después de un calentamiento de 20 minutos. Para el análisis se puso a punto un protocolo novedoso de análisis cinético utilizando el programa Dinascan-IBV v.8. Los resultados son los siguientes: 1) Se han caracterizado las curvas fuerza-tiempo para cada tipo de salto específico analizado, obteniendo la relación entre la carga ejercida y la técnica. Se han determinado las variables de eficacia de los saltos identificando aquellas que permiten evaluar la mejora o ganancia de fuerza y/o técnica. 2) Se ha buscado un modelo de informe de presentación de resultados que refleja con claridad las variables analizadas y que proporciona a los técnicos el análisis comparativo de los datos de cada gimnasta individualmente y en grupo. 3) Se ha llevado a cabo una obra para la instalación de la plataforma dinamométrica en el Gimnasio del CARICD de Madrid, que permitirá realizar el seguimiento en las condiciones habituales de entrenamiento de las gimnastas lo que redundará en una mejor evaluación de la técnica de los saltos.

Palabras Clave: *Biomecánica, gimnasia rítmica, salto, cinética, dinamometría.*

Abstract: The Spanish Gymnastics Federation requested the support of the Biomechanics Unit at the CARICD during the 1997/98 season for the purpose of studying JUMPING technique. The aim of the study was to develop a methodology which would permit an in-depth knowledge of the kinetics of specific jumps used in sports rhythmic gymnastics, and to evaluate performance by monitoring the gymnasts throughout the season. The sample was composed of ten women from the national teams selection and three from the individuals team. The instrumental technique used was a dynamometer. Using a Dinascan-IBV force platform general and specific gymnastic jumps were recorded taking repeated measures for each jump after a 20 minute warm up. An innovatory protocol was developed for the kinetic analysis using the Dinascan-IBV v. 8 programme. The following results were obtained: 1) The force-time curves have been characterised for each type of specific jump analysed, and the relationship of the load exerted and the technique has been obtained. The efficiency variables of the jumps have been determined and those which permit an evaluation of improvement or gain in force and/or technique have been identified. 2) A model for the presentation of the results has been developed which clearly reflects the variables analysed and which provides the technicians with a comparative analysis of the data for each gymnast individually and as part of the group. 3) A dynamometric force platform has been installed in the Madrid CARICD gymnasium which will permit the monitoring of the gymnasts in their normal training conditions thus contributing to a better evaluation of jumping techniques.

Key Words: *Biomechanics, rhythmic gymnastics, jumping, kinematics, dynamometry.*

INTRODUCCIÓN

El deporte de alto nivel reclama cada vez más un apoyo científico. La Biomecánica puede proporcionar al técnico deportivo una valiosa información puesto que dispone de las técnicas instrumentales y de los conocimientos necesarios para el análisis del gesto motor. Uno de los objetivos prioritarios de la Unidad de Biomecánica del Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte es el de dar apoyo a los deportistas de alto rendimiento buscando procedimientos que permitan evaluar la técnica deportiva y con ello lograr mejoras en el rendimiento.

En biomecánica no existen protocolos predefinidos para cada deporte o especialidad, sino que, por el contrario, se ha de buscar un procedimiento que aporte soluciones a cada problema concreto planteado por los técnicos deportivos. El equipo de conjuntos de la Federación Española de Gimnasia es, entre otros, Campeón Olímpico de Atlanta'96 y Subcampeón del Mundo 98. La Federación Española solicitó nuestro apoyo para el análisis de la técnica del SALTO, grupo fundamental del ejercicio obligatorio de las gimnastas de los equipos de "individuales" y de "conjuntos", con objeto de mejorar el nivel técnico.

En el Salto, la gimnasta deberá elevarse lo más verticalmente posible para poder realizar una destreza en el aire: *giro, corza, zancada*, etc., o lanzar o recoger un *aparato: Maza, cinta, aro, cuerda o pelota*. El Salto, deberá ser ejecutado con cierta simetría, sin que existan diferencias apreciables entre los realizados con los apoyos derecho o izquierdo.

No se ha encontrado en la bibliografía referencias de trabajos sobre análisis cinéticos realizados a gimnastas de la especialidad de rítmica; sin embargo, existe en la literatura una extensa relación de artículos en los que se estudian las características mecánicas del músculo y/o las cualidades de fuerza y su valoración mediante diferentes tipos de saltos. En ellos subyace la idea de optimizar el entrenamiento y mejorar el rendimiento (Bobbert y cols., 1996; Bosco y cols., 1983; Bosco y Komi, 1979; Komi, 1986; Hochmuth, 1973; Aguado y cols., 1997a, 1997b; González y Gorostiaga, 1997; Häkkinen y cols., 1996; Viitasalo, 1985, entre otros). Dependiendo del deporte que se quiera analizar se utilizan test específicamente diseñados al efecto. Además, suelen proponerse otros más genéricos que pongan de manifiesto cualidades conocidas como la fuerza explosiva, la generada en condiciones dinámicas con impulso de brazos o sin ellos, la pliométrica, con cargas crecientes, etc.

De entre los saltos de tipo genérico más utilizados en la literatura y que resultaron de interés para nuestro estudio, se optó por el denominado *Squat Jump*, el *salto con contramovimiento* y *salto de Abalakov*. Con ellos se pretendió tener un marco de referencia sobre el que basarse para hacer una evaluación objetiva de las cualidades de fuerza y un seguimiento de las gimnastas a lo largo de la temporada. En el *salto explosivo* o *squat jump (SJ)* el sujeto inicia el movimiento partiendo de una flexión de rodillas de 90° y sitúa las manos en las caderas; posteriormente, intenta elevarse al máximo mediante la extensión total de rodillas. A juicio de los autores citados con anterioridad, este salto permite poner de manifiesto la fuerza explosiva. El *salto con contramovimiento (CMJ)* permite valorar la ganancia de altura experimentada con un impulso previo de flexión-extensión del miembro inferior; pone de manifiesto otras cualidades de fuerza de índole mecánica y fisiológica relacionadas con la capacidad del deportista de aprovechar el potencial generado como consecuencia de realizar un estiramiento previo al músculo, contracción excéntrica, seguida de

una contracción concéntrica (Bosco y Komi, 1979). Por último, el *salto Abalakov*, permite conocer la capacidad de salto con impulso previo y con la ayuda de brazos. Otros saltos mencionados en la literatura como los denominados *reactivos*, *pliométricos* o *explosivos con cargas crecientes* no resultaron de interés para los técnicos de la Federación puesto que podían provocar lesiones a las gimnastas.

Además, se propuso estudiar aquellos **saltos específicos** de Gimnasia Rítmica que con más frecuencia realizan las gimnastas en las competiciones y que constituían el verdadero objeto de estudio, *los saltos con chassé*, es decir, los ejecutados con la secuencia de carrera previa y *doble paso*. Dentro de este grupo los de más interés fueron el *Salto de corza con chassé*, realizados con carrera-*doble paso* y salto con extensión de tronco y de cadera de una pierna (figura 1); *Salto jeté con chassé*, es decir, carrera-*doble paso* y salto con giro de 360° sobre el eje longitudinal y zancada simultánea (figura 2) y *Salto zancada con chassé*, ejecutado con carrera-*doble paso* y flexión de 90° de cadera de una pierna y extensión de 90° y rotación externa de la cadera de la otra pierna, logrando una amplitud articular de aproximadamente 180° (figura 3). También tuvo interés un salto realizado sin *chassé*, partiendo de parado; el *Salto de corza sin chassé* (salto en corza con posición inicial estática, sin carrera previa). Todos los saltos debían ser ejecutados con ambos apoyos.



Figura 1. Salto de corza con chassé.

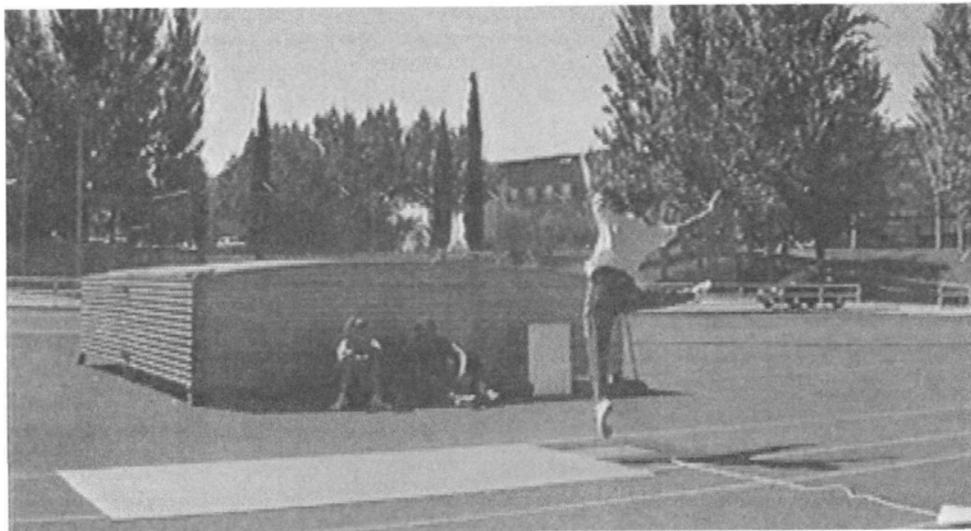


Figura 2. Salto jeté con chassé.

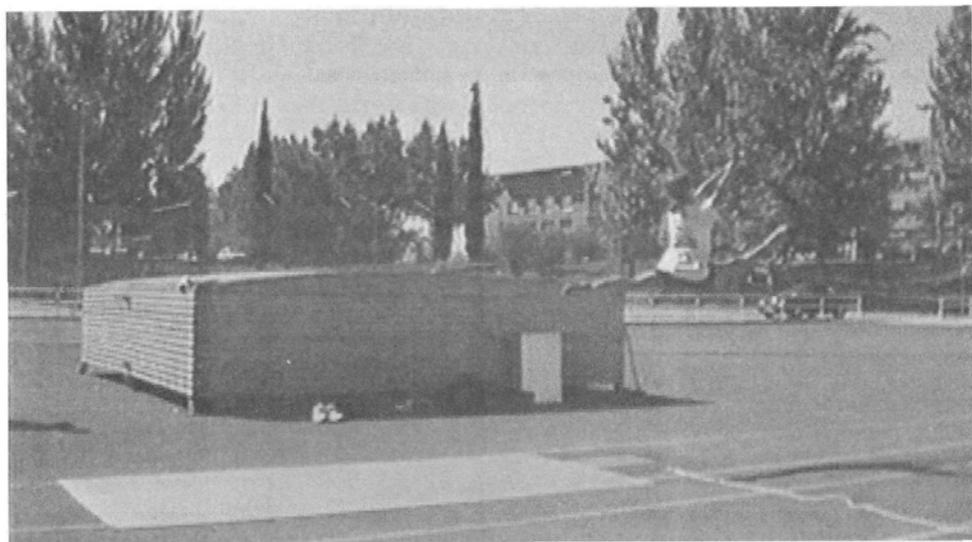


Figura 3. Salto zancada con chassé.

Este proyecto, en su primera etapa, ha pretendido poner a punto una metodología para el análisis cinético de los saltos específicos de gimnasia rítmica para relacionar las curvas fuerza-tiempo, obtenidas mediante dinamometría, con la técnica de cada salto. Además, ha intentado obtener resultados individuales de los saltos de las gimnastas para conocer en qué rangos se encontraban las variables de estudio de cara a la adecuación de las cargas de trabajo al entrenamiento.

El proyecto ha contado con el apoyo financiero del Consejo Superior de Deportes (CSD) y de la Asociación del Deporte Olímpico (ADO) y en él han colaborado los entrenadores encargados de la preparación técnica y física de la Federación Española de Gimnasia de la especialidad Rítmico-deportiva.

OBJETIVOS

El objetivo del estudio fue el de analizar la cinética de cuatro saltos específicos ejecutados habitualmente en Gimnasia Rítmico-deportiva para:

1. Conocer las cargas generadas en cada salto e identificar las variables de eficacia de su técnica.
2. Buscar un método de evaluación de los saltos de las gimnastas que ayude a los técnicos deportivos a planificar el entrenamiento.
3. Introducir mejoras en la técnica deportiva e incidir en el rendimiento de las gimnastas a nivel individual.

MATERIAL Y MÉTODOS

Muestra

La muestra estuvo formada por las diez mujeres que forman parte de la Selección Española del equipo de *conjuntos*. Las edades de las gimnastas estuvieron comprendidas entre los 13 y los 16 años; sus pesos entre 38 y 49 Kg y sus estaturas entre 145 y 160 cm. Todas las gimnastas fueron entrenadas por las mismas personas, tanto en su preparación física como técnica, realizando sus sesiones diarias en el Gimnasio del Centro de Alto Rendimiento de Madrid.

Material utilizado para las pruebas

Para realizar este trabajo se utilizó un Equipo de Dinamometría formado por los siguientes elementos y accesorios:

- Una plataforma dinamométrica *Dinascan-IBV* de dimensiones 370 x 600 x 100 mm.
- Un ordenador portátil *Toshiba* con *desk-station* que albergó la tarjeta controladora de la plataforma.
- Software *Dinascan-IBV v. 8.1*.
- Cajón de madera de 1000 x 1000 x 100 mm con un hueco en el centro para situar la plataforma.
- Placa de asiento de acero rectificando para el soporte y anclaje de la plataforma.

Para visualizar la técnica del salto se utilizó:

- Una cámara de vídeo SVHS *Panasonic NV MS4*.
- Un monitor color de 21".
- Un magnetoscopio SVHS *Panasonic AG-7350*
- Cintas de vídeo SVHS.

Pruebas realizadas

Los saltos a analizar fueron agrupados en tres categorías:

1. Saltos con *chassé*:

Salto de corza (figura 1).
Salto jeté (figura 2).
Salto zancada (figura 3).

2. Salto sin *chassé*:

Salto de corza.

3. Saltos genéricos:

Squat jump (SJ).
Salto con contramovimiento (CMJ).
Salto Abalakov (ABK).

Las pruebas tuvieron lugar en una instalación de la pista de Atletismo del Consejo Superior de Deportes en la que se dispone de un sistema de anclaje para la plataforma dinamométrica que permite situarla a ras del suelo. La pista de atletismo se recubrió con un tapiz de moqueta, de tres metros de longitud y un metro de anchura, que utilizan habitualmente las gimnastas en sus entrenamientos.

La plataforma dinamométrica se conectó a la fuente de alimentación 20 minutos antes de comenzar las pruebas. Cada salto se ejecutó al menos tres veces con cada apoyo, después de un calentamiento de 20 minutos y una vez que todas las gimnastas hubieran tomado contacto con la plataforma, realizando varios saltos elegidos al azar con cada apoyo, antes de los definitivos. Únicamente el *salto jeté con chassé*, que conlleva un giro, supuso dificultad para las gimnastas dado que no acertaban a pisar con naturalidad en la plataforma. Las gimnastas estaban habituadas a marcar zonas o puntos concretos sobre el terreno donde ejecutar diferentes habilidades, lo que facilitó que sus apoyos fuesen realizados sobre la plataforma con total naturalidad.

El procedimiento seguido para el registro de los datos y el análisis de los resultados cinéticos fue el descrito por Ferro, A. (1996 y 1998) y se resume a continuación:

- Los saltos se registraron mediante el programa *Dinascan-IBV v8.1*.
- El tiempo de muestreo fue de 2,5 s y la frecuencia de 500 Hz.
- Los datos fueron tratados mediante un *filtro paso bajo Butterworth* de segundo orden.
- Cada registro se archivó mediante un código que identifico a la gimnasta, el tipo de salto ejecutado, la serie, la repetición, la fecha de la prueba y el grupo al que pertenece, de forma que aunque las pruebas se repitan en distintas épocas del año no pueda existir duplicidad en el nombre de los archivos.
- Se obtuvieron las curvas fuerza-tiempo en los tres ejes del espacio y sus correspondientes impulsos mecánicos.

- Los valores de fuerza fueron normalizados con el peso del cuerpo (Body weight, BW).
- A partir de los datos anteriores se elaboró una rutina con los algoritmos de cálculo de otras variables biomecánicas que el programa no proporciona directamente.
- Se elaboró un informe con los resultados de todas las pruebas realizadas a cada gimnasta para su presentación a los entrenadores. Este informe debía contener amplia información de las variables estudiadas pero debía ser presentado de forma asequible y práctica para su fácil comprensión y análisis.

Para decidir si los saltos fueron correctamente ejecutados y con el rendimiento habitual, se proyectaron las películas en un monitor para ser visualizadas por la entrenadora. Si alguno no se ejecutó con naturalidad, se repitió.

RESULTADOS

Se analizaron veinte variables cinéticas según se describe en anteriores trabajos (Ferro, A., 1996 y Ferro y cols. 1998). De todas ellas se han seleccionado, para su presentación en este artículo, las que tuvieron mayor interés de cara a evaluar la fuerza del tren inferior en los saltos específicos y genéricos de las gimnastas.

a) Saltos con chassé:

- *Fuerza vertical de impacto*, ejercida en la fase excéntrica del movimiento.
- *Fuerza vertical de empuje*, producida en la fase concéntrica.
- *Gradiente de carga de la fuerza vertical*, que indica con qué velocidad se produce el crecimiento de la fuerza en el contacto.
- *Gradiente de descarga de la fuerza vertical*, que indica la velocidad de decrecimiento de la fuerza en el despegue.
- *Ángulo de despegue*, hallado a partir de los vectores velocidad de las componentes horizontales con la componente vertical.
- *Altura del salto*, calculado a partir del impulso mecánico de la fuerza vertical.

b) Saltos sin chassé y saltos genéricos:

- *Fuerza vertical de empuje* en la fase concéntrica.
- *Cociente o índice entre el impulso de flexión y el impulso de aceleración de la fuerza vertical* (I_f/I_a) (Hochmuth, 1993).
- *Gradiente de descarga de la fuerza vertical*.
- *Ángulo de despegue*.
- *Altura del salto*.

A continuación se representa las curvas fuerza-tiempo más características de cada salto. Con ellas se indica cuáles fueron los valores obtenidos en el mejor o peor salto ejecutado por el grupo de gimnastas y/o datos particulares que ayuden a interpretar los resultados y a relacionar las cargas con la técnica.

a) Resultados de los saltos con chassé

Salto de corza con chassé

En las figuras 4 y 5 se observan las curvas de dos saltos de corza. Se caracterizan por poseer una *fuerza de impacto* de alta frecuencia, en su componente vertical, en la fase excéntrica del movimiento (*pico de impacto*); después se aprecia un valle y posteriormente un máximo de fuerza vertical que denominaremos *fuerza de empuje*, en la fase concéntrica. En estos saltos aparecen fuerzas horizontales, anteroposteriores, en la dirección del desplazamiento y mediolaterales, de menor importancia cuando no se producen giros.

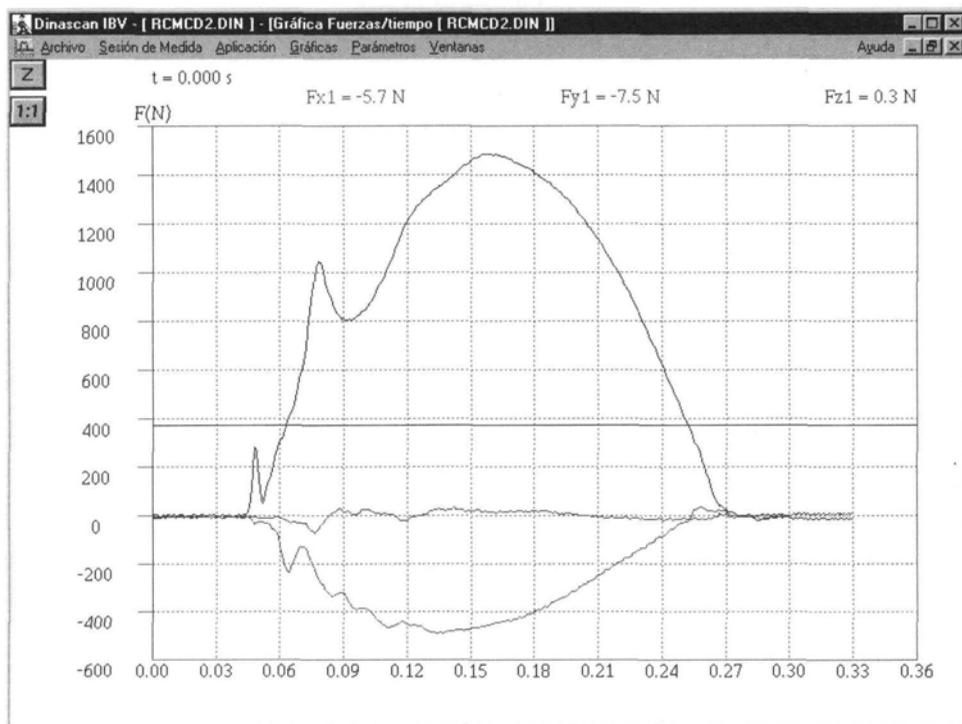


Figura 4. Curva fuerza-tiempo del salto de corza mejor ejecutado.

En la tabla I se presentan los valores máximos y mínimos de cada variable analizada, para cada tipo de salto del total de los ejecutados, en las categorías de saltos con *chassé*.

En el salto de la figura 4, la gimnasta alcanzó la mayor altura de todos los registrados: 56,5 cm. La fuerza máxima de impacto resultó ser la menor de todas las gimnastas (2,78 Bw). La fuerza de empuje fue de 3,97 BW en la fase concéntrica. Por el contrario, la figura 5 (ver pág. siguiente) corresponde a un salto de una gimnasta que en todos sus saltos presentó un pico de impacto de entre 6 y 7 veces el peso de su cuerpo; la fase concéntrica fue de 3-4 Bw y la altura 10 cm menor que la gimnasta anterior. La segunda gimnasta tenía un peso 10 Kg superior que la primera.

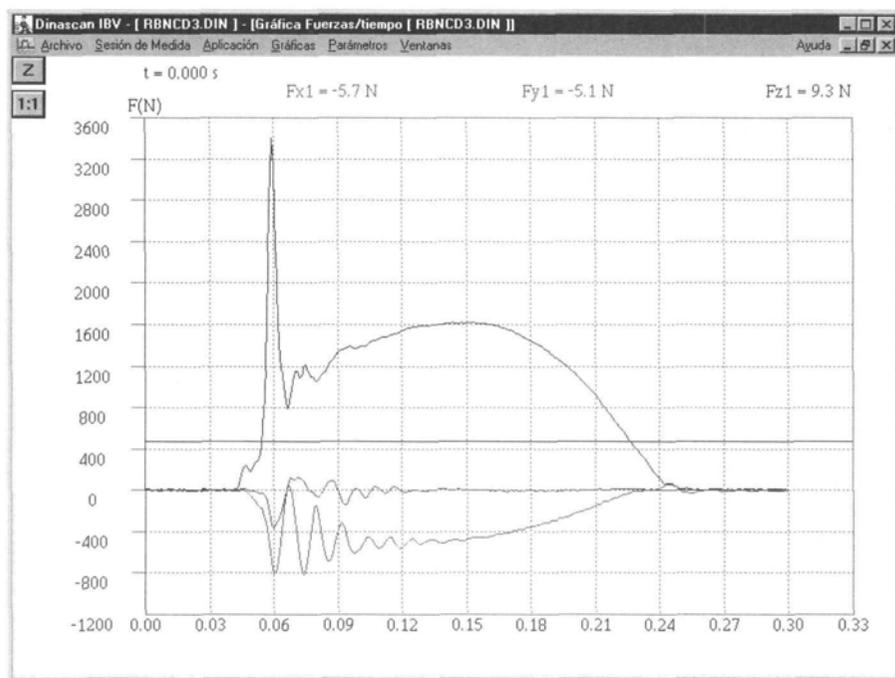


Figura 5. Curva fuerza-tiempo característico de un salto con un pico de alto impacto y poco eficaz.

Salto jeté con chassé

En la figura 6 (ver pág. siguiente) se representa el salto característico de una gimnasta con buena técnica. Debido a que pierden velocidad anteroposterior de traslación porque salen de un giro de 360° , no presentan *pico de impacto* de alta frecuencia, sino que el incremento de la carga es gradual adquiriendo importancia la variables *gradiente de carga*. El mejor de los saltos fue el que alcanzó una altura de 38 cm con una de fuerza vertical concéntrica máxima de 4,76 Bw. El peor salto, de sólo 11 cm, correspondió a una gimnasta que aplicó una fuerza concéntrica de 2,5 Bw, casi la mitad que la anterior. Los ángulos de despegue registrados fueron superiores a los del salto de corza y a los de zancada (tabla I).

Salto zancada con chassé

En este tipo de salto, aparece el *pico de impacto* de la fuerza vertical todavía más acentuado que en los saltos de corza. Este hecho ha de considerarse de cara a prevenir lesiones que pudieran venir motivadas por la ejecución de saltos repetitivos con los pies descalzos. Según estudios de Ramiro, J. (1992) estos *picos de impacto* pueden provocar lesiones de diferente índoles en el aparato locomotor si no se usa un calzado o pavimento que tienda a amortiguar las fuertes cargas transmitidas desde el suelo hacia la cadena esquelética. Los *picos de impacto* verticales fueron superiores a los del resto de los saltos eje-

cutados debido posiblemente a la fase del impulso o *chassé*. Este desplazamiento antero-posterior provoca un despegue más horizontal y a la vez más elevado, originando fuertes contactos contra el suelo. Los ángulos de despegue calculados fueron similares a los del salto de corza e inferiores a los del salto jeté, por término medio. El representado en la figura 7 (ver pág. siguiente) corresponde a un salto de 50 cm de altura; la fuerza de impacto fue de 5,5 BW, la fuerza de empuje de 4 BW y ángulo de despegue de 58°, siendo el más horizontal de todos los ejecutados por las gimnastas (tabla I).

Tabla I. Valores máximos y mínimos de algunas variables cinéticas de los saltos con *chassé*

	Fz excéntrica (Bw)	Fz concéntrica (Bw)	Ángulo despegue (grados)	Altura (cm)
CORZA	7.28	3.97	72.06	56.55
	2.78	3.10	60.43	29.85
JÉTÉ	4.76	4.69	87.09	37.98
	1.09	2.37	65.33	11.13
ZANCADA	7.90	4.22	72.58	50.05
	2.81	3.10	58.15	24.97

b) Resultados de los saltos sin *chassé*

Los saltos sin *chassé* no presentaron el pico de impacto de la fuerza vertical. Se ejecutan partiendo de parado y, a excepción del *Squat Jump*, se realizan con impulso. En las curvas fuerza-tiempo, se establece la línea base del peso; por debajo de ésta los valores de im-

Tabla II. Valores máximos y mínimos de algunas variables cinéticas de los saltos sin *chassé*

	Fz concéntrica (Bw)	I. flex./l. acel (%)	Ángulo despegue (grados)	Altura (cm)
SQUAT J.	2.55	0.00	89.45	21.70
	1.80	0.00	86.65	13.22
CONTRAMOV.	2.86	70.30	89.53	26.66
	1.74	40.91	85.37	11.58
ABALAKOV	2.64	59.82	89.81	32.53
	2.03	26.51	87.05	14.71
CORZA SIN CHASSÉ	3.48	50.59	89.15	31.00
	1.67	21.71	82.04	9.96



Figura 6. Salto jeté con chassé. El mejor ejecutado.

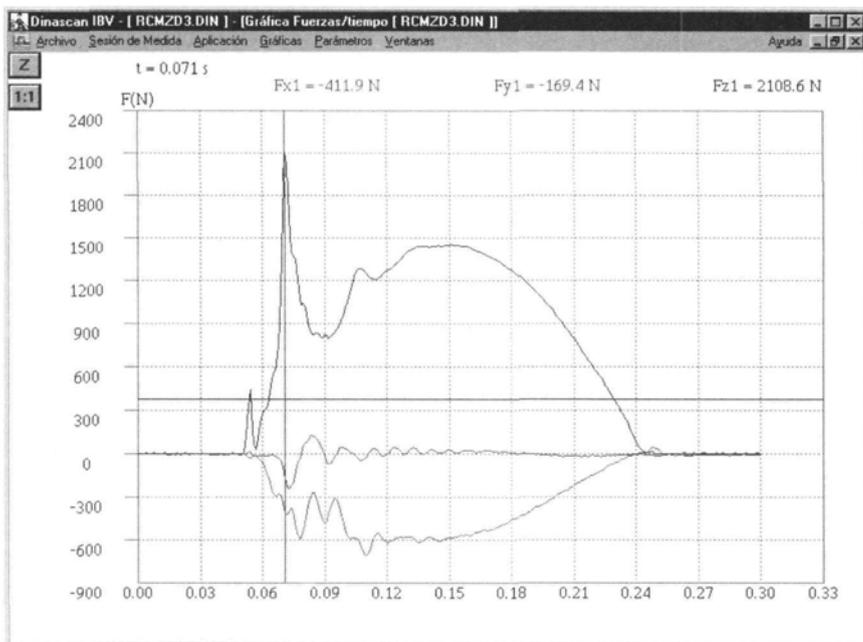


Figura 7. Salto zancada con chassé. El mejor ejecutado.

pulso se consideran negativos y por encima positivos. El primer impulso negativo, una vez iniciado el salto, es el *impulso de flexión*; después se produce un impulso positivo y finalmente, en el despegue, se genera otro impulso negativo hasta que el peso queda totalmente liberado de la plataforma. La diferencia entre todos los impulsos positivos menos los negativos da como resultado el *impulso de aceleración* (impulso positivo total – impulso de flexión – otros impulsos negativos = impulso de aceleración). Los saltos CMJ, ABK y de *corza sin chassé* presentan curvas con estas características, por este motivo la interpretación de los resultados se ha hecho conjunta.

Squat jump

En las figuras 8, 9 y 10 se observan los saltos de una misma gimnasta. El de la figura 8 es un salto ejecutado sin contramovimiento, muy vertical (88°) y de 2 Bw de *fuerza de empuje*. Estos saltos se caracterizan por no tener una fase de impulso mecánico negativo. El mejor salto de todas las gimnastas alcanzó una altura de 21,70 cm (tabla II, ver pág. 99).

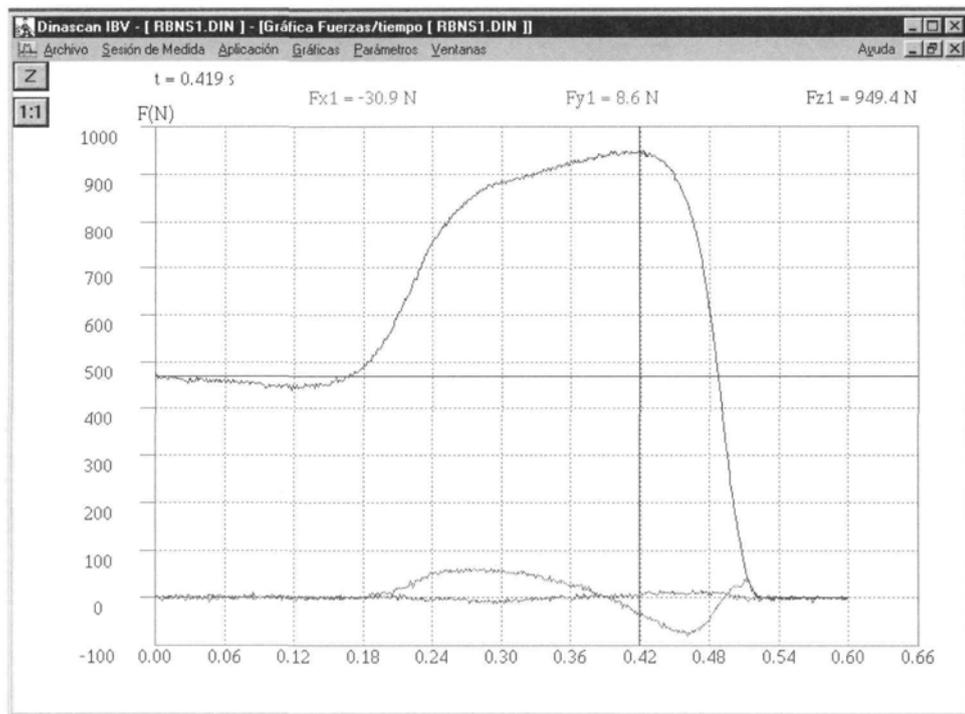


Figura 8. Squat Jump (gimnasta cod. 1).

Salto con contramovimiento

En la figura 9 el salto alcanzó una altura 27 cm. Los valores extremos del índice impulso de flexión/impulso de aceleración (I_f/I_a) se hallan entre el 41 y 63% en la muestra analizada, cuando en la literatura se habla del 30-35% como valores óptimos (Hochmuth, 1973). Los valores de *fuerza de empuje* vertical son en todos los casos menores de 3 Bw. Se ha observado que éste es el salto que peor ejecutan las gimnastas, quizás por la falta de hábito. En otros estudios posteriores, todavía sin publicar, las gimnastas obtienen valores superiores en el SJ y ABK que en el CMJ.

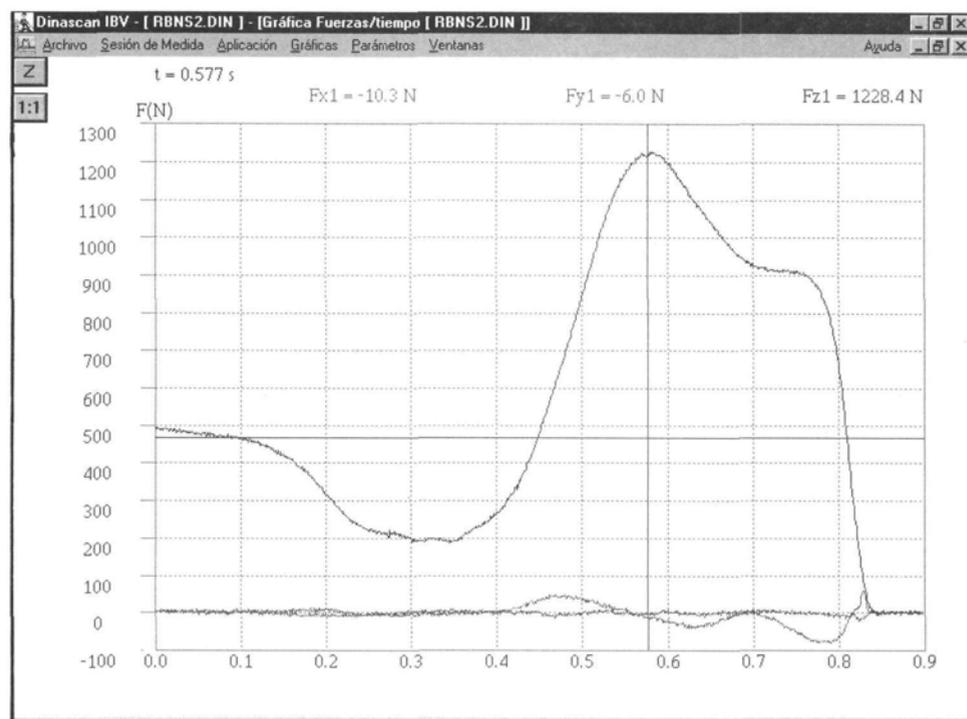


Figura 9. Salto con contramovimiento (gimnasta cod. 1).

Salto Abalakov

El representado en la figura 10 es un salto de 32.5 cm. Fue el mejor ejecutado de todos los realizados por las gimnastas, con índices I_f/I_a menores que el CMJ anteriormente descrito y con valores de *fuerza de empuje* máxima similar. Las gimnastas dudaron a la hora de decidir cómo realizar el impulso de brazos en este salto, posiblemente porque están habituadas a llevar consigo distintos aparatos (*mazas, cintas, aros, cuercas o pelotas*) y los impulsos que realizan son muy distintos dependiendo de éstos.

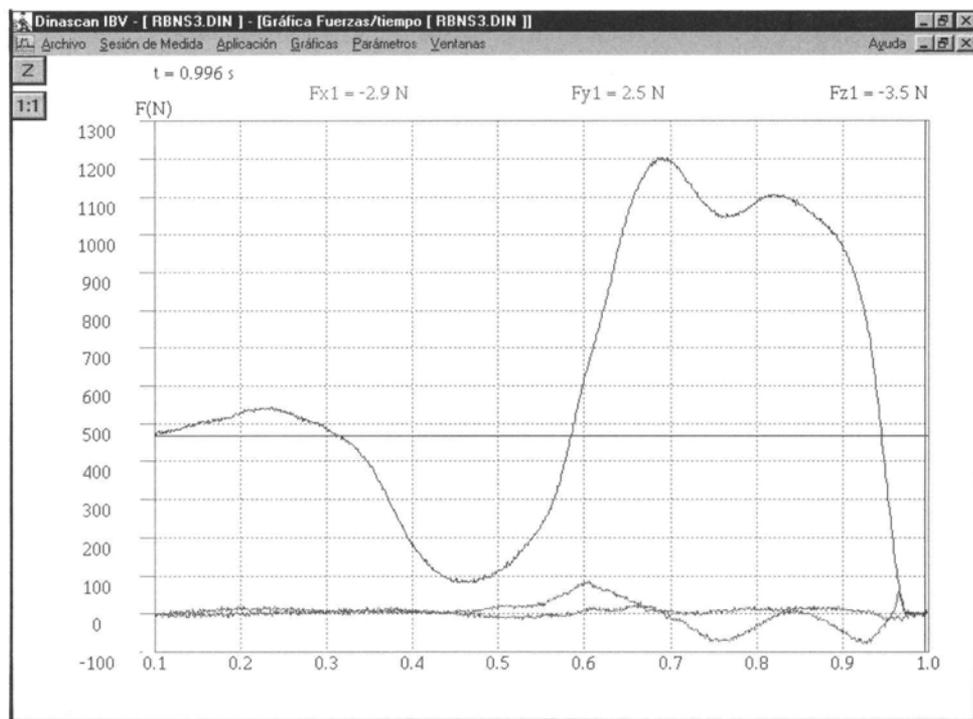


Figura 10. Salto Abalakov (gimnasta cod. 1).

Salto de corza sin chassé

En el salto de la figura 11 (ver pág. siguiente) se logró una altura de 31 cm y un índice de impulso de flexión/ Impulso de aceleración del 21,71%. Las curvas de los saltos de *corza sin chassé* tuvieron alturas medias comprendidas entre 22 cm y 24 cm (a excepción de algún valor extremo). Aún ejecutando saltos con el apoyo izquierdo, en gimnastas diestras se encontraron índices I_f/I_a comprendidos entre el 36% y 39% por término medio (máximos de 50,6% y mínimos de 21,7%). Cabe destacar un importante hecho, las alturas obtenidas con las *corzas sin chassé* fueron superiores a los de los saltos genéricos, CMJ y ABK, que se ejecutan habitualmente para la evaluación de la fuerza del tren inferior.

Por lo tanto, esto induce a pensar que el entrenamiento hace que las gimnastas realicen saltos específicos, de mayor dificultad que los saltos genéricos, con una mayor eficacia.

En la figura 12 (ver pág. siguiente) se representan dos gráficas en paralelo: La altura de los saltos CMJ y ABK y el cociente entre el impulso de flexión y el impulso de aceleración correspondiente a los mejores saltos de las diez gimnastas de conjuntos (identificadas con números del 1 al 10). En las tablas I y II se representan los valores de las principales variables de eficacia de cada salto, para su comparación.

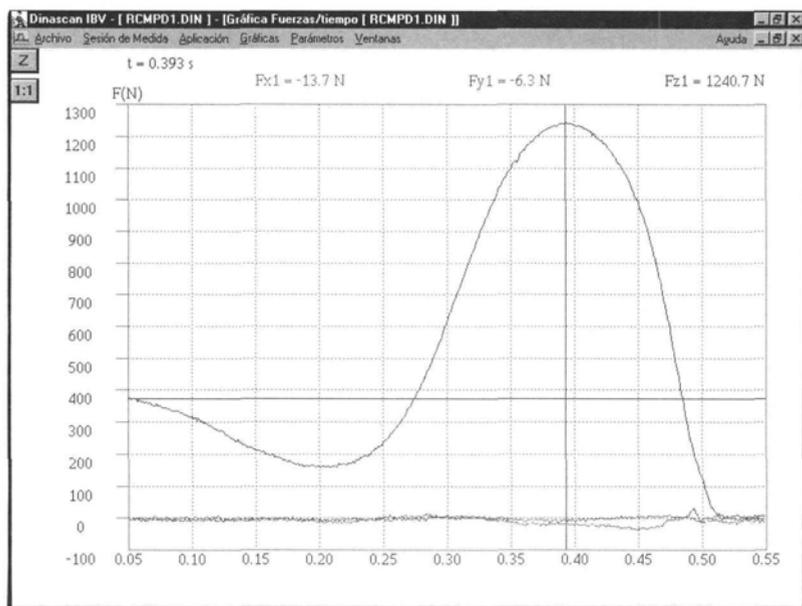


Figura 11. Salto de corza sin chassé. El mejor ejecutado.

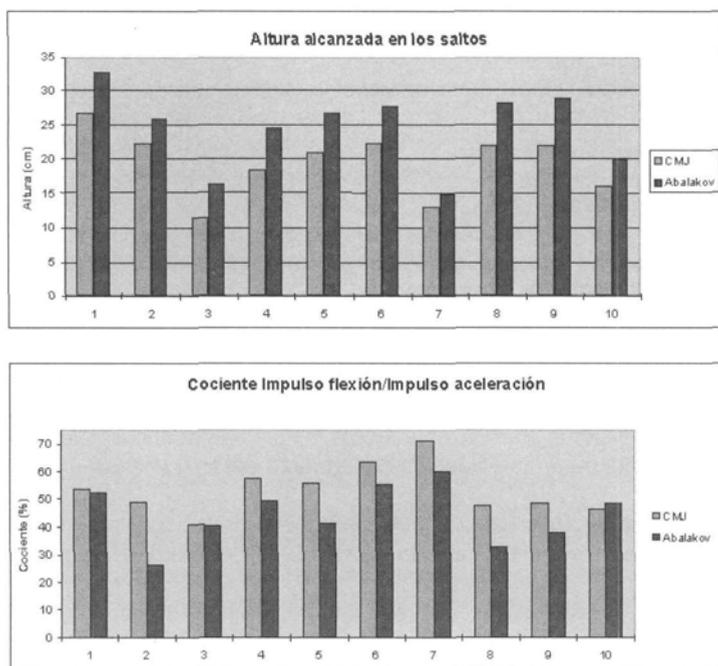


Figura 12. Gráficas de las alturas de los saltos y de los índices impulso de flexión/impulso de aceleración de todas las gimnastas del equipo de "conjuntos"(Códigos gimnastas de 1 a 10).

CONCLUSIONES

1. Las fuerzas verticales de *empuje* ejercidas en la fase concéntrica del movimiento fueron superiores en los saltos con *chassé*.
2. En los saltos de corza y de zancada se apreciaron *picos de alto impacto* de hasta 8 veces el peso de la gimnasta; dado que entrenan descalzas se ha de considerar el número de repeticiones a realizar en cada sesión de entrenamiento para evitar lesiones.
3. Los ángulos de despegue fueron menores en los saltos con *chassé* debido a que se generaron mayores componentes de fuerza anteroposterior. Los ángulos menores se obtuvieron en los saltos con *zancada*. Por tanto, todos ellos sólo pueden ser analizados con instrumentos que permitan medir fuerzas en los tres ejes del espacio y nunca con tapiz de contactos, puesto que no se podrían poner de manifiesto, directa ni indirectamente, las componentes horizontales de las fuerzas (anteroposteriores y mediolaterales).
4. Se lograron mayores alturas en los saltos con *chassé*, como cabía esperar.
5. En relación al salto de corza sin *chassé* se lograron alturas superiores a las del salto Abalakov, por término medio, con índices Impulso de flexión/Impulso de aceleración próximos al óptimo reflejado en la literatura, poniendo de manifiesto una técnica eficaz.
6. Los saltos con contramovimiento y Abalakov fueron los peor ejecutados por las gimnastas, generándose con impulsos de flexión muy elevados, lo que resta eficacia al salto. A tenor de los resultados cabría preguntarse si éstos son adecuados para evaluar la fuerza del tren inferior de las gimnastas dado que, al menos en el CMJ, no parece existir transferencia con los saltos específicos. Sería necesario realizar estudios más amplios para demostrarlo y buscar aquellos que nos permitiesen evaluar la mejora de la técnica con el entrenamiento, sin necesidad de ejecutar los saltos específicos a intensidad máxima y evitando el riesgo de provocar lesiones.
7. Se está intentando establecer una correlación entre los índices I_f/I_a y la altura de los saltos CMJ y ABK para esclarecer cuál es el patrón característico de las gimnastas de rítmica, tanto a nivel individual como de conjunto. Hasta el momento no tenemos datos concluyentes, aunque se aprecia una cierta tendencia que indica que índices del 30-40% arrojan valores superiores de altura como se observa en la figura 12.
8. A través de los informes individualizados se ha podido poner de manifiesto asimetrías importantes entre los saltos ejecutados con los apoyos izquierdo y derecho, hecho que sería penalizable en una competición oficial.

Conclusiones relacionadas con los aspectos metodológicos del proyecto

9. Con este estudio se ha pretendido caracterizar las curvas fuerza-tiempo de cada salto, entender su cinética y relacionarla con la técnica; en definitiva, ha servido para poner a punto una metodología para el análisis cinético de los saltos específicos más utilizados por las gimnastas en sus composiciones.
10. Se han identificado las variables cinéticas de más utilidad para los técnicos deportivos; aquellas que describen el patrón de cargas generado por las gimnastas en los saltos genéricos y específicos.

11. Los resultados proporcionados están siendo de utilidad a los técnicos deportivos para la planificación de las cargas a aplicar en el entrenamiento y para aprovechar las cualidades de fuerza de cada gimnasta a la hora de crear las composiciones.
12. A partir de este momento se está en disposición de realizar un seguimiento del rendimiento de las gimnastas en la técnica de saltos a lo largo de la temporada, planificando el entrenamiento individual y colectivamente.
13. Se ha elaborado un modelo de informe de resultados que permitirá a los técnicos deportivos hacer una interpretación sencilla y ágil, facilitando el análisis individualizado y colectivo.
14. A la vista de los resultados obtenidos y analizada la utilidad de los mismos en la planificación del entrenamiento de las gimnastas, se ha procedido a la construcción de un foso en el gimnasio del CAR de Madrid, para el anclaje de dos plataformas dinámométricas, lo que permitirá el registro de datos en condiciones reales de entrenamiento.

AGRADECIMIENTOS

Nuestro agradecimiento a María Fernández Ostolaza, entrenadora del equipo de conjuntos, a Ana Bautista, entrenadora del equipo de individuales y a su equipo técnico, por las ideas aportadas durante el desarrollo de este trabajo y su constante colaboración. Así mismo, agradecer a todas las gimnastas su participación en el estudio.

BIBLIOGRAFÍA

- AGUADO, X.; IZQUIERDO, M. y GONZÁLEZ, J. L. (1997a). *Biomecánica fuera y dentro del laboratorio*. Universidad de León.
- AGUADO, X.; IZQUIERDO, M. y GONZÁLEZ, J. L. (1997b). "Kinematic and kinetic factors related to the standing long jump performance". *J. of Human Movement Studies*, 32:156-169.
- BOBBERT, M. F.; KARIN, G. M.; GERRITSEN, M. C. A.; LITJENS, M. C. A. y VAN SOEST, A. J. (1996). "Why is countermovement jump height greater than squat jump height". *Med. Sci. Sports Exercise*, 28:1402-1412.
- BOSCO, C.; LUHTANEN, P. y KOMI, P. V. (1983). "A simple method for measurement of mechanical power in jumping". *Eur. J. Appl. Physiol.* 50:273-282.
- BOSCO, C. y KOMI, P. V. (1979). "Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles". *Eur. J. Appl. Physiol.* 45:209-215.
- FERRO, A. (1996). "Análisis biomecánico de la técnica de la carrera de los atletas ciegos paralímpicos". *Tesis doctoral*. Universidad Politécnica de Madrid.
- FERRO, A. (1998). "Instrumentación: Apoyo biomecánico a la Gimnasia Rítmico-deportiva". *Biomecánica*, 19:30-37.
- FERRO, A.; GRAUPERA, J. L.; BLANCO, M. I.; ANTÓN, E. y VERA, P. (1998). "Análisis del patrón de cargas generadas en los apoyos en la carrera de atletas ciegos a diferentes velocidades". *Biomecánica aplicada al Deporte I. Capítulo 11* Universidad de León.
- GONZÁLEZ, J. J. y GOROSTIAGA, E. (1997). *Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. Aplicación al alto rendimiento deportivo*. INDE. Barcelona.
- HÄKKINEN, K.; IZQUIERDO, M.; AGUADO, X.; NEWTON, R. U. y KRAEMER, W. J. (1996). "Isometric and explosive force production of leg extensor muscles in men at different ages". *Journal of Human Movement Studies*, 31:105-121.

- HOCHMUTH, G. (1973). *Biomecánica de los movimientos deportivos*. INEF. Madrid.
- KOMI, P. V. (1986). "Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic and mechanical factors". *Int. J. Sports Med.* 7 (suppl.):10-15.
- RAMIRO, J. (1989). *El calzado para la carrera urbana. Criterios biomecánicos de diseño*. Instituto de Biomecánica de Valencia.
- VIITASALO, J. T. (1985). "Measurement of force-velocity characteristics for sportmen in field conditions". En *Biomechanics IX-A*:96:101. Human Kinetics, Champaign Illinois, 1985.

VALORACIÓN DE LA FUERZA DINÁMICA EN LA FASE CONCÉNTRICA DEL MEDIO SQUAT CON ATLETAS VELOCISTAS MEDIANTE LA TECNOLOGÍA ERGO POWER CONECTADA AL MUSCLELAB

EVALUATION OF THE DYNAMIC FORCE IN
THE CONCENTRIC PHASE OF THE MEDIO SQUAT WITH
SPRINTER ATHLETES BY MEANS OF THE ERGO POWER
TECHNOLOGY CONNECTED TO THE MUSCLELAB

Padullés, J. M.

López, J. L.

Dirección para correspondencia:

Josep María Padullés
Instituto Nacional de Educación Física de Cataluña
Avda. de L'Estadi, s/n
Anella Olímpica de Montjuic
08038 Barcelona



Padullés, Josep Maria: Entrenador Nacional de Atletismo. Licenciado en Educación Física (INEFC, Barcelona), Ingeniero T.Ind. Electr. (UPC Barcelona). Actualmente trabaja en el departamento de Recerca i Post-Grau (Investigación) del INEFC de Barcelona. Colaborador del Dr. Bosco en los proyectos ErgoJump Plus y ErgoPower. Proyectos de I&D, "Plataforma de saltos por rayos infra-rojos" y "Sistema de cronometraje telemétrico". Investigaciones actuales, "Estudio comparado de atletas ciegos y videntes", "Anomalías torsionales", "Modelo mecánico del pie", "Simulación de cargas en prótesis de rodilla" y "Motricidad en afectados por parálisis cerebral". Entrenador en activo en el sector de pruebas combinadas de la RFEA, técnico olímpico en Atlanta-96.



López, José Luis: Entrenador Nacional de Atletismo. Actualmente, becario de investigación de postgrado en el INEFC de Barcelona, prepara su tesis doctoral "El entrenamiento de la fuerza en atletas velocistas de alto nivel: su aplicación en España". Autor de 11 libros de didáctica y divulgación deportivas, así como numerosos artículos técnicos. Investigador de la Fundación Barcelona Olímpica en 1999. Especialista de atletismo de Canal Plus y la Cadena SER, ha trabajado durante 15 años en más de 40 países, incluyendo 3 Juegos Olímpicos. Candidato al Premio Nacional del Deporte 1992.

Resumen: La aplicación de la más reciente versión de la tecnología Ergopower conectada al laboratorio de análisis neuromuscular MuscleLab, permite detectar y amplificar los procesos biológicos que ocurren en la contracción muscular, tanto dinámica como isométrica.

A lo largo de más de un año hemos realizado tests mediante esta tecnología a más de 50 atletas velocistas españoles de alto nivel y algunos extranjeros. Aquí presentamos la metodología empleada y los resultados del análisis biomecánico de la fase concéntrica del 1/2 squat en barra con cargas progresivas, por parte de los atletas campeones de España Frutos Feo y Carme Blay, a lo largo de una temporada. Los resultados evidenciarán la excelente progresión de estos atletas en sus resultados de fuerza con respecto a la media.

La información de la que normalmente disponen los entrenadores (series, repeticiones y carga en kgs) es insuficiente y no refleja lo que realmente está ocurriendo en la realización del ejercicio. Ahora, mediante esta nueva tecnología, podemos analizar la fuerza, en todas sus expresiones, velocidad y potencia durante el trabajo muscular.

Palabras Clave: Fuerza, MuscleLab, Ergopower, atletismo, velocidad, potencia, valoración funcional.

Abstract: The application of the most recent version of ErgoPower technology connected to the MuscleLab laboratory of neuromuscular analysis, permits the detection and amplification of the biological processes that take place in both the dynamic and isometric muscular contraction.

For over one year, tests have been administered to more than 50 high level Spanish sprint athletes applying this technology.

Here we present the methodology used with the Spanish champions Frutos Feo and Carmen Blay, and also the results of the biomechanical analysis of the concentric phase of the 1/2 squat on bar with progressive loads during one season.

The results show the excellent progression of these athletes in their results for strength with respect to the average.

The information that trainers normally have (series, repetitions and loads in kg.) is not enough and does not show what is really happening during the performance of the exercise.

Now, with this new technology we can analyse strength in all its expressions, speed and power during muscular work.

Key Words: strength, ErgoPower, MuscleLab, athletics, speed, power, evaluation.

INTRODUCCIÓN

A lo largo de la temporada atlética 1997-1998, procedimos a la realización de diversos tests de fuerza y velocidad a un grupo de velocistas españoles de alto nivel y algunos extranjeros (22 hombres y 25 mujeres), efectuándose las mismas pruebas y en idénticas circunstancias en tres momentos significativos de la temporada: diciembre (que corresponde al período preparatorio invernal), febrero-marzo (en el mejor momento del período competitivo de pista cubierta), y julio-agosto (en el punto álgido del período competitivo de aire libre).

En este artículo queremos mostrar una pequeña parte de nuestro estudio : el análisis biomecánico de la fase concéntrica del 1/2 squat en barra con cargas progresivas, por parte de los atletas campeones de España Frutos Feo y Carme Blay, a lo largo de una temporada. Hemos elegido a estos dos atletas no sólo por su condición de números uno de la velocidad española, sino también porque sus resultados en los tests que hemos realizado evidencian una progresión más evidente, que luego se correlaciona con sus resultados en las competiciones, y valora en su justa medida el excelente trabajo en cuanto a la fuerza se refiere llevado a cabo por los entrenadores Carlos Gil y Carles Lloveras respectivamente.

Es evidente que realizando sólo este test no medimos todas las manifestaciones de la fuerza que intervienen en una carrera de velocidad, como por ejemplo la importantísima fuerza reactiva, pero para evaluar tales expresiones ya realizamos también otros tests, que se escapan de esta comunicación.

La información de la que normalmente disponen los entrenadores en un trabajo de pesas (series, repeticiones y kgs) es insuficiente y no refleja lo que realmente está ocurriendo en la realización del ejercicio. Ahora, gracias a la tecnología Ergo Power conectada al Muscle Lab, disponemos de datos de potencia y velocidad durante el trabajo muscular, pudiendo valorar y adaptar los entrenamientos con mayor precisión.

MÉTODO

El instrumental seleccionado para llevar a cabo el programa de valoración de la fuerza en velocistas viene condicionado por los parámetros que pretendemos evaluar. Nuestro objetivo ha sido crear una base de datos novedosa que incluyera datos sobre manifestaciones de fuerza que no se habían obtenido hasta el momento en España y de los cuales hay pocos informes en la literatura especializada tanto en lo que se refiere a los sujetos de estudio, corredores de velocidad de élite, como en lo referente al número de sujetos y el tiempo de seguimiento. El objetivo de la valoración ha sido doble, obtener datos de estudio y ofrecer al entrenador orientaciones sobre el entrenamiento de fuerza a aplicar.

Los dinamómetros más utilizados en investigaciones de Ciencias del deporte son:

- Isométricos.
- Isocinéticos.
- Isotónicos.

Cada uno de los sistemas proporciona informaciones válidas para el tipo de contracción que valora el dinamómetro utilizado. Los dinamómetros isométricos pueden estar contruidos

mediante resortes, strength-gauge o sobre plataformas de fuerza. La información proporcionada por estos dispositivos, a pesar de haber sido muy utilizados en el pasado, no ofrece unos datos suficientemente válidos del comportamiento dinámico de los grupos musculares a evaluar (Clark, 1948). Con estos sistemas se ha buscado estudiar la relación entre la fuerza y el tiempo transcurrido en alcanzarla. La capacidad de desarrollo de altos gradientes de fuerza al inicio de una contracción isométrica se ha atribuido a la capacidad de reclutar unidades motoras (Komi, 1979), también se ha correlacionado con la fuerza explosiva (Schmidtbleicher, 1981) y ésta a su vez se ve correlacionada con la capacidad de reclutamiento de fibras rápidas (Bosco y Komi, 1979). Otros autores han observado correlaciones bajas entre la máxima fuerza isométrica (MFI) y la fuerza explosiva (Jaic y col., 1989 y Murphy y col. 1994). Por su parte, Bosco, 1981, y Abe y col., 1992, han observado que un aumento de la fuerza explosiva como consecuencia del entrenamiento llevaba a una reducción de la FMI.

La aparición de instrumentos que permiten valorar la fuerza manteniendo constante la velocidad angular ha significado un progreso notable ya que proporcionan información de las características dinámicas de la contracción, tienen la gran ventaja de que sus resultados son altamente reproducibles y se realizan con una gran seguridad para el sujeto examinado. No cabe duda que representa un gran avance, pero la información se obtiene a partir de acciones que rara vez se producen en la actividad deportiva. La contracción muscular viene determinada por las condiciones previas a la que está sometida (tensión, ángulo articular, estiramiento previo) y su rendimiento depende de estas condiciones. Por otra parte hay que destacar que la valoración isocinética presenta correlaciones altas con las contracciones isotónicas realizadas a la misma velocidad (Lander, 1985). Por lo tanto, la velocidad máxima que se puede obtener en el dinamómetro isocinético representa una limitación importante. Una diferencia que cabe destacar es que la contracción isocinética no viene estimulada por el peso del sujeto o de una carga, lo cual hace imposible la contracción en algunos sujetos con ciertas neuro-patologías (Padullés, 1998).

Durante la activación isocinética el esfuerzo máximo se da durante todo el rango del movimiento, mientras que en la contracción isotónica sólo se da en un punto determinado que depende de factores biomecánicos, anatómicos y fisiológicos. Por medio de EMG podemos observar que los movimientos isotónicos y balísticos manifiestan una gran actividad en el inicio seguida de un descenso progresivo.

Los métodos de evaluación isotónicos están basados en el análisis de movimientos realizados generalmente contra gravedad y de los cuales se registra la fuerza de forma indirecta, a partir de reacciones sobre una plataforma, los valores cinemáticos del desplazamiento de una carga o del propio peso corporal o a partir de tiempos de vuelo y contacto con el suelo.

Las características mecánicas de la carrera y el tipo de entrenamiento que realizan los velocistas nos ha llevado a elegir la evaluación isotónica al ser la más próxima en cuanto a la forma de contracción y al conocimiento previo que tiene el atleta del movimiento a ejecutar. El ejercicio elegido ha sido el medio squat clásico con barra libre, partiendo de parado con flexión de rodilla de 90°, y con sobrecargas progresivas. Éstas han ido aumentando en el caso de los hombres de 30 en 30 kg, y para las mujeres, de 20 en 20 kg, siendo la primera carga para ambos casos sólo la barra (20 kg). Las razones por las que hemos optado

por este ejercicio son fundamentalmente dos : no es extraño a los atletas pues figura en los entrenamientos de todos los que han pasado estas pruebas (no podemos decir lo mismo, por ejemplo, del squat completo), y además, dado que los tests se han realizado en localizaciones diferentes, la reproductibilidad de un test que utiliza una barra olímpica y sus correspondientes discos es absoluta, lo que no hubiese ocurrido con prensas u otras máquinas de musculación.

Cada atleta realizó dos repeticiones consecutivas con la misma carga, tomándose los datos de la mejor en cuanto a la potencia media que registró.

Los parámetros mecánicos a medir han sido:

- Fuerza media y pico de fuerza.
- Potencia media y pico de potencia.
- Velocidad media.
- Desplazamiento.
- Tiempo.
- Tiempo en alcanzar el pico de potencia

Para monitorizar el movimiento hemos probado con distintos dinamómetros:

- Ergo Jump Bosco System (AFR, Barcelona) con plataforma de infra-rojos.
- Plataforma Dinascan (IBV, Valencia).
- Prototipo Ergo Power (O.Olsen, Oslo (N)).
- Fdyne (Fitronic, Bratislava (SL)).
- DynaByopsy.
- BioRobot (Ergotest Tech., Langesund (N)).
- Ergo Power 2000 (Bonomi, Rieti (IT)).
- (Globus, Roma, IT).
- Ergo Power ME3000 (Ergotest Tech., Langesund, (N)).
- Muscle Lab Bosco System (Ergotest Tech., Langesund, (N)).

Una de las condiciones impuestas al equipo de evaluación ha sido que sea fácil de transportar, montar y utilizar ya que los tests no se han realizado en laboratorio, sino en las zonas habituales de entrenamiento, y por lo tanto debe ser autónomo y conectado al ordenador portátil. También hemos exigido que los resultados se puedan entregar inmediatamente y proporcionen información a los entrenadores que les permita mejorar su entrenamiento.

Finalmente nos hemos inclinado por el equipo de evaluación neuromuscular MuscleLab de Ergotest Tech. diseñado por Ole Olsen (Langesund, N), con la colaboración de C. Bosco, P. Tesch, H. Berg, J. Vitasalo, A. Belli entre otros. Este proyecto fue diseñado en un principio para la monitorización de las máquinas Yoyo (Berg & Tesch) de musculación elegidas por la NASA y se le fueron añadiendo módulos hasta convertirlo en un verdadero laboratorio de análisis neuro-muscular con todas las señales sincronizadas. El sistema también incorpora un sistema extremadamente preciso de cronometraje que soporta distintos tipos de arranque, hasta 99 barreras fotoeléctricas con detección y eliminación de dobles cortes y velocímetro que nos ha evitado tener que utilizar un sistema externo. Otra ventaja del sis-

tema es que incluye y mejora el sistema Ergo Jump (Bosco System) con base de datos y registro gráfico.

El MuscleLab nos proporciona todos los datos mecánicos requeridos de una forma extremadamente rápida que nos permite evaluar a varios atletas al mismo tiempo. Para ello hemos utilizado el Basic Test, renunciando a utilizar el Extended Test que proporciona información sobre la dinámica de todos los parámetros mecánicos de cada contracción, medida directa de la fuerza, cuatro canales de EMG y dos canales de electrogoniometría, todo ello sincronizado, registrado, grabado y presentado gráficamente en tiempo real. El equipo incorpora test isométricos utilizando un sensor de fuerza y monitorización de máquinas YoYo.

El equipo está formado por:

- Unidad de control alimentada por baterías recargables.
- Ordenador portátil Pentium.
- Plataforma de contactos o a infrarrojos.
- Encoder lineal de movimiento.
- Acelerómetro de un canal.
- Dos canales de goniometría.
- Cuatro canales de EMG.
- Barreras fotoeléctricas.
- Encoder rotatorio para máquinas YoYo.

BASIC TEST

Consiste en la valoración de los parámetros mecánicos obtenidos a partir de una serie de contracciones efectuadas con cargas progresivas. Sólo precisa el uso de la unidad de control unida al ordenador por un port RS232 y el encoder lineal de movimiento. Una vez conectado el extremo del encoder a la carga que se va a movilizar se puede protocolizar perfectamente el movimiento pues se puede fijar el punto exacto de inicio del gesto (flexión de rodilla de 90°), ya que el sistema incorpora un indicador sonoro y gráfico del punto de inicio, e indicar el recorrido mínimo para que sea válido. Se puede elegir sólo la fase concéntrica (que es el caso de los tests que nos ocupan) o la modalidad excéntrica-concéntrica, pues el sistema proporciona la información de los parámetros mecánicos para ambos casos. A continuación se elige el ejercicio, sujeto y el grupo al que pertenece. El siguiente paso es la introducción de la carga, y se inicia el movimiento. El sistema proporciona los siguientes datos para las fases concéntrica y excéntrica:

- Carga externa y total (Kg).
- Potencia media (W).
- Fuerza media(N).
- Velocidad media y pico de velocidad (m/s).
- Distancia recorrida por la carga (cm).
- Tiempo (s).
- Tiempo para alcanzar el pico de velocidad (s).
- Estimación de 1 RM (Kg) y ratio carga-peso corporal.
- Carga para la máxima potencia y ratio potencia-peso corporal.

- Factor fuerza-velocidad.
- Ecuación de la curva F-V y coeficiente de correlación.
- Ecuación de la curva Carga-V y coeficiente de correlación.

Las gráficas obtenidas son:

- Velocidad-Fuerza.
- Velocidad-Potencia.
- Velocidad-Carga.

Además podemos leer los resultados previstos con otras cargas distintas a las usadas en el test.

Características técnicas

Resolución del timer de entrada (plataformas y cronómetros)	<5us
Resolución del encoder lineal	<0.075 mm
Resolución encoder rotativo en pulsos por vuelta	200
Rango de los goniómetros	15-320°
Técnica de EMG	RMS
Frecuencia muestreo de la señal convertida	100 Hz
Resolución convertidor A/D	10 bits

FRUTOS FEO

Zamora, 01.01.72 - 1,80m/77kg

Entrenador: Carlos Gil

Mejores marcas: 100 m 10.22 (97), 60 m pc 6.59 (97)

Historial español

Plusmarquista de España de 4 x 100 m (38.60)

Plusmarquista de España de 60 m en pista cubierta (6.59)

Campeón de España promesa de 100 m (1994) y 200 m al aire libre y en pista cubierta (1992)

Campeón de España de 100 m (1997-98) y 200 m (1994)

Campeón de España de 60 m en pista cubierta (1996)

Historial internacional

Participante en los Juegos Olímpicos Atlanta 1996 y en los Campeonatos del Mundo Göteborg 1995, Atenas 1997 y Sevilla 1999.

7° clasificado en los Campeonatos del Mundo Atenas 1997 en 4 x 100 m

CARME BLAY

Sant Pere de Ribes (Barcelona), 31.07.73 - 1,63m/56kg

Entrenador: Carles Lloveras

Mejores marcas: 100 m 11.57 (96), 60 m pc 7.35 (98)

Historial español

Campeona de España junior de 60 m en pista cubierta (1991-92)

Campeona de España promesa de 100 m (1993-94-95)

Campeona de España promesa de 60 m en pista cubierta (1994-95)

Campeona de España absoluta de 60 m en pista cubierta (1995-96-97-98-99)

Campeona de España absoluta de 100 m (1995-97)

Historial internacional

Participante en el Campeonato del Mundo en pista cubierta Barcelona 1995 y en los Campeonatos del Mundo al aire libre Sevilla 1999.

RESULTADOS

Frutos Feo

En el caso de Frutos Feo se analizó su evolución en la temporada de pista cubierta, realizándose el primer test (test I) a mediados del mes de diciembre, en plena preparación invernal, y el segundo (test II) el 1 de marzo, es decir, justo 48 horas después de haber participado este atleta en el Campeonato de Europa en pista cubierta disputado en Valencia, donde estuvo su mejor marca de la temporada en 60 m (6.67) y alcanzó las semifinales.

Como podemos observar en la tabla 1, los datos de Frutos Feo evidencian una espectacular mejora de los valores de potencia media en cada una de las cinco cargas, comparando los resultados de diciembre y marzo. No obstante, en la primera de ellas (sólo la barra de 20 kg), está por debajo de los valores medios, lo que también veremos con Carme Blay. Es decir, el grado de significación del valor de potencia media con una carga tan pequeña es bajo con respecto al nivel atlético real del velocista.

No obstante, ya podemos observar en el test II un altísimo índice de aceleración (10,52), que evidencia que la transformación del trabajo de fuerza en velocidad había sido muy correcto en este atleta. Así, en el test I llegaba a un pico de velocidad de 1,82 m/s, tardando en llegar a éste 0,27 s. No eran buenos valores, lo que significaba que Frutos Feo estaba todavía realizando un duro trabajo de fuerza basado en el volumen. En el test II, en cambio, llega a un pico de velocidad mucho más alto (2,21 m/s) y en menos tiempo (0,21 s). La transformación de la fuerza en velocidad se había conseguido.

En 50 kg, las mejoras entre ambos tests son claras, situándose en cuanto a potencia media muy por encima de la media de la muestra en el test II, lo que repetirá ya en el resto de las cargas. También con 50 kg, en el test II, obtiene su pico de velocidad más alto (2,23

m/s), así como el mejor tiempo al pico de velocidad de todos los atletas de la muestra (0,25 s), lo que da un índice de aceleración muy bueno (8,92), que contrasta con el test I (6,16), claramente por debajo de la media.

En la tercera carga (80 kg), Frutos Feo obtiene los mejores valores de todos los atletas en velocidad media (105 cm/s) y tiempo al pico de velocidad (0,26 s). Aquí ya podemos hablar de una carga considerable (sobre el 100 % de su peso corporal), lo que hace que, por primera vez, sus valores del test I estén algo por encima de la media. Pero las diferencias quedan mucho más claras en la pista cubierta.

En el test II con 110 kg, el atleta castellano obtiene su valor de potencia media más alto (2.099 W), que a su vez es el mejor de todos los participantes en el test. Consideramos que valores por encima de los 2.000 W corresponden a velocistas masculinos de altísimo nivel, si bien hemos encontrado algún caso aislado de atletas que han dado un valor de potencia media muy alto que no se corresponde con su marca en competición. En este caso, se trataba de dos atletas que basan su trabajo de fuerza de forma casi exclusiva en la fuerza máxima.

En cuanto a Frutos Feo, observamos que en 110 kg es cuando su mejora de potencia media entre ambos tests es mayor (531 W más), volviendo a registrar la mayor velocidad media de todos los participantes (95 cm/s).

En la última carga (140 kg), se produce en el test II una lógica bajada de la curva de potencia y las diferencias con respecto al test I son bastante menores.

Tabla 1

Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Frutos Feo	20	97	985	1138	87	39	0,45	1,82	0,27	6,74
Media		93,88	1218,17	1128,92	107,08	53,88	0,51	2,42	0,29	8,34
SD		5,54	286,62	80,83	19,11	14,82	0,11	0,4	0,09	
Valor máximo		107	1772	1318	148	87,5	0,73	3,24	0,5	
Valor mínimo		87	882	992	85	33,8	0,34	1,82	0,15	
Mar-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Frutos Feo	20	97	1297	1191	109	47,9	0,44	2,21	0,21	10,52
Media		95	1323,22	1175,39	111,67	49,37	0,45	2,39	0,24	9,95
SD		6,34	282,07	94,73	16,55	8,13	0,07	0,24	0,07	
Valor máximo		107	1886	1359	139	66,6	0,62	2,8	0,4	
Valor mínimo		88	891	1050	85	38,9	0,38	2,13	0,17	
Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Frutos Feo	50	127	1304	1453	90	49,4	0,55	1,85	0,3	6,16
Media		123,22	1512,22	1471,78	102,44	50,29	0,49	2,19	0,27	8,11
SD		6,12	222,53	69,53	11,67	8,97	0,08	0,32	0,07	
Valor máximo		137	1888	1646	115	61,9	0,64	2,74	0,41	
Valor mínimo		117	1205	1398	84	33,7	0,4	1,75	0,19	

Mar-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Frutos Feo	50	127	1752	1551	113	53,1	0,47	2,23	0,25	8,92
Media		125	1427,33	1458,56	97	51,44	0,55	2,18	0,35	6,22
SD		6,34	350,5	106,73	18,7	6,31	0,1	0,18	0,11	
Valor máximo		137	1863	1624	115	64,2	0,8	2,45	0,63	
Valor mínimo		118	728	1303	56	42,1	0,47	1,87	0,25	
Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Frutos Feo	80	157	1628	1794	91	50,8	0,56	1,92	0,34	5,64
Media		153,88	1507,58	1743,58	86,42	49,81	0,58	1,94	0,4	4,85
SD		5,54	208,68	60,22	10,54	7,07	0,1	0,16	0,1	
Valor máximo		167	1807	1853	101	61,3	0,73	2,19	0,57	
Valor mínimo		147	1155	1657	70	34,7	0,46	1,6	0,26	
Mar-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Frutos Feo	80	157	1971	1876	105	51,5	0,49	2,04	0,26	7,84
Media		154,6	1562,2	1775,2	87,5	46,4	0,53	1,87	0,34	5,5
SD		6,11	259,21	92,56	10,28	7,15	0,06	0,2	0,06	
Valor máximo		167	1989	1943	105	57,3	0,61	2,17	0,41	
Valor mínimo		148	1188	1647	72	36,2	0,43	1,55	0,26	
Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Frutos Feo	110	187	1568	2049	73	40,2	0,55	1,61	0,4	4,02
Media		184,56	1699,22	2089,44	81,22	43,82	0,54	1,75	0,36	4,86
SD		5,9	200,94	56,8	8,73	4,88	0,05	0,11	0,04	
Valor máximo		197	1956	2203	92	51,1	0,62	1,91	0,42	
Valor mínimo		177	1338	1993	67	35,6	0,47	1,61	0,3	
Mar-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Frutos Feo	110	187	2099	2212	95	44,6	0,47	1,82	0,29	6,27
Media		184,6	1569,9	2073,1	75,2	40,54	0,54	1,63	0,37	4,4
SD		6,11	322,98	108,55	11,69	7,09	0,07	0,17	0,07	
Valor máximo		197	2099	2245	95	53,5	0,66	1,9	0,47	
Valor mínimo		178	1100	1941	57	33,6	0,45	1,44	0,27	
Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Frutos Feo	140	217	1756	2375	74	48,1	0,65	1,6	0,47	3,4
Media		214,56	1619,11	2358,78	68,67	40,44	0,59	1,54	0,42	3,66
SD		5,9	208,7	91,45	7,66	6,5	0,09	0,09	0,07	
Valor máximo		227	1830	2581	78	48,8	0,7	1,66	0,49	
Valor mínimo		207	1266	2257	56	30,9	0,45	1,39	0,3	

Mar-98	Carga C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)	
Frutos Feo	140	217	1793	2421	74	40,7	0,55	1,63	0,38	4,28
Media		214,55	1653,73	2397,45	68,55	34,93	0,51	1,45	0,36	4,02
SD		5,8	284,07	98,43	9,2	5,06	0,05	0,15	0,05	
Valor máximo		227	2073	2560	81	44,5	0,58	1,71	0,45	
Valor mínimo		208	1244	2264	54	29,2	0,41	1,27	0,28	

1/2 Squat S.J.- Atletismo

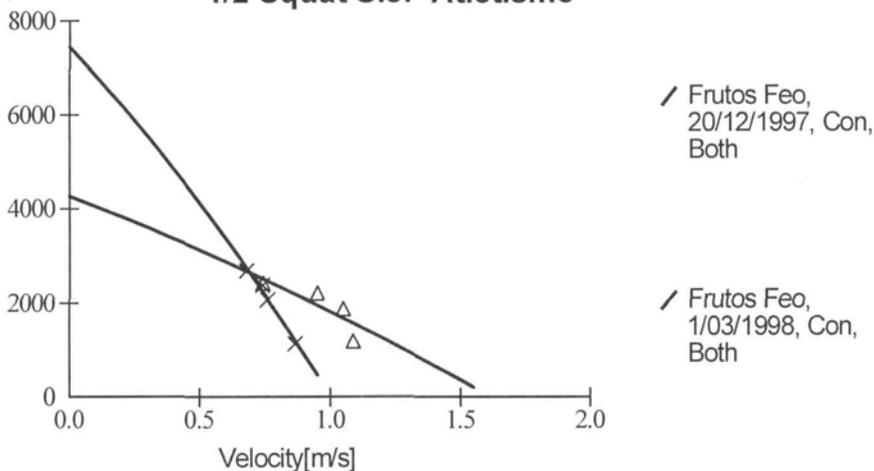


Gráfico 1. Curvas de fuerza-velocidad.

1/2 Squat S.J.- Atletismo

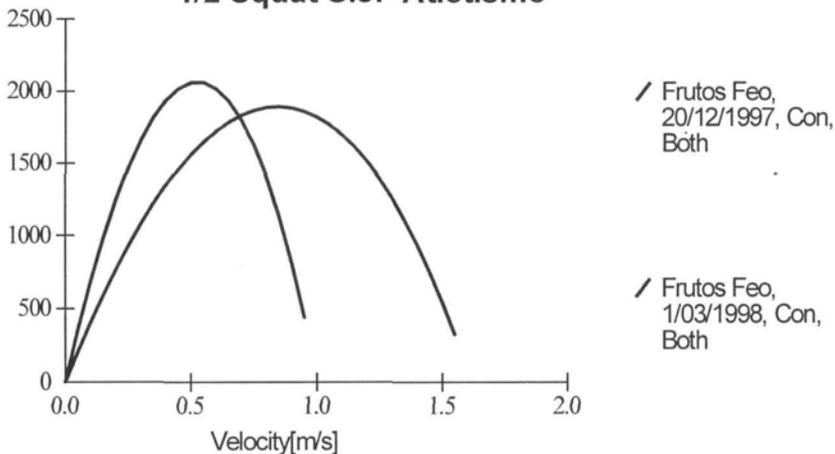


Gráfico 2. Curvas de potencia-velocidad.

Carme Blay

El estudio de la evolución de los valores de fuerza de Carme Blay (tabla 2) comprende un primer test (test I) en el mes de diciembre (período preparatorio invernal) y el segundo (test II) en el mes de agosto, en la siguiente semana de su participación en el Campeonato de España absoluto donde obtuvo la medalla de plata en 100 m. No obstante, consideramos a Carme Blay como la mejor velocista española del año, liderando el ránking con 11.57.

Los resultados de los tests en la primera carga (la barra de 20 kg) no nos ofrecen datos muy significativos. Carme Blay presenta unos valores discretos, algo por debajo de la media, y con pequeñas diferencias entre ambos tests.

Con 40 kg los resultados ya son mucho más evidentes. La mejora en cuanto a potencia media es la mayor (454 W más), y se registra un alto índice de aceleración (8,88), claramente por encima de la media. Tal y como pasaba con Frutos Feo, vemos la clara transformación del trabajo de fuerza a la velocidad. Si en diciembre tardaba 0,38 s para llegar a un pico de velocidad de 2,07 m/s, en agosto sólo necesita 0,26 s para alcanzar un pico mucho más alto de 2,31 m/s.

A partir de 60 kg Carme Blay se confirma como la más destacada de las atletas que participaron en las pruebas. En el test II obtiene los valores máximos de la muestra en cuanto a potencia media (1.282 W), velocidad media (94 cm/s) y pico de velocidad (1,98 m/s). Estamos, pues, con una carga bastante significativa, algo por encima del peso corporal de la atleta, lo que en el caso de Frutos Feo correspondería a 80 kg.

De los tests realizados con 80 kg, cabe destacar que Carme Blay logra el pico de velocidad más alto de todas las participantes (1,68 m/s), quedando muy cerca de los valores máximos en el resto de los parámetros.

En 100 kg, la atleta catalana obtiene la mejor prestación de la muestra en potencia media (1.254 W) y velocidad media (72 cm/s). Por tanto, destaca que es capaz de mover la barra casi a la misma velocidad media con una carga externa de 100 kg en agosto que con 40 kg en diciembre (72 y 74 cm/s respectivamente).

En la última carga (120 kg), la atleta obtiene excelentes resultados. Registra los mejores valores de la muestra en potencia media (1.352 W), velocidad media (68 cm/s), pico de velocidad (1,31 m/s) y tiempo al pico de velocidad (0,35 s). No obstante, tal y como pasaba con Frutos Feo, la mejora en esta carga máxima con respecto al test I no es tan grande, algo lógico teniendo en cuenta que en el período competitivo ya no se utilizan cargas tan altas en los entrenamientos y sí son propias del invierno.

Dado que Carme Blay seguía mejorando su registro de potencia media, podíamos haber seguido aumentando la carga hasta 140 kg para así completar una curva más significativa. No obstante, se optó por finalizar el test en 120 kg por razones de seguridad (la atleta tenía que participar en el Campeonato de Europa dos semanas después).

Tabla 2

Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Carme Blay	20	76	791	895	88	39,8	0,45	1,9	0,25	7,6
Media		78,88	918,12	961,35	92,35	39,26	0,42	1,86	0,29	6,41
SD		4,76	193,53	81,54	19,91	6,55	0,08	0,22	0,24	
Valor máximo		87	1251	1075	116	47,2	0,66	2,36	1,18	
Valor mínimo		80	500	756	35	26,9	0,32	1,49	0,13	
Jul/ago-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Carme Blay	20	76	852	891	96	47,8	0,5	2,07	0,28	7,39
Media		75,35	880,23	902,46	96,54	44,12	0,47	2,06	0,27	7,62
SD		3,93	218,37	72,25	18,48	7,75	0,1	0,24	0,1	
Valor máximo		83,5	1187	1024	125	56,2	0,74	2,34	0,53	
Valor mínimo		69	520	773	67	32,3	0,38	1,51	0,17	
Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Carme Blay	40	96	780	1057	74	45	0,61	2,07	0,38	5,44
Media		98,89	1009,39	1163,67	86,28	39,21	0,45	1,75	0,27	6,48
SD		4,61	163,34	74,05	9,87	5,83	0,07	0,18	0,06	
Valor máximo		107	1276	1286	99	51,3	0,61	2,07	0,38	
Valor mínimo		90	705	994	67	26,9	0,35	1,39	0,16	
Jul/ago-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Carme Blay	40	96	1234	1155	107	51,3	0,48	2,31	0,26	8,88
Media		95,35	1015,08	1121,54	90,08	41,78	0,47	1,89	0,28	6,75
SD		3,93	193,74	64,36	13,1	6,46	0,05	0,21	0,05	
Valor máximo		103,5	1359	1249	109	52,2	0,55	2,31	0,38	
Valor mínimo		89	683	1005	67	32	0,39	1,55	0,19	
Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Carme Blay	60	116	1134	1358	84	36,7	0,44	1,65	0,25	6,6
Media		118,89	1051,17	1360,06	77,11	37,57	0,48	1,58	0,32	4
SD		4,61	135,71	65,98	7,95	5,91	0,07	0,12	0,07	
Valor máximo		127	1272	1470	87	50	0,64	1,8	0,49	
Valor mínimo		110	720	1200	60	26,6	0,35	1,4	0,19	
Jul/ago-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s ²)
Carme Blay	60	116	1282	1361	94	46,2	0,49	1,98	0,29	6,82
Media		115,35	1064,77	1319,54	80,23	39,98	0,5	1,71	0,32	5,34
SD		3,93	136,89	55,28	7,58	4,69	0,05	0,15	0,06	
Valor máximo		123,5	1282	1414	94	46,7	0,58	1,98	0,42	
Valor mínimo		109	772	1206	64	32,7	0,41	1,41	0,22	

Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s2)
Carme Blay	80	136	1087	1515	72	38,8	0,54	1,6	0,37	4,32
Media		138,88	1055,76	1515,94	68,47	36,81	0,52	1,46	0,37	3,94
SD		4,76	169,26	137,36	8,46	9,47	0,1	0,15	0,11	
Valor máximo		147	1487	1723	86	62,5	0,74	1,78	0,59	
Valor mínimo		130	750	1155	54	24	0,35	1,25	0,2	
Jul/ago-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s2)
Carme Blay	80	136	1187	1539	77	39,3	0,51	1,68	0,35	4,8
Media		135,35	1043,15	1508,46	69,08	36,32	0,53	1,49	0,36	4,13
SD		3,93	121,92	52,36	6,81	5,48	0,08	0,13	0,08	
Valor máximo		143,5	1209	1595	79	46,5	0,66	1,68	0,5	
Valor mínimo		129	810	1423	56	24,2	0,4	1,16	0,22	
Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s2)
Carme Blay	100	156	1062	1709	62	33,6	0,54	1,38	0,38	3,63
Media		158,94	1178,81	1776,81	66,13		0,5	1,34	0,36	3,72
SD		4,91	199,5	93,34	8,07		0,14	0,12	0,13	
Valor máximo		167	1597	1919	83		0,94	1,62	0,79	
Valor mínimo		150	825	1610	51		0,31	1,16	0,23	
Jul/ago-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s2)
Carme Blay	100	156	1254	1735	72	39,8	0,55	1,57	0,39	4,02
Media		155,79	1069,67	1715	62,33	32,82	0,53	1,33	0,37	3,59
SD		3,75	113,46	50,41	5,09	4,17	0,07	0,13	0,08	
Valor máximo		163,5	1254	1803	72	39,8	0,68	1,57	0,53	
Valor mínimo		149	891	1611	55	25,5	0,4	1,14	0,22	
Dic-97	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s2)
Carme Blay	120	176	1285	1980	65	29,2	0,45	1,16	0,31	3,74
Media		179,18	1136,64	1961,82	57,82	30,34	0,53	1,22	0,38	3,21
SD		4,92	184,32	69,77	8,17	4,01	0,09	0,12	0,08	
Valor máximo		187	1366	2060	67	35,9	0,75	1,49	0,56	
Valor mínimo		173	797	1869	42	23,4	0,43	1,07	0,28	
Jul/ago-98	Carga	C+Pc (Kg)	P(W)	F(N)	V(cm/s)	D(cm)	T(s)	Pv(m/s)	T Pv(s)	A(m/s2)
Carme Blay	120	176	1352	1977	68	32,8	0,48	1,31	0,35	3,74
Media		177,21	1101,57	1925,57	57	31,01	0,55	1,22	0,39	3,12
SD		3,2	144,14	45,74	6,3	2,75	0,05	0,08	0,04	
Valor máximo		183,5	1352	1983	68	34,6	0,62	1,31	0,45	
Valor mínimo		174,5	895	1862	48	27,2	0,48	1,1	0,35	

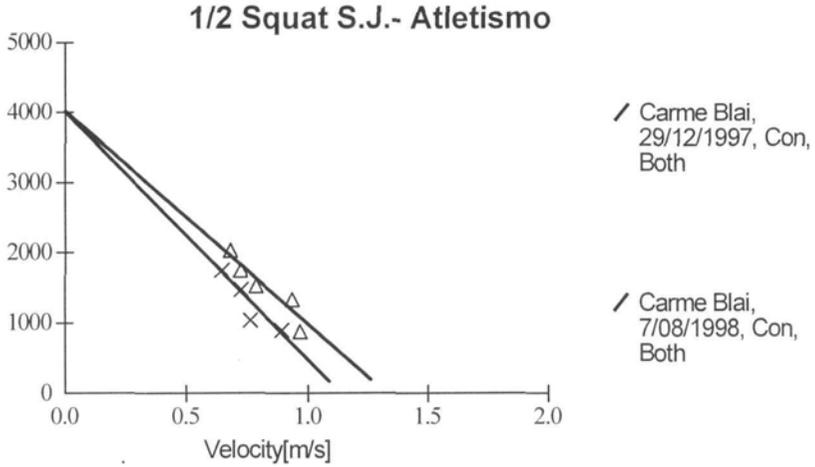


Gráfico 3. Curvas de fuerza-velocidad.

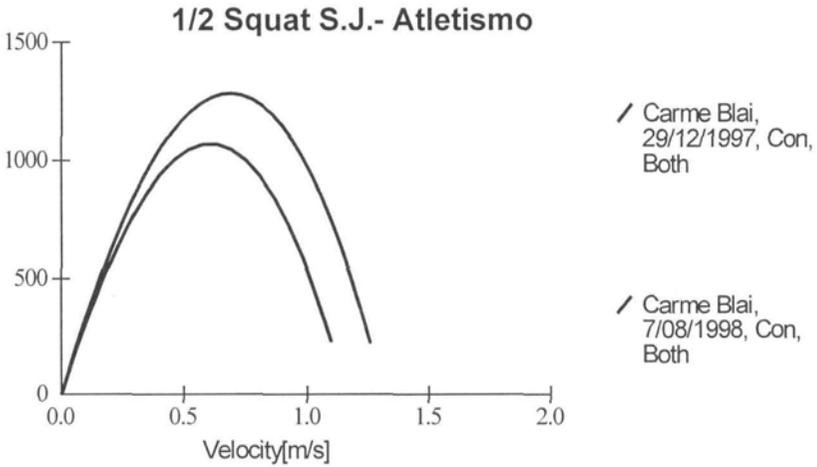


Gráfico 4. Curvas de potencia-velocidad.

Abreviaturas

- C+Pc** Carga más peso corporal
- P** Potencia
- F** Fuerza
- V** Velocidad
- D** Desplazamiento
- T** Tiempo
- Pv** Pico de velocidad
- T Pv** Tiempo al pico de velocidad
- A** Índice de aceleración

CONCLUSIONES

La nueva tecnología Ergo Power conectada al Muscle Lab proporciona interesantes y novedosos datos sobre valoración de la fuerza dinámica en deportistas, de gran validez para los entrenadores.

Los resultados de los tests de los atletas Frutos Feo y Carme Blay evidencian una muy buena evolución de los niveles de fuerza valorados, con la consiguiente transformación hacia niveles de velocidad óptimos.

En estos dos casos en concreto encontramos una alta correlación de las prestaciones de los tests con el rendimiento deportivo en la competición. Los dos mejores atletas en los tests han sido los que mejores resultados han dado en competición.

Se ha observado que los tests realizados con la carga más baja (20 Kg) no son significativos ni con el resultado final de esta valoración de la fuerza ni con el nivel competitivo de los atletas.

Dado lo novedoso de estas investigaciones, serán necesarios nuevos tests con más deportistas de diferentes especialidades para poder valorar con mayor precisión los resultados de Frutos Feo y Carme Blay y la evolución de sus niveles de fuerza.

ESTUDIO PILOTO DE VARIABLES CINEMÁTICAS, DINÁMICAS Y ELECTROMIOGRÁFICAS EN DOS EJERCICIOS DE MUSCULACIÓN DEL TREN INFERIOR

PILOT STUDY OF KINEMATIC, DYNAMIC AND
ELECTROMIOGRAPHIC VARIABLES IN TWO POWER
TRAINING EXERCISES OF THE LOWER LIMBS

*García-Fogeda Herrera, A.
Áquila Dumit, F. J.
Molina, X.
De Blas, X.*

Dirección para correspondencia:

Alberto García-Fogeda Herrera
Instituto Nacional de Educación Física de Cataluña y Centro de Lérida
Partida Caparrella, s/n
25191 Lérida
E-mail: agfojeda@inefc.udl.es



Alberto García-Fogeda Herrera: Licenciado E.F. Responsable del Laboratorio de Biomecánica, y Profesor Titular de Biomecánica de la actividad física y el deporte, y de Biomecánica de las técnicas deportivas en el INEFC centro de Lleida.



Fernando Águila Dumit: Licenciado E.F. por la Universidad de Catamarca (Argentina). Profesor de Estadística aplicada a la E.F. y el deporte en el Instituto de E. Física de Mendoza (Argentina).

Resumen: *Objetivo:* Comparar desde la visión de la Biomecánica, la actividad muscular del Vasto Interno, Vasto Externo, Bíceps Femoral y Tibial Anterior de 30 individuos estudiantes de Educación Física durante la ejecución de ejercicios de musculación del tren inferior. *Método:* Previo entrenamiento específico de 10 semanas; se realizó una valoración Cinemática, Dinámica y Electromiográfica de la 3ra. Repetición de los ejercicios de musculación denominados "Sentadilla por detrás" y "Jaca 45°"; utilizando como carga el propio peso corporal. *Resultados:* En el análisis cinemático, se observó que la distancia horizontal entre el centro de gravedad del sistema y la rodilla es mayor en el ejercicio de Jaca (24,83 cm a 33,11 cm) que en el de sentadilla (-7,49 cm a 10,87 cm). El análisis cinético nos mostró que las fuerzas verticales relativas al peso corporal son mayores en el ejercicio de sentadilla (0,81 a 3,1) con respecto al de Jaca 45° (0,8 a 2,8); y en el caso a la fuerza horizontal encontramos en la Jaca un rango de 0 a 0,5 veces el peso corporal. Los valores de EMG correspondientes al movimiento de Jaca fueron del 101,8% en el Vasto Interno, 103,6% en el vasto externo, 52,6% en el Bíceps Femoral y del 45% en el Tibial Anterior; siendo en el ejercicio de Sentadilla del 83,3% en el Vasto Interno, 85,3% en el Vasto Externo, 52,6% en el Bíceps Femoral y del 76% en el Tibial Anterior; siempre comparados con la contracción máxima isométrica de referencia. *Conclusiones:* Los datos referenciados son exclusivamente de 3 sujetos de los 30 evaluados, por lo que el establecimiento de conclusiones resultaría prematuro.

Palabras Clave: biomecánica, cinemática, dinámica, electromiografía, máquinas de musculación, miembro inferior.

Abstract: *Purpose:* To compare from a biomechanical point of view, the muscular activity of the vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, and tibialis anterior of 30 Physical Education students during the performance of power training exercises of the lower limbs. *Method:* After a prior specific training period of 10 weeks; a kinematic, dynamic and electromyographic evaluation of the third series of power training exercises called "squat" and "leg press" 45°; using as the load the subject's own body weight. *Results:* The kinematic

analysis showed that the horizontal distance between the system's centre of gravity and the knee is greater in the leg press exercise (24.83 cm to 33,11 cm) than in the squat (-7.49 cm to 10.87 cm). The kinetic analysis showed that the vertical forces relative to body weight were greater in the squat exercise (0.81 to 3.1) than in the leg press 45° exercise (0.8 to 2.8); and in the case of horizontal force we found in the leg press exercise a range of 0 to 0.5 times body weight. The EMG values corresponding to the leg press movement were 101.8% in the vastus medialis, 103.6% in the vastus lateralis, 52,6% in the biceps femoralis and 45% in the tibiales anterior; and in the squat 83.3% in the vastus medialis, 85.3% in the vastus lateralis, 52.6% in the biceps femoral and 76% in the tibiales anterior; always in comparison to the maximum isometric contraction used as the reference. Conclusions: The data cited refers exclusively to 3 of the 30 subjects assessed, so that it is premature to come to any conclusions.

Key Words: biomechanics, kinematics, dynamics, electromiography, power training machines, lower limb.

FUNDAMENTACIÓN

El siguiente trabajo es un estudio piloto que tiene por objeto comparar desde la visión de la Biomecánica, la actividad muscular del Vasto Interno, Vasto Externo, Bíceps Femoral y Tibial Anterior de 30 individuos estudiantes de Educación Física durante la ejecución de dos ejercicios de musculación del tren inferior. El primer ejercicio es realizado con carga libre y se denomina "Sentadilla por detrás", y el segundo ejercicio se realiza en la máquina de musculación denominada "Jaca 45°".

La ergonomía, puede ser definida como la medición sistemática y racional del trabajo realizado por las personas, y tiene como objeto de estudio el desarrollo general de principios que gobiernan la interacción entre seres humanos y el ambiente donde trabajan.

Esta ciencia, para su realización se apoya fundamentalmente en la Biomecánica, ya que es la que le permite realizar tanto el análisis cinemático como dinámico de los diferentes movimientos realizados.

El desarrollo de algunas cualidades físicas, está determinada en gran medida, por el uso de varios simuladores o máquinas de musculación.

El uso de simuladores permite ampliar sustancialmente el volumen de los medios de preparación física, aumentar la incidencia selectiva en distintos sistemas funcionales, elevar el coeficiente de acción útil de los ejercicios ejecutados, asegurar la realización plena del nivel base de las cualidades físicas en los ejercicios de competición, crear las condiciones necesarias para dosificar con exactitud la carga, controlar y dirigir con eficacia el proceso de desarrollo de las distintas cualidades físicas (Platonov, 1993).

El uso de máquinas de musculación permite crear regímenes inalcanzables en condiciones naturales. Las peculiaridades del diseño de tales máquinas presuponen el mínimo de desviaciones de la técnica racional de ejecución de los movimientos motores planeados, siempre y cuando el desarrollo de estas máquinas haya sido basado en estudios biomecánicos y ergonómicos previos.

En el caso específico de la máquina de musculación Jaca, que simularía el gesto de una sentadilla con carga libre o el gesto de ponerse en cuclillas, no siempre se adapta a un movimiento natural debido a que se producen variaciones en el centro de masa corporal de los individuos, en los momentos de resistencia y ángulos articulares en que se ejecuta el movimiento. Todo ello, conlleva a un mayor número de lesiones en el tren inferior, por lo que es muchas veces descartada su utilización por parte de los entrenadores; siendo a su vez esta máquina un muy importante protector de la columna vertebral, debido a la posibilidad de distribuir mas uniformemente el peso levantado comparado con los ejercicios con cargas libres.

En base a todo esto, creemos que es muy importante realizar un estudio ergonómico y biomecánico de esta máquina de musculación, lo que nos permitirá saber con precisión cuál es en concreto la alteración que se produce en la máquina analizada y qué modificaciones se deberían realizar en esta para que se adapte al gesto natural; lo que nos permitiría prevenir tanto las lesiones de la columna vertebral como las del tren inferior.

MUESTRA

Se realizó la valoración de 30 sujetos (20 de sexo masculino y 10 de sexo femenino), estudiantes de Educación Física del INEFC, de Lleida, con experiencia previa en la ejecución de los ejercicios.

MATERIAL

- Valoración Cinemática: Cámara de Video "Sony V6000E", y equipo de fotogrametría de vídeo "Kwon 3D".
- Valoración Dinámica: Dos plataformas de fuerzas "Dinascan 600".
- Valoración Electromiográfica: Electromiógrafo "Noraxon Myosystem 2000", de 8 canales.
- Máquina de musculación denominada "Jaca 45°".
- Barra y discos Olímpicos.

METODO

El estudio se desarrolló en la Provincia de Lérida, específicamente en la sala de Fitness del Instituto Nacional de Educación Física de Cataluña, INEFC-LLEIDA. España.

Test

Previo entrada en calor específica, colocación de electrodos y marcadores reflectantes, se procedió a realizar una medición de referencia electromiográfica (EMG) con una contracción isométrica máxima a 90° (articulación de la rodilla), durante un tiempo de 4 segundos en la máquina de musculación Jaca 45°.

Luego se procedió a realizar 5 repeticiones en el ejercicio de sentadillas y 5 repeticiones en el ejercicio de Jaca 45°, con una pausa entre ejercicios de 3 minutos y con una carga similar o más próxima al peso corporal.

Análisis de los resultados

Se realizó el análisis de la tercera repetición de cada ejercicio.

Para la Valoración Cinemática se realizó una medición indirecta de las imágenes filmadas a través de la creación de un modelo mecánico, con una digitalización automática de imágenes y cálculo de variables cinemáticas (posición, velocidad del centro de gravedad, y ángulos articulares).

La Valoración Dinámica se realizó una medición de las fuerzas de reacción y de los impulsos mecánicos.

En la Valoración Electromiográfica se realizó EMG de superficie de los músculos Vasto Interno, Vasto Externo, Bíceps Femoral y Tibial Anterior.

RESULTADOS

Los resultados que a continuación se detallan, son los encontrados en 3 sujetos seleccionados al azar.

- El Rango encontrado entre la distancia del Centro de Masas del sistema y la articulación de la rodilla es:
 - Sentadilla: -7,49 cm. a 10,87 cm.
 - Jaca 45°: 24,83 cm. a 33,11 cm.
- El Rango de los momentos generados por el peso del sistema con respecto a la articulación de la rodilla es:
 - Sentadilla: -106,77 N.m a 155,02 N.m
 - Jaca 45°: 354,02 N.m a 474,33 N.m
- El Rango de la Fuerza Vertical Relativa registrada en los dos ejercicios fue de:
 - Sentadilla: 0,81 a 3,1 veces el peso corporal.
 - Jaca 45°: 0,8 a 2,8 veces el peso corporal.
- El Rango de la Fuerza Horizontal Relativa registrada en el ejercicio de Jaca fue de hasta 0,5 veces el peso corporal; sin registrarse Fuerza Horizontal Relativa en el ejercicio de Sentadilla.
- La EMG máxima registrada en el ejercicio de Jaca 45°, respecto a la contracción de referencia fue de:
 - Vasto Interno: 101,8%
 - Vasto Externo: 103,6%
 - Bíceps Femoral: 52,6%
 - Tibial Anterior: 45%
- La EMG máxima registrada en el ejercicio de Sentadilla, respecto a la contracción de referencia fue de:
 - Vasto Interno: 83,3%
 - Vasto Externo: 85,2%
 - Bíceps Femoral: 52,6%
 - Tibial Anterior: 76%

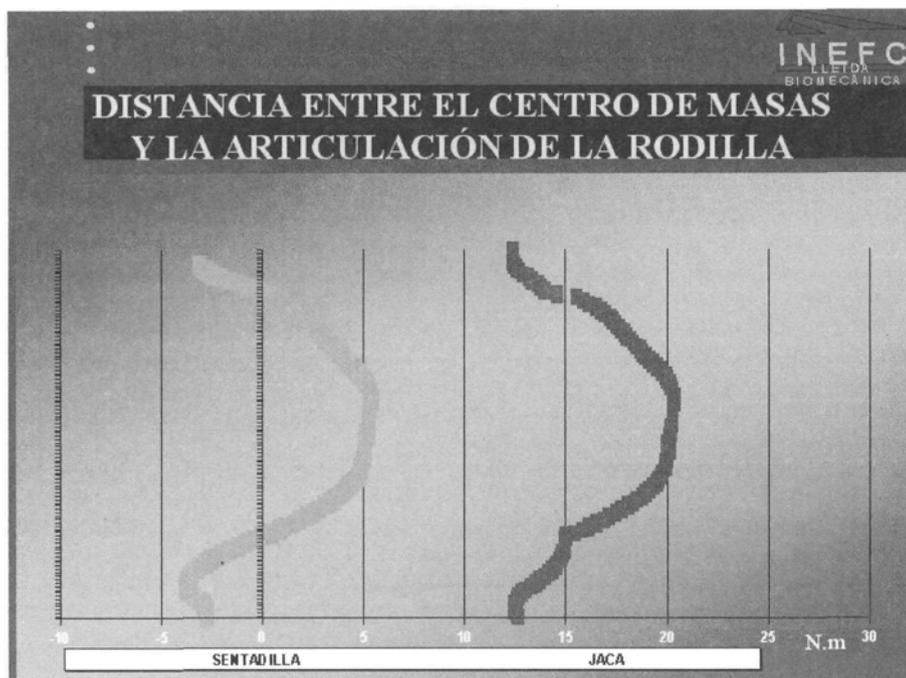
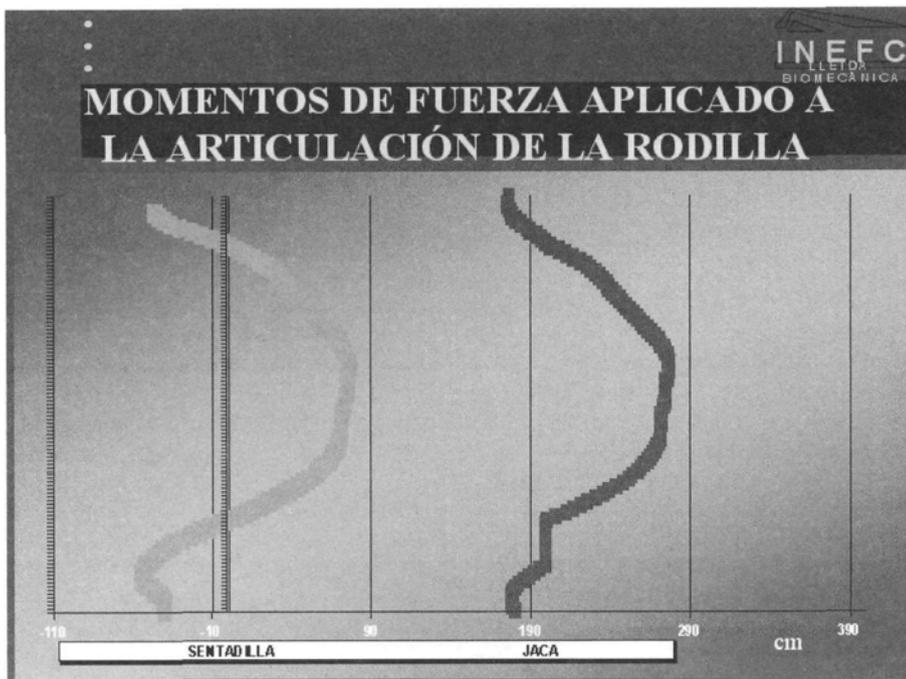
CONCLUSIONES

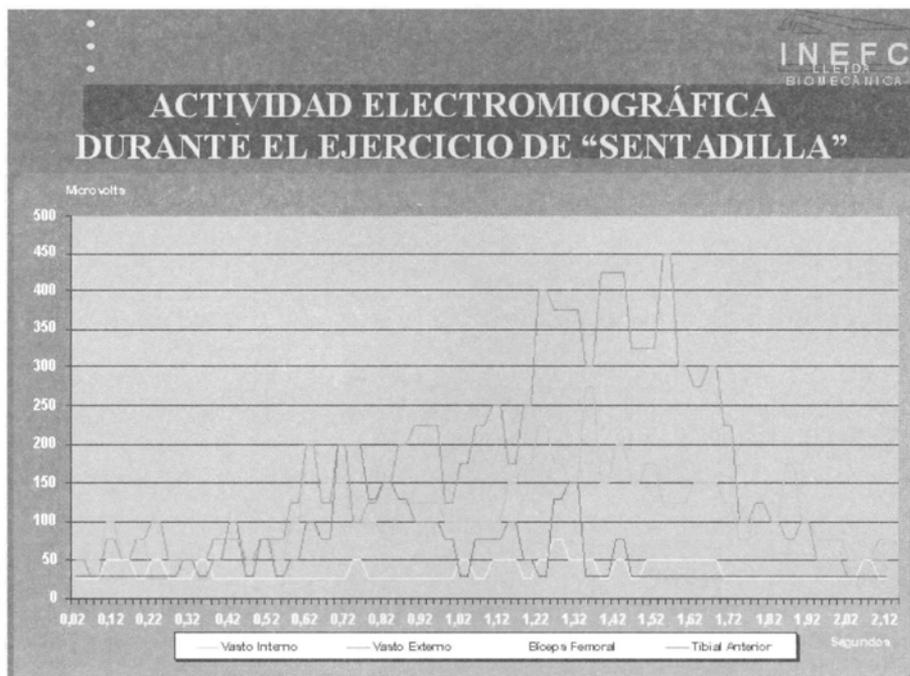
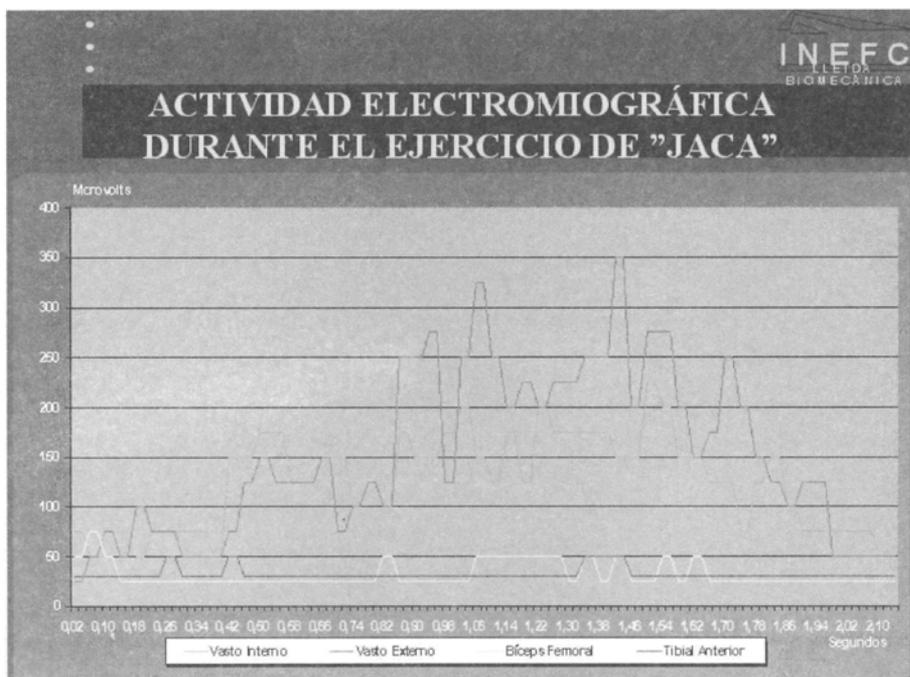
Con los resultados obtenidos por el momento de una muestra tan reducida sería erróneo establecer conclusiones definitivas, no obstante, de acuerdo a lo observado podemos inferir lo siguiente:

- La distancia entre el centro de masas del sistema con respecto a la articulación de la rodilla es muy superior en el ejercicio de Jaca 45°, lo que explicaría la mayor incidencia de lesiones en esta articulación.
- Los resultados obtenidos en la EMG, son acordes con el análisis cinemático y dinámico realizado.

BIBLIOGRAFÍA

- Anselmi, H. (1996). "Fuerza y Potencia. La fórmula del éxito".
- Badillo-Ayestarán (1995). "Fundamentos del Entrenamiento de la Fuerza". Edit. Inde. España.
- Corvo, R. (1986). "Morfología Funcional Deportiva". Edit. Científico Técnica. La Habana. Cuba.
- Corzo Herrera, A. (1993). "Levantamiento de Pesas. Deficiencias Técnicas". Edit. Científico Técnica. La Habana. Cuba.
- De Luca, C. (1997). "The use of surface Electromyography in Biomechanics". Journal of Applied Biomechanics. Pp. 135-163.
- Downie-Heath (1986). "Métodos Estadísticos Aplicados". Edit. Harla.
- Fucci-Benigni (1992). "Biomecánica del Aparato Locomotor aplicada al Acondicionamiento Muscular". Tomo 3. Laboratorio Sidus.
- Gutiérrez Dávila (1988). "Estructura Biomecánica de la Motricidad". Edit. I.N.E.F. Granada. España.
- Jones, N. B.; Lago, P. J. y Sembi, A. (1988). "An EMG force measuring system for assessing muscle condition". De Biomechanics in Sport. Pp. 1-6. Edit. Published by Mechanical Engineering Publication, limited for the institution fo mechanical Engineers. London.
- Kwon, Y. H. (1994). "User's Reference Manual". Kwon 3D. Edit. V.TEK Corp. Seul - Korea.
- Lees, A. y Green, T. (1988). "An analysis of muscles acting in the forearm during two different arm curl exercises". De Biomechanics in Sport. Pp. 65-70. Edit. Published by Mechanical Engineering Publication, limited for the institution fo mechanical Engineers. London.
- López, C. S.; Cabello Navarro, E. y González Candela, E. (1989). "Plataforma de forces. Un exemple práctic de la seva utilització en l'análisi de les tècniques esportives". Revista Apunts. Educació Física i Esport. N^o 15. Pp.29-36. España.
- Norusis, M. (1993). "SPSS Base para Windows". Edit. Microsoft.
- Pérez Cuervo-Pita González (1991). "Levantamiento de Pesas. Deporte de fuerza". Edit. Pueblo y Educación. La Habana. Cuba.
- Platonovo, V. (1993). "La Preparación Física". Pp. 313-360. Edit. Paidotribo. España.
- Zatsiorsky (1988). "Biomecánica de los ejercicios físicos". Pp. 25-48. Edit. Pueblo y Educación. La Habana - Cuba.





ANÁLISIS CINÉTICO DE LOS APOYOS EN DESPLAZAMIENTOS HACIA LA RED EN BADMINTON

KINETIC ANALYSIS OF THE
SUPPORTS IN MOVES TOWARDS
THE NET IN BADMINTON

*Ferro, A.
Pagola, I.
Rivera, A.
Wensell, M.*

Dirección para correspondencia:

Amelia Ferro Sánchez
Responsable de la Unidad de Biomecánica
Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte
C/ Greco, s/n
28040 Madrid
E-mail: amelia.ferro@csd.mec.es



Amelia Ferro Sánchez: INEF. Doctora en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte por la Universidad Politécnica de Madrid. Licenciada en Educación Física por la Universidad Politécnica de Madrid. Licenciada Con Grado en Ciencias Biológicas por la Universidad Complutense de Madrid. Responsable del Laboratorio de Biomecánica del Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte (CARICD) del Consejo Superior de Deportes desde 1993. Profesora de Biomecánica del Departamento de Fundamentos de la Motricidad y del Entrenamiento Deportivo de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad Europea de Madrid (1996-1999). Profesora de Biomecánica del Instituto Nacional de Educación Física de Madrid (1989-1992). Ha dirigido y participado en proyectos de investigación y de apoyo a deportistas de las especialidades de lanzamiento de disco, carreras de velocidad y relevos, carreras de atletas ciegos paralímpicos, saltos de longitud, natación, gimnasia rítmica, bádminton... En el Campeonato del Mundo Sevilla'99 ha dirigido los proyectos de análisis biomecánico de las carreras de velocidad y los saltos de longitud, habiendo recibido financiación de la Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología (CICYT), del Consejo Superior de Deportes y de la Asociación del Deporte Olímpico (ADO). Colabora desde 1989 con diversas Escuelas de Entrenadores Deportivos de Federaciones Nacionales impartiendo la asignatura de Biomecánica.



Itziar Pagola Aldazabal: Licenciada en Educación Física (1992-97) en el I.N.E.F. de Madrid, perteneciente a la Universidad Politécnica de Madrid. Profesora de Biomecánica del Departamento de la Motricidad y del Entrenamiento Deportivo de la Universidad Europea de Madrid. Becaria en la Unidad de Biomecánica del C.A.R.I.C.D. (CSD) (1997-99). Ha participado en proyectos de análisis biomecánicos de la técnica de lanzamiento de disco, análisis de la competición en natación, bádminton, gimnasia rítmica, carreras de velocidad y relevos y salto de longitud. Ha colaborado en el análisis biomecánico de carreras de velocidad y salto de longitud en el Campeonato del Mundo de Atletismo de 1999.



Alicia Rivera Sánchez: Licenciada en Educación Física por el INEF de Madrid. Becaria de la Unidad de Biomecánica del C.A.R.I.C.D. desde Junio de 1997. Ha participado en proyectos de análisis biomecánicos de la técnica de lanzamiento de disco, análisis de la competición en natación, badminton, gimnasia rítmica, carreras de velocidad y relevos y salto de longitud. Ha colaborado en el análisis biomecánico de carreras de velocidad y salto de longitud en el Campeonato del Mundo de Atletismo de 1999.



Mario Wensell: Licenciado en Ciencias de la Educación Física y el Deporte. Master en Alto Rendimiento Deportivo por la UAM y el COE. Preparador Físico del Club de Badminton Comprovi-Rinconada de Sevilla durante las temporadas 1990-91 y 1991-92. Preparador Físico de la Federación Española de Badminton durante las temporadas 1996-97 y 1997-98. Responsable del Programa de Detección de Talentos de la Federación Española de Badminton durante las mismas temporadas. En la actualidad, entrenador del Club de Badminton Fuenlabrada.

Resumen: En la Unidad de Biomecánica del CARICD se llevó a cabo un estudio encaminado al análisis de las cargas generadas en los apoyos por el jugador de badminton en un momento puntual del juego. Los objetivos fueron: 1° Identificar las cargas generadas en los apoyos, por los jugadores, en una acción técnica consistente en el golpeo del volante cerca de la red tras una dejada del contrario. 2° Cuantificar estas cargas para que el preparador físico pudiese adecuar el entrenamiento a las necesidades técnicas y tácticas de cada jugador. La muestra estuvo formada por deportistas de Alto Nivel de la Selección de la Federación Española de Badminton: 4 hombres y 1 mujer. La técnica instrumental utilizada fue la dinamometría. Mediante una plataforma de fuerzas *Dinascan-IBV*, se registraron las fuerzas ejercidas en el último apoyo entrando a la red por las diagonales derecha e izquierda. Tras un periodo de calentamiento, se realizaron 3 series de 25 golpesos, con entradas a red por ambos lados y registrando con la plataforma uno de cada tres golpesos. El número total de registros y análisis fue de un mínimo de 10 por cada diagonal y por deportista. Las variables calculadas fueron: En el eje vertical, Impulso de aceleración (N-s); Fuerza de impacto (Bw); Tiempo de la fuerza de impacto (ms); Fuerza de despegue (Bw); Tiempo de la fuerza de despegue (ms); Fuerza media de apoyo (Bw); Velocidad de despegue (m/s); Gradiente de carga (Bw/s) y gradiente de descarga (Bw/s); Fuerzas de apoyo y despegue en el eje anteroposterior y mediolateral. Se caracterizaron las curvas fuerza-tiempo de cada movimiento pudiendo relacionar las cargas generadas en el apoyo con la técnica. De las curvas F-t se pueden extraer los valores de fuerza vertical correspondientes al inicio del apoyo en fase excéntrica del movimiento; *la fuerza de despegue*, corresponde al máximo de fuerza ejercida en la fase concéntrica del movimiento. El gradiente de carga da idea de la rapidez del incremento de fuerza en el apoyo excéntrico, mientras que el de descarga indica la *explosividad* de la fase concéntrica. Se ha puesto a punto una metodología para el análisis cinético de las acciones de ataque en red en badminton. A partir de este estudio se podrá hacer un seguimiento de la fuerza de los deportistas de badminton a lo largo de la temporada, proporcionando al entrenador datos que le permitan planificar el entrenamiento y/o adecuar la táctica.

Palabras Clave: Biomecánica, badminton, apoyos, cinética, dinamometría.

Abstract: A study was made of badminton players aimed at analysing the loads generated in the supports of the players at a precise moment in the game. The objectives were: 1) To identify the loads generated in the supports by the players in a technical action consisting of hitting the shuttlecock near the net after a drop shot from the opponent. 2) To quantify these loads so that the physical trainer could adjust the training to the technical and tactical needs of each player. The sample was made up of top level players, 4 men and 1 woman, from the national team of the Spanish Badminton Federation. The instrumental technique used was dynamometry. Forces exerted in the last support when approaching the net from the right and left diagonals were registered using a *Dinascan-IBV* force platform. After a warm up, 3 series of 25 shots were carried out, approaching the net from both sides and registering one out of every three shots with the force platform. The total number of recordings and analyses was a minimum of 10 for each diagonal and each player. The variables calculated were: In the vertical axis, acceleration impulse (N-s); impact force (Bw); Time of impact force (ms); take-off force (Bw); time of take-off force (ms); mean support force (Bw); take-off speed (m/s); load gradient (Bw/s) and unloading gradient (Bw/s); support and take-off forces in the anteroposterior and mediolateral axis. The force-time curves of each movement were characterised so as to be able to relate the loads generated in the support phase with the technique. The F-t curves permit the extraction of values for the vertical for-

ce corresponding to the beginning of the support in the eccentric phase of the movement. *The take-off force* corresponds to the maximum force exerted in the concentric phase of the movement. The load gradient gives an idea of the speed of the increase in force in the eccentric support, while the unloading gradient indicates the explosiveness of the concentric phase. A methodology has been fine-tuned for the kinetic analysis of the offensive actions made near the net in badminton. Starting from this study it is possible to do a follow-up of the badminton player's strength throughout the season, providing data for the coach to allow him to plan the training and/or adjust the tactics.

Key Words: Biomechanics, badminton, supports, kinetics, dynamometry.

INTRODUCCIÓN

Uno de los objetivos de la Unidad de Biomecánica del C.A.R.I.C.D. es dar apoyo a los deportistas de Alto Rendimiento. Sobre la base de este objetivo, se recibió una solicitud de la Federación Española de Bádminton que, a través de su preparador físico, se interesó por la Biomecánica como medio de evaluar la técnica de los jugadores e incidir en el rendimiento.

El bádminton es un deporte que requiere un elevado nivel técnico, táctico, físico y psicológico, siendo muy difícil establecer cual de estos aspectos es más importante. Teniendo en cuenta solamente los físicos y tácticos, el estudio se centró en el análisis de las cargas generadas en los apoyos en desplazamientos hacia la red, como medio para adecuar la técnica y la táctica de juego a las características de cada jugador.

El movimiento objeto de estudio fue un desplazamiento en diagonal de atrás a adelante partiendo del fondo y centro de la pista hacia un lado de la red (derecho); golpeo del volante para hacer una "dejada cerca de la red" y recuperación de la posición inicial, al fondo del campo, simulando la recepción de un volante alto enviado al fondo de la pista. Posteriormente, se analizó el desplazamiento hacia el lado opuesto de la red (izquierdo). Cuando los jugadores diestros se dirigen a la red por la diagonal derecha el golpeo es "a derechas" (figuras 1 y 2), mientras que cuando lo hacen por la diagonal izquierda, el golpeo es "de revés". En jugadores zurdos ocurriría lo contrario.

La técnica instrumental elegida para el estudio fue la dinamometría, dado que el interés se centró en el estudio de las fuerzas que se originaban en la fase de recepción del volante y en la del impulso hacia atrás. Estudiar la fuerza disponible de cada jugador para, en una situación similar a la real de juego, volver a su posición de partida y llegar con un nivel adecuado de fuerza de nuevo a la red, es trascendente de cara a diseñar una estrategia de juego más agresiva. En el caso de que en determinadas épocas dicho nivel no pudiese ser alcanzado por algún jugador, la táctica de juego deberá cambiar haciéndose más conservadora, buscando la protección de ciertas zonas de la pista en las que el jugador se muestra más vulnerable.

La importancia de este movimiento viene dado por la gran cantidad de desplazamientos de este tipo que se realizan a lo largo de un partido; según Omosegaard (1996) pueden llegar a producirse 500 golpes por partido. Este autor también indica que el trabajo de piernas en el apoyo en desplazamientos hacia la red, requiere una gran demanda de fuerza muscular. En la literatura se ha encontrado estudios cinemáticos del "clear" (Luhtanen y Blomqvist, 1996) así como de la comparación de la técnica entre noveles y experimentados jugadores de bádminton (Smith, y cols. 1996) pero ambos estudios tuvieron un enfoque cinemático. La fuerza de reacción ejercida en estas dos acciones (recepción-recuperación) nunca ha sido evaluada en los jugadores españoles. En la bibliografía consultada de diferentes bases de datos deportivas (Sport Discus) y en revistas especializadas en Biomecánica Deportiva, no se ha encontrado referencias en las que se analicen aspectos cinéticos de ninguna técnica ejecutada en bádminton, por lo que se desconoce el nivel de carga producida y las características de las fuerzas.

Por tanto y en base a las carencias detectadas en la literatura se propusieron los siguientes objetivos, orientados a subsanar dichas lagunas y a proporcionar apoyo biomecánico a los jugadores de la Selección de la Federación Española de Badminton.

OBJETIVOS

Los objetivos propuestos fueron los siguientes:

- 1.º Identificar las cargas generadas en los apoyos por jugadores de bádmiton en los desplazamientos hacia la red y relacionarlas con la técnica.
- 2.º Cuantificar las cargas en cada etapa del movimiento para proporcionar una información al preparador físico que le permita adecuar el entrenamiento a las características técnicas y a las necesidades tácticas de cada jugador.

Por tanto, este estudio tiene implicaciones con la estrategia de juego que el entrenador deberá planificar si desea mejorar la táctica en los partidos de la temporada. Para ello, deberá existir una estrecha relación entre biomecánico-entrenador para la correcta interpretación de los resultados dado que los aspectos tácticos les deberá proponer el entrenador sobre la base de la información recibida. Para ello, se planteó el tercer objetivo:

- 3.º Diseñar un modelo de informe de presentación de resultados que facilite al entrenador la tarea de análisis e interpretación.

MATERIAL Y MÉTODO

Muestra

La muestra estuvo formada por deportistas de Alto Nivel de la Selección de la Federación Española de Bádmiton: 4 hombres y 1 mujer.

Material

La técnica instrumental utilizada fue la dinamometría, compuesta por los siguientes elementos:

- Una plataforma dinamométrica *Dinascan-IBV* con Interfase (analógico/digital).
- Un ordenador portátil Toshiba con desk station que alberga una tarjeta controladora para la plataforma.
- Un ordenador Olivetti con procesador Pentium a 166 Mhz.
- Un software para el registro y análisis de los datos *Dinascan-IBV v.8.0*.
- Una cámara de vídeo Panasonic SVHS NV MS4.

Metodología

Mediante la plataforma de fuerzas se registraron las fuerzas de reacción generadas en el último apoyo del jugador cuando, entrando a la red por las diagonales derecha e izquierda, se detiene, recepciona el volante y lo devuelve al otro lado de la red con una acción de *dejada*. Esta fase, en adelante, se denominará de forma abreviada *fase de recepción*. A continuación y dentro del mismo registro, se analizaron las fuerzas de reacción generadas por

el deportista cuando se aleja de la red para recuperar su posición al fondo de la pista y golpear un volante alto enviado por el adversario. En adelante, se denominará *fase de recuperación*.

Para llevar a cabo el estudio se instaló la plataforma dinamométrica en un foso de la pista de atletismo del Centro de Alto Rendimiento, específicamente construido para ésta. En dicho foso se halla una placa de asiento perfectamente nivelada a la que se ancla la plataforma para asegurar su horizontalidad y firmeza. La red de bádminton se instaló a la distancia adecuada para que cada jugador ejecutase el golpe con naturalidad. No obstante, todos ellos realizaron pruebas previas.

La plataforma se tapizó con el mismo pavimento que la pista de Atletismo y los jugadores utilizaron un calzado adecuado para dicha superficie.

Tras un período de calentamiento de la cadena de medida se procedió al pesaje de los jugadores y al registro de las pruebas. La frecuencia de muestreo seleccionada para la plataforma fue de 500 Hz y el tiempo de muestreo 2 s. Se utilizó un *filtro de paso bajo Butterworth de 2º orden* con una frecuencia de corte de 200 Hz. Además, se grabaron con vídeo todas las series ejecutadas a una frecuencia de 50 Hz.

Las pruebas tuvieron lugar en dos temporadas distintas: 8/7/97 y 25/5/98. En cada test se realizaron 3 series, con entradas a cada lado de la red, de 25 golpes cada una. Con el ordenador se registraron uno de cada tres golpes debido a las limitaciones de grabación del software de la plataforma. De todos los registros se seleccionaron un mínimo de diez de cada diagonal y deportista.

Para el análisis de las variables se utilizó el procedimiento descrito por Ferro (1996 y 1998) y Ferro y cols. (1998) identificando las fuerzas que aparecieron en los registros fuerza-tiempo y nombrándolos siguiendo el criterio presentado en anteriores trabajos. Los tiempos se normalizaron y las fuerzas se dividieron entre el peso del cuerpo del deportista (body weight: Bw). Las variables analizadas fueron:

1.º *Fuerzas y tiempos en el eje vertical:*

- Impulso de aceleración (Bw·s): Impulso positivo de las fuerzas generadas.
- Fuerza de impacto (Bw): Fuerza de reacción en la *fase de recepción*.
- Tiempo de la fuerza de impacto normalizado (ms) en la *fase de recepción*.
- Fuerza de despegue (Bw): Fuerza de reacción en la *fase de recuperación*.
- Tiempo de la fuerza de despegue normalizado (ms) en la *fase de recuperación*.
- Fuerza media de apoyo (Bw): Valor medio de las fuerzas registradas durante las *fases de recepción-recuperación*.
- Gradiente de carga (Bw/s): Incremento de fuerza entre los valores de 50 Bw y el peso + 50 Bw y dividido por el incremento de tiempo, en la *fase de recepción*.
- Gradiente de descarga (Bw/s): Decremento de fuerza entre los valores de 50 Bw + peso y 50 Bw, dividido por el incremento de tiempo en la *fase de recuperación*.
- Velocidad de despegue (m/s): Cambio experimentado en la velocidad debido al impulso mecánico aplicado en la *fase de recuperación*.

2.º Fuerzas y tiempos en los ejes medio laterales y antero posteriores:

- Impulsos anteroposteriores y mediolaterales (Bw-s) en cada eje.
- Fuerzas de impacto (Bw) en la *fase de recepción*.
- Tiempo de la fuerza de impacto (ms) *fase de recepción*.
- Fuerzas de despegue (Bw) en la *fase de recuperación*.
- Tiempos de la fuerza de despegue (ms) en la *fase de recuperación*.
- Velocidad resultante de las dos componentes en el despegue (m/s) en la *fase de recuperación*.

RESULTADOS

A partir de los registros, se caracterizaron las curvas fuerza/tiempo obtenidas para cada jugador pudiéndose observar variaciones, tanto a nivel cualitativo como cuantitativo. De todos los sujetos analizados, los que más interés tuvieron para los técnicos de la Federación fueron los identificados en este estudio con los códigos 1 y 2. Éstos mantuvieron el mejor nivel de rendimiento en las últimas temporadas y por tanto, los que podían servir de referencia para el análisis del resto de los jugadores que tenían un nivel inferior y la técnica menos consolidada. En el análisis cinético se pudo constatar la consistencia de su técnica. Establecer con el resto de los sujetos valores medios no tuvo sentido por las varianzas tan grandes encontradas en las medias y la heterogeneidad intra sujeto en las características cualitativas de las curvas. En las figuras 1 y 2 se observan los registros de dos sujetos diferentes ejecutando el mismo movimiento.

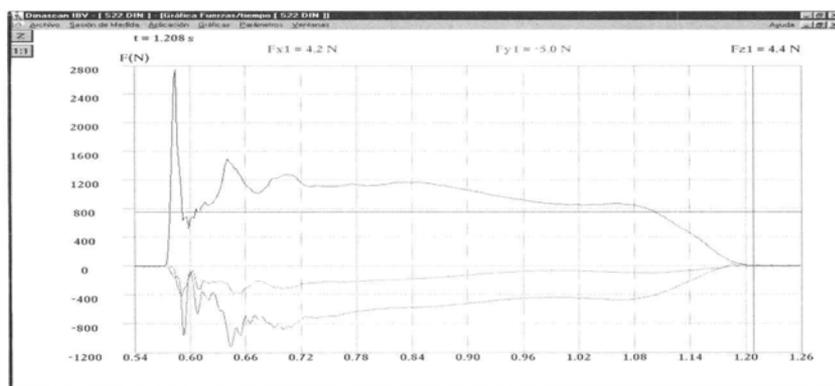


Figura 1. Gráfica fuerza/tiempo característica del sujeto 1.

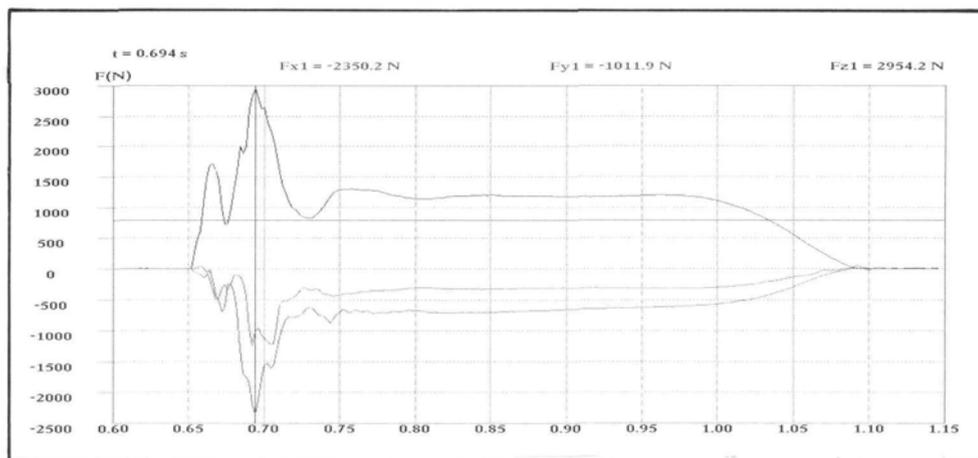


Figura 2. Gráfica fuerza/tiempo característica del sujeto 2.

En las curvas fuerza/tiempo se observa un primer *pico* de fuerza (fuerza de impacto) correspondiente al apoyo en fase excéntrica del movimiento o *fase de recepción*, seguido de un valle y otro máximo (fuerza de empuje) generado en fase concéntrica del movimiento o *fase de recuperación*. En esta segunda fase el nivel de fuerza fue inferior en todos los sujetos y descendió hasta el despegue, progresivamente. Se observa en el sujeto 2 una disminución más progresiva que en el sujeto 1. Si se compara a los dos jugadores, se observa que el sujeto 2 ejerce fuerzas de impacto superiores al sujeto 1, en su valor máximo, pero no presenta una fuerza *de alto impacto* tan explosiva como el sujeto 1. Estas fuerzas de alto impacto se producen cuando el talón contacta fuertemente contra el suelo. Por la forma de la curva asociada a las imágenes y los registros de vídeo obtenidos se puede concluir que el sujeto 1 frena más eficazmente y en menos tiempo, lo que le permite golpear el volante transmitiendo más eficazmente la fuerza. En la figura 1 se observa que lleva el tronco más retrasado con objeto de conseguir, en el primer contacto, una elevada fuerza antero posterior contraria al avance. En todos los movimientos de golpeo o lanzamientos se recomienda un frenado de los segmentos proximales para transmitir la cantidad de movimiento y el momento angular al extremo libre de la cadena cinemática abierta.

En lo que respecta a la *fase de recuperación*, se observa que fueron distintas en uno y otro; el sujeto 1 parece que, en general, ejerce mayor nivel de fuerza al inicio de la recuperación, mientras que el sujeto 2 mantiene el nivel durante más tiempo hasta el despegue. Esto le

permite vencer la inercia producida en el frenado con más rapidez y volver antes su posición, al fondo de la pista. El sujeto 2 mantiene su nivel de fuerza más tiempo siendo sus movimientos sensiblemente más lentos. Un elevado nivel de fuerza de despegue producido después de la *fase de recepción* proporciona una ventaja para llevar a cabo con eficacia la *fase de recuperación*. El análisis del nivel de fuerza de cada jugador en esta fase, después de series de 25 ó 30 golpes, daría una idea clara de si son capaces de aguantar un ritmo de partido con un nivel suficiente y servirá para que el entrenador busque una estrategia de juego adecuada para el rendimiento actual del jugador.

En las tablas I y II se presentan los valores máximos registrados en las fuerzas verticales de impacto y de despegue y en los gradientes de carga y de descarga de ambos sujetos.

Tabla 1. Fuerzas verticales máximas de impacto y despegue

	Sujeto 1		Sujeto 2	
	8/7/97	25/5/98	8/7/97	25/5/98
Fuerza vertical impacto máx. dcho. (Bw)	2.93	3.49	4.98	3.66
Fuerza vertical impacto máx. izdo. (Bw)	3.16	3.78	4.55	3.68
Fuerza vertical despegue máx. dcho. (Bw)	1.79	1.54	1.5	1.95
Fuerza vertical despegue máx. izdo. (Bw)	2.35	1.58	1.58	1.26

Tabla 2. Gradientes de carga y descarga máximos

	Sujeto 1		Sujeto 2	
	8/7/97	25/5/98	8/7/97	25/5/98
Gradiente carga máx. dcho. (Bw/s)	197.68	167.13	358.77	557.74
Gradiente carga máx. izdo. (Bw/s)	231.52	216.65	300.14	568.92
Gradiente descarga máx. dcho. (Bw/s)	21.97	19.24	24.71	17.62
Gradiente descarga máx. izdo. (Bw/s)	25.02	19	25.89	15.61

Se observa que los valores de fuerza vertical de impacto pueden llegar a ser hasta casi cinco veces el peso del cuerpo (sujeto 2). Los valores de las fuerzas verticales de despegue llegan hasta más de dos veces el peso del cuerpo (sujeto 1). La fuerza de impacto ejercida en la fase excéntrica marca diferencias entre los sujetos en la *fase de recepción*. El sujeto 1 es capaz de limitar el impacto hasta 3 veces el peso de su cuerpo, como máximo, mientras que el sujeto 2 recibe del suelo un impacto muy superior posiblemente debido a su mayor masa corporal y a un menor control en el contacto. Sin embargo, en la fuerza de despegue, ejercida en la *fase de recuperación*, los niveles de fuerza vertical media fueron menores en el sujeto 1. En esta fase concéntrica la fuerza se utiliza para el despegue del cuerpo. Los valores máximos se hallan en torno a las dos veces el peso del cuerpo siendo mayor, dicha máxima, en el sujeto 1. Se observa, así mismo, que en la temporada 1998 se produjo un acusado descenso de la fuerza vertical en esta fase. El entrenador justificó la diferencia encontrada por la sobrecarga a la que estaban sometidos por el entrenamiento y

el poco tiempo de recuperación suministrado, confirmando sus observaciones de una sobrecarga en el entrenamiento.

En la tabla II se muestran los valores máximos de gradiente de carga y de descarga en los dos sujetos, correspondientes a las variaciones de fuerza por unidad de tiempo en la fase excéntrica (*fase de recepción*) y en fase concéntrica (*fase de recuperación*). Se observa claramente cómo los valores del sujeto 2 fueron superiores a los del sujeto 1 en cuanto a gradiente de carga. Estos valores se hallan muy relacionados con los de la fuerza de impacto. Los valores de gradiente de descarga fueron más elevados, sin embargo, en el sujeto 1 que en el 2, confirmando la mayor explosividad en el despegue del primero.

Otros datos de interés fueron los siguientes. Con relación al tiempo de duración de los apoyos, se encontraron diferencias entre las entradas por las diagonales derecha e izquierda, aunque no hubo diferencias importantes entre los sujetos. La duración media de la *fase de recepción* fue de 19.14 ± 18.61 milisegundos, en la entrada por la diagonal derecha y de 13.68 ± 16.57 milisegundos, por la izquierda. Cuando los jugadores entraron por la diagonal derecha el golpeo fue diestro, mientras que cuando entraron por la diagonal izquierda fue de revés, dado que todos eran diestros.

La duración media de la fase de recuperación fue, por la diagonal derecha de 399.28 ± 67.29 milisegundos y por la diagonal izquierda de 445.71 ± 56.55 milisegundos.

Los resultados encontrados en el estudio describen las características de fuerza de cada jugador y explican el porqué de las acciones que ejecutan. Los sujetos analizados poseen un elevado nivel siendo sus características de fuerza distintas. Por ello, el entrenador ha de considerar este aspecto para obtener el máximo rendimiento de cada uno de ellos, aprovechando las mejores cualidades que cada uno brinda y considerar, así mismo, otros aspectos que se escapen a este estudio como los psicológicos y tácticos.

CONCLUSIONES

Como conclusiones a este estudio se pueden extraer las siguientes:

- 1.^a Se han caracterizado las curvas fuerza-tiempo de cada movimiento pudiendo relacionar las cargas generadas en los apoyos, por las diagonales derecha e izquierda, con la técnica.
- 2.^a Se ha puesto a punto una metodología para el análisis cinético de las acciones de ataque en red en bádminton.
- 3.^a Se ha elaborado un *modelo de informe* que permite la interpretación de los resultados del estudio.
- 4.^a A partir de este estudio, se podrá hacer un seguimiento de las distintas manifestaciones de la fuerza de los deportistas de badminton a lo largo de la temporada, proporcionando al entrenador datos que le permitan planificar la estrategia a seguir en los partidos con objeto de mejorar la táctica de cada jugador en cada etapa de la temporada.

BIBLIOGRAFÍA

- FERRO, A. (1996). "Análisis biomecánico de la técnica de la carrera de los atletas ciegos paralímpicos". *Tesis doctoral*. Universidad Politécnica de Madrid.
- FERRO, A. (1998). "Instrumentación: Apoyo biomecánico a la Gimnasia Rítmico-deportiva". *Biomecánica*, 19:30-37.
- FERRO, A.; GRAUPERA, J. L.; BLANCO, M. I.; ANTÓN, E. y VERA, P. (1998). "Análisis del patrón de cargas generadas en los apoyos en la carrera de atletas ciegos a diferentes velocidades". *Biomecánica aplicada al Deporte I. Capítulo 11* Universidad de León.
- LUHTANEN, P. y BLOMQUIST, M. T. (1996). "Kinematics of clear in junior badminton players". *Proceeding of the XIV ISBS Symposium*. Joao M.C.S. Abrantes (editor). Ediciones FMH, Lisboa.
- OMOSEGAARD, B. (1996). Physical training for badminton. International Badminton Federation.
- SMITH, D. R.; LUDWIG, K. M.; BUTCHER, M. y WILKERSON, J. D. (1996). "A comparison of three racket skills executed by novice and experienced performers". *Proceeding of the XIV ISBS Symposium*. Joao M.C.S. Abrantes (editor). Ediciones FMH, Lisboa.

NORMAS DE PRESENTACION PARA LA ADMISION DE TRABAJOS DE INVESTIGACION¹

1. Los trabajos breves o sumarios de investigación que se presenten para su eventual publicación por el Consejo Superior de Deportes (C.S.D.) deberán tener una extensión de 30 a 40 páginas (DIN-A-4, espaciado interlineal 1,5). Se recomienda seguir el esquema general de trabajos de investigación:
 - a) Introducción que exponga los fundamentos del trabajo y especifique claramente sus objetivos.
 - b) Descripción de las fuentes, métodos, materiales y equipos empleados en su realización.
 - c) Exposición de los resultados y discusión de los mismos.
 - d) Conclusiones finales.

Deberá figurar con toda claridad:

- **Título completo del trabajo en castellano y su versión inglesa;** y si se desea, también en francés.
 - **Iniciales del nombre y apellidos de los autores.**
 - **Resúmenes** del contenido, en **castellano** y en **inglés**, y si se desea, también en francés, de un mínimo de 100 y un máximo de 250 palabras, acompañados de las **palabras clave** que definan el contenido del trabajo (6 a 10, preferentemente extraídos del texto del trabajo).
 - **Notas al pie de página o final del texto:** Se acompañarán en anexo al final del texto, debidamente numeradas, indicándose en el texto el lugar al que hace referencia cada nota.
 - **Referencias bibliográficas** de obras citadas en el texto.
 - **Ilustraciones:** Según el tipo de ilustraciones que acompañen el trabajo (tablas, gráficas, fotografías, etc.), deben entregarse en la forma y en el soporte más apropiado para garantizar una óptima reproducción, así como en forma de copia o fotocopia impresa, en anexo al texto, debidamente numerados y acompañados del título o leyenda correspondiente. En el texto se indicará el lugar en el que, en principio, debería insertarse cada ilustración.
2. Indicación de ayudas percibidas por el C.S.D.: se indicarán el tipo y los años de ayuda percibida.
 3. **Datos de los autores.** Los textos que se presenten para su publicación deben ir firmados por sus autores y acompañados de los datos completos de la institución o centro, dirección completa y teléfono de contacto de los mismos. Deberán enviar sus trabajos a la sede del Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte (**CARICD**), acompañados de una fotografía del autor y un breve curriculum relacionado con la obra (máximo 10 líneas).
 4. **Soportes de presentación.** El trabajo deberá entregarse en papel DIN-A-4, por duplicado, con espacio interlineal de 1,5, en lengua castellana, y en disquete, grabado en un fichero con procesador de textos para MS-DOS: Word Perfect (v. 5.1), o ASCII, **sin códigos de formato del procesador de texto.**

¹ Extracto de la "Normativa General para la presentación de Trabajos" del Centro Nacional de Investigación y Ciencias del Deporte (CNID).

5. Los perceptores de ayudas del C.S.D. que presenten sumarios de investigación de acuerdo con los requisitos y condiciones establecidos para su publicación por el Consejo Superior de Deportes (a través del Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte) cederán **por escrito** todos los derechos de autor y de reproducción del trabajo en cualquier tipo de soporte (incluidas microformas o bases de datos informatizadas) al C.S.D. y harán constar la aceptación de las presentes normas, haciendo uso del modelo establecido para el efecto.
6. Asimismo los autores asumirán expresamente el compromiso de realizar las modificaciones y correcciones necesarias en el caso de aprobarse la publicación, lo que se comunicará por escrito a los mismos.
7. El C.S.D. se reserva el derecho de publicación de los sumarios presentados, así como de su resumen, en el medio y momento que considere oportunos, en el marco de su programa editorial.
8. El C.S.D. remitirá a los autores cinco ejemplares de la publicación para su libre disposición.
9. En el caso de no publicarse el trabajo o sumario presentado en el plazo de dos años, el autor podrá solicitar del C.S.D. la devolución de los textos y materiales originales, quedando una copia en el CARICD.
10. Tratamiento automatizado de los datos. A los efectos previstos en el artículo 5 de la Ley Orgánica 5/1992, de Regulación del Tratamiento Automatizado de los datos de carácter personal, los datos que se soliciten a los autores de trabajos a publicar por el C.S.D. podrán ser objeto de tratamiento automatizado. La responsabilidad del fichero automatizado corresponde al Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte del Consejo Superior de Deportes.

La admisión-aceptación de estos trabajos no implica obligatoriamente su publicación que, en cualquier caso, se decidirá por la Comisión de Investigación creada al efecto.

El C.S.D. no asumirá necesariamente las opiniones expresadas por los autores en los trabajos y sumarios de investigación que publique.

El Centro de Alto Rendimiento y de Investigación en Ciencias del Deporte no se compromete a publicar trabajos que no reúnan los requisitos y normas marcados, ni su publicación supone que comparta las opiniones en ellos expresadas.

Nota: Estas normas se basan en normas ISO y normas UNE. Puede solicitarse su versión interna ampliada, así como el modelo oficial de cesión de derechos y aceptación de las bases, a:

CENTRO DE ALTO RENDIMIENTO Y DE
INVESTIGACION EN CIENCIAS DEL DEPORTE
Unidad: Publicaciones
C/ del Greco, s/n
28040 Madrid

Tel.: (91) 589 68 77; 589 05 27/28
Fax: (91) 544 81 22
E-mail: csd.publicaciones@csd.mec.es

Colección: INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS DEL DEPORTE

- 1.- Análisis biomecánico de los lanzamientos en atletismo
- 2.- Adaptación hormonal e inmunológica al entrenamiento
- 3.- Indicadores para la detección de talentos deportivos
- 4.- Estructura ocupacional y mercado de trabajo en el deporte
- 5.- Patrocinio, comunicación y deporte I:
La comercialización del deporte en una sociedad mediática
- 6.- Patrocinio, comunicación y deporte II:
Publicidad y patrocinio en eventos deportivos
- 7.- Los deportistas olímpicos españoles: un perfil sociológico
- 8.- Métodos de estudio de composición corporal en deportistas
- 9.- Valores sociales y deporte
- 10.- Educación Física y práctica docente
- 11.- El deporte en las universidades españolas
- 12.- Análisis biomecánico de las técnicas deportivas
- 13.- Rendimiento deportivo: parámetros electromiográficos (EMG),
cinemáticos y fisiológicos
- 14.- Nuevas perspectivas didácticas y educativas de la educación física
- 15.- Experiencias de formación de docentes y entrenadores en el ámbito
de la actividad física y el deporte
- 16.- Investigación epistemológica: el campo disciplinar en Educación
Física
- 17.- Control del dopaje. Aspectos analíticos de los esteroides anabolizantes
- 18.- Ejercicio y estrés. Aspectos celulares y moleculares
- 19.- Tecnología deportiva. Control del rendimiento de los deportistas
y de las instalaciones
- 20.- Política y violencia en el fútbol
- 21.- Biomecánica de la fuerza muscular y su valoración. Análisis cinético de la
marcha, natación, gimnasia rítmica, badminton y ejercicios de musculación
- 22.- El apoyo biomecánico al rendimiento deportivo. Lanzamiento atlético,
carreras, relevos, natación, tenis y tiro



Consejo
Superior de
Deportes

ISBN 847949096-9



9 788479 490966

EAN 9788479490966