

Evaluación de la función muscular periférica

L. Puente Maestu^a y M. Valdazo^b

Servicios de ^aNeumología y ^bRehabilitación. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.

Introducción

La función del músculo es generar fuerza para producir tensión o desplazamiento (trabajo) transformando la energía química de los alimentos en energía mecánica. El trabajo muscular humano ha sido durante siglos la principal fuente de energía para las actividades económicas, y aún lo es en muchos países en vías de desarrollo. La capacidad de desarrollar tareas físicas constituye una dimensión extraordinariamente importante para nuestra realización como seres humanos; por ello, no es extraño que su pérdida o disminución sea una de las causas fundamentales de invalidez y deterioro de la calidad de vida.

Las unidades estructurales del músculo son las fibras musculares, las miofibrillas, pero para realizar su función adecuadamente es preciso un sistema de control. Este sistema lo componen las motoneuronas¹, que inervan y controlan varias fibras, a la vez que constituyen la unidad motora, auténtica unidad funcional del músculo. Su integridad y la de los mecanismos neurales y humorales que activan y modulan la motoneurona son elementos tan importantes para la función contráctil como el propio estado del músculo².

La potencia de la contracción muscular varía según las características de sus fibras y el número de unidades motoras que participan, pero además el músculo actúa desplazando unas palancas, los huesos, y por ello la fuerza generada por estas palancas depende de la situación mecánica en la que trabaja para un determinado movimiento. Existen dos aspectos básicos de la función muscular que conviene tener presentes al valorar su función: *a*) cuanto más rápido se contrae un músculo, menor fuerza puede generar, y *b*) la fuerza generada depende de la longitud de la fibra con respecto a su longitud máxima³. La última consideración funcional es que hay dos dominios generales de operación que dependen de la magnitud que significa un esfuerzo dado en relación con la fuerza máxima del músculo. Por encima de un límite, el músculo no podrá contraerse de forma in-

definida y acabará fatigándose; por debajo, por el contrario, puede contraerse sin aparente pérdida de fuerza o velocidad de contracción durante períodos prolongados⁴. Este umbral dependerá de la capacidad de las fibras de las unidades motoras para obtener su energía de forma aeróbica y de regenerar su medio interno tras cada contracción.

Distintos métodos permiten valorar la capacidad de generar fuerza, par o trabajo por el músculo, su resistencia, masa, estructura y composición, la valoración de su metabolismo energético y finalmente la valoración de la integridad de las unidades motoras.

Valoración de la función máxima

Los parámetros más importantes de función mecánica muscular máxima son⁵: *a*) la fuerza de contracción muscular medida como fuerza o tensión; *b*) el par de fuerzas o momento, es decir, la fuerza multiplicada por la distancia al eje de rotación, que es una magnitud que tiene en cuenta la palanca sobre la que actúa éste; *c*) el trabajo total realizado en un desplazamiento, parámetro más sensible que la fuerza máxima, ya que es sensible a cualquier disminución en la producción de una cantidad máxima de fuerza a lo largo de todo el campo cinético (fig. 1); *d*) la potencia o trabajo efectuado por la unidad de tiempo, y *e*) la energía de aceleración del par, parámetro que proporcionan algunos dinamómetros isocinéticos, y es la cantidad de trabajo realizado en el primer octavo de segundo de producción del par de fuerzas. Es un indicador del reclutamiento muscular, de la "fuerza explosiva" del músculo.

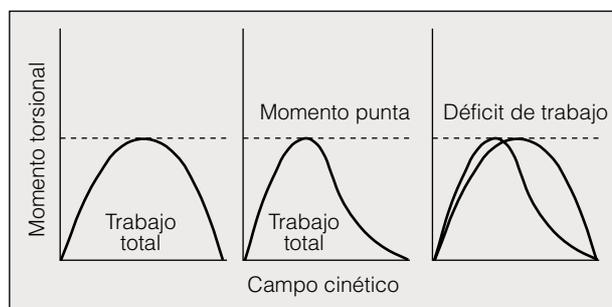


Fig. 1. Dos curvas con valores iguales de momento torsional punta, pero con un déficit de trabajo total en la segunda, resultado de la incapacidad de producir una cantidad máxima de fuerza en la totalidad del campo cinético.

Correspondencia: Dr. L. Puente Maestu.
Servicio de Neumología. Hospital General Universitario Gregorio Marañón.
Dr. Ezquerdo, 46. 28007 Madrid.
Correo electrónico: luis.maestu@separ.es

Recibido: 12-12-00; aceptado para su publicación: 9-1-01.

(Arch Bronconeumol 2001; 37: 317-323)



Fig. 2. Dinamómetro isocinético Cybex Norm.

Mediante la exploración física se puede evaluar la función mecánica de forma cualitativa (sí o no) o subjetiva semicuantitativa (tabla I). La valoración clínica se basa en apreciar diferencias entre músculos afectados y sus simétricos, excepto en caso de déficit muy importantes. En manos expertas sólo es capaz de discriminar diferencias del 10 al 15% de fuerza muscular entre una extremidad y la contralateral⁶, así que las variaciones menores pueden pasar inadvertidas. En estudios que comparaban este procedimiento con mediciones isocinéticas, se ha observado una correlación pobre entre las disfunciones englobadas en el grado 4 de la exploración manual (tabla I) y la fuerza de contracción real en el movimiento de grandes articulaciones como la rodilla⁷ y la cadera⁸. A pesar de sus deficiencias, la exploración física es un método rápido, barato y sencillo que debe formar parte de la valoración inicial del paciente con déficit musculares. El uso de cargas (p. ej., pesas) produce estimaciones más objetivas que pueden ser útiles para evaluar a un mismo sujeto a lo largo del tiempo.

La valoración cuantitativa de la función mecánica muscular se ha hecho tradicionalmente midiendo la tensión generada en una contracción estática (isométrica, es decir, sin movimiento articular detectable) o dinámica (isotónica o isocinética). La tensión generada por una contracción isométrica se mide con tensiómetros. Este procedimiento presenta varias limitaciones. En primer lugar, la necesidad de colaboración del paciente; en segundo lugar, sólo valora un punto específico del campo cinético de una articulación, y finalmente tan sólo permite la evaluación de músculos aislados y no de to-

dos los grupos musculares que realizan un movimiento articular.

Las contracciones isotónicas pueden evaluarse por medio de pesas, halteras o dinamómetros isotónicos. Este procedimiento también requiere colaboración. La falta de control sobre la velocidad de contracción es un problema importante, ya que, como dijimos, la velocidad influye directamente sobre la fuerza generada.

Recientemente han aparecido equipos que tratan de minimizar estos inconvenientes (fig. 2). Los dinamómetros isocinéticos motorizados permiten cargar una articulación a una velocidad predeterminedada (de 30° a 500°/s) con una resistencia que va variando a lo largo del movimiento de forma que el músculo tenga que generar la misma fuerza durante todo el recorrido articular. Si se produce un intento de modificar la velocidad seleccionada, la resistencia del aparato se modificará para igualar la fuerza aplicada en todos los puntos del alcance del movimiento⁹. Debido a esta característica, a pesar de que se necesite la colaboración del paciente para efectuar contracciones máximas, es difícil “engañar” realizando contracciones menores de las posibles sin que el aparato lo detecte¹⁰. Además, los dinamómetros isocinéticos proporcionan determinados parámetros de función mecánica que pueden ser de utilidad diagnóstica o para plantear soluciones más adecuadas en la mejora del rendimiento muscular. Entre ellos están su rendimiento global (trabajo y potencia) y la rapidez de la contracción máxima (energía de aceleración del par). Mediante esta técnica se puede valorar también el tono muscular con mayor precisión que con la evaluación manual tradicional¹¹. Los dinamómetros isocinéticos presentan tres limitaciones fundamentales. Por un lado, son caros y por ello poco accesibles; por otra parte, se necesita personal entrenado para hacer adecuadamente las mediciones, y por último no hay suficientes estudios que proporcionen valores de referencia de los registros para las diferentes poblaciones. Su uso está especialmente indicado cuando hay necesidad de valoraciones muy precisas, como la evaluación de la función musculoesquelética tras la realización de la cirugía traumatológica¹² o plástica reconstructiva¹³ o la determinación precisa del efecto de tratamientos sobre el propio músculo esquelético¹⁴. Incluso se ha aplicado para valorar biomecánicamente los déficit bioquímicos en enfermos crónicos. Así, se ha podido comprobar que la resistencia de los músculos de la pierna de enfermos con diabetes mellitus de larga evolución está disminuida, pero no así el momento ni el trabajo total¹⁵.

A pesar del desarrollo de estos sofisticados sistemas, hay campos de la evaluación mecánica muscular pendientes aún de soluciones prácticas¹⁶, como en los casos en los que los pacientes tienen dificultades para colaborar en la exploración (p. ej., debilitados por enfermedades crónicas u hospitalizaciones prolongadas, ingresados en unidades de cuidados intensivos, etc.).

Masa muscular total

La estimación de la masa muscular total se puede hacer mediante una serie de técnicas más o menos sofisticadas.

TABLA I

Escala de valoración muscular del Medical Research Council

0	Ninguna contracción
1	Contracción débil
2	Movimiento activo sin oposición de la gravedad
3	Movimiento activo contra la fuerza de la gravedad
4	Movimiento activo contra la fuerza de la gravedad y la resistencia del examinador
5	Fuerza normal

cadras^{17,18}. Algunas tratan de evaluar la proporción de masa corporal que se puede atribuir al tejido magro asumiendo un modelo bicompartimental (es decir, lo que no es grasa es tejido magro) y estimando la cantidad de grasa por bioimpedancia eléctrica^{19,20}, midiendo la densidad pesando al sujeto sumergido en agua²¹ o en función de mediciones antropométricas y del grosor de los pliegues cutáneos en varios sitios^{22,19}. Otras tratan de medir el agua corporal total o intracelular mediante la dilución de potasio radiactivo²³ o agua marcada con deuterio²⁰. Finalmente, se han desarrollado índices bioquímicos como la relación entre la creatinina y la altura²⁴. La limitación de estos métodos es que proporcionan estimaciones globales y, en su mayoría, no permiten diferenciar los cambios en agua extracelular de modificaciones de la masa muscular. Comparando las estimaciones antropométricas con estimaciones basadas en la resonancia magnética o la tomografía computarizada se han encontrado discrepancias^{25,26}, y lo mismo ha ocurrido con estimaciones basadas en el potasio corporal o índices de nitrógeno²⁷. La bioimpedancia no ha sido validada en las personas de edad y puede afectarse por edema o alteraciones cutáneas²⁸, y las mediciones basadas en los pliegues cutáneos pueden tener un sesgo apreciable en las personas de edad²⁹.

Masa o volumen muscular regional

Varias técnicas son capaces de medir la masa regional, como la absorción de rayos X de dos energías (DEXA)³⁰ o la ecografía³¹, y otras pueden medir además el volumen de ciertas regiones o incluso de ciertos músculos, como la resonancia magnética (RM)²⁵ o la tomografía computarizada (TC)³². Las mediciones basadas en estas últimas técnicas, aunque parecen las más precisas, son caras y poco prácticas para evaluaciones seriadas. La DEXA parece correlacionarse bien, aunque sobrestima la masa muscular comparándola con las mediciones por TC¹⁵ y podría convertirse una técnica coste-eficiente para este tipo de evaluaciones.

Electromiografía

La electromiografía consiste en registrar la actividad eléctrica procedente de los músculos en reposo y durante la contracción. Es de gran utilidad en la investigación de la debilidad o atrofia musculares. Resulta especialmente útil en la distinción entre enfermedad de músculo y del nervio.

La electromiografía de superficie consiste en colocar electrodos sobre los músculos objeto de estudio. Es menos invasiva, pero el registro presenta mayor número de artefactos. Permite identificar los grupos de músculos que contribuyen a un movimiento en particular³³ o registrar la frecuencia de movimientos involuntarios (p. ej., temblor).

Para fines clínicos, la actividad eléctrica se registra con electrodos bipolares de aguja insertados en el músculo que se quiere estudiar, los cuales recogen la actividad de las fibras musculares próximas^{34,35}. Los músculos esqueléticos de contracción voluntaria no tie-

nen actividad eléctrica en reposo, pero al contraerse aparecen las señales de los potenciales de acción de las unidades motoras, cuyo número crece a medida que la intensidad de contracción aumenta. A partir de los 14 a 21 días de la pérdida de inervación de un músculo, se produce una actividad eléctrica espontánea que puede ser registrada en el músculo en reposo. Si el músculo sólo está parcialmente denervado, el patrón característico de esfuerzo voluntario se observará muy reducido. Durante la regeneración nerviosa aparecen potenciales complejos polifásicos de larga duración llamados potenciales de recuperación. El patrón de las enfermedades primarias del músculo, como la distrofia muscular y otras miopatías, presenta escasa o nula actividad espontánea, pero durante la contracción voluntaria se ven potenciales anómalos con agrupamientos de oscilaciones de gran frecuencia. Existen también patrones indicativos de la fatiga muscular. La electromiografía clásica proporciona datos acerca de la calidad de la contracción muscular, pero no aporta información acerca de la magnitud de la contracción muscular. Además, es menos sensible que la valoración mecánica⁶, siendo difícil que se vea una disminución del reclutamiento de la unidad motora en el caso de una valoración de menos de grado 4 en la escala del Medical Research Council (tabla I).

La electromiografía dinámica permite obtener información precisa sobre la magnitud de la contracción de músculos aislados expresados como porcentajes de la contracción voluntaria máxima. Este índice es un reflejo de la intensidad del esfuerzo del músculo estudiado para un determinado movimiento. No es directamente superponible a los de fuerza muscular, puesto que hay otros factores que determinan las diferencias en la fuerza real de un músculo sometido a esfuerzo isotónico, como el tipo y velocidad de contracción, la posición articular y la acción de músculos sinérgicos³⁶; sin embargo, hay buena correlación entre los datos obtenidos mediante electromiografía dinámica y el par máximo de la dinamometría isocinética³⁷. Los mayores problemas de la técnica son los artefactos debidos al movimiento³⁸ y la sensibilidad de las mediciones a la posición del electrodo. En un estudio con electromiografía dinámica de la musculatura del hombro, se observaron variaciones importantes de los porcentajes de contracción voluntaria máxima cuando los electrodos se encontraban a tan sólo un cm del punto de inserción deseado³⁹. La electromiografía dinámica no tiene prácticamente aplicación en la clínica. Su uso fundamental es la investigación; por ejemplo, en el análisis de la marcha humana. Esta técnica ha permitido obtener datos precisos de la magnitud de la contracción que efectúa cada uno de estos músculos⁴⁰.

Evaluación de la resistencia muscular

La resistencia es la capacidad del músculo para contraerse durante un cierto tiempo sin perder rendimiento mecánico, es decir, sin fatigarse. Las pruebas de resistencia consisten en hacer que el músculo o grupo muscular se contraiga teniendo que vencer una carga^{41,42}. Los procedimientos para medir la resistencia difieren en

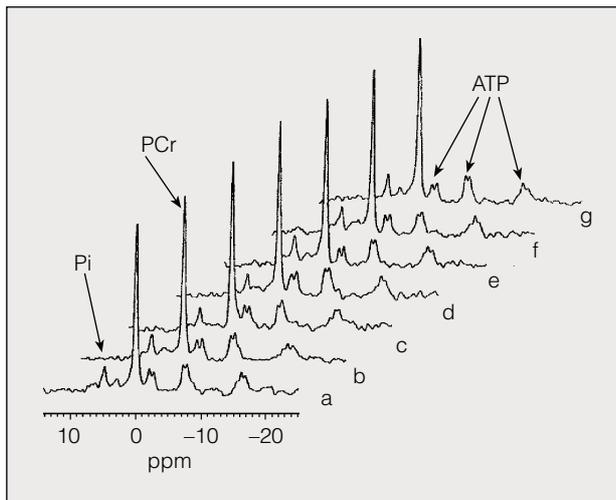


Fig. 3. Repeticiones de un trazado de espectroscopia de fósforo 31 con resonancia magnética. Cada pico puede ser cuantificado. Pi: fosfato inorgánico; PCr: fosfocreatina.

tres aspectos. En primer lugar, en la forma de activar el músculo, que puede ser voluntaria o por un estímulo exógeno. La activación voluntaria se usa en pruebas de resistencia de grupos musculares involucrados en el desempeño de ejercicios simples, como el cierre del puño con la extensión de la rodilla. El problema de la activación voluntaria es que se ve afectada por la motivación, la concentración, la coordinación u otras alteraciones del impulso motor. Otra forma de activar el músculo es la aplicación de un estímulo eléctrico o magnético al nervio motor. Las limitaciones fundamentales de la estimulación eléctrica son que la activación muscular es generalmente submáxima y que sólo se pueda aplicar a músculos cuyos rendimientos mecánicos se puedan medir con facilidad.

La segunda variación consiste en que el tipo de ejercicio sea isométrico o isocinético. En condiciones isométricas, la longitud del músculo es fija y se miden la capacidad de seguir manteniendo la fuerza o el par con el tiempo de contracción. Durante el ejercicio isocinético el músculo se acorta venciendo una carga. La resistencia se mide por la capacidad de mantener la velocidad, el trabajo o la potencia con el tiempo.

Finalmente, en las pruebas de resistencia podemos variar el formato del ejercicio en intensidad o frecuencia. Si la activación es voluntaria se puede pedir al sujeto que haga una contracción única prolongada o series de contracciones repetidas intensas pero generalmente submáximas. Si la activación es eléctrica, la intensidad del ejercicio está determinada por las características de intensidad, duración y frecuencia del estímulo que normalmente permanecen fijas durante el período de ejercicio.

Pruebas de esfuerzo

La realización de un esfuerzo físico depende del funcionamiento integrado de varios órganos y sistemas que se encargan de suministrar oxígeno y metabolitos al músculo y de eliminar el dióxido de carbono, el calor y

otros productos resultantes del aumento de actividad metabólica muscular⁴³. Por tanto, las pruebas de esfuerzo, al menos las que implican a grupos musculares grandes, tienen como ventaja e inconveniente el permitir una valoración de la función de los músculos como elementos integrados en el organismo, pero sin poder discernir con finura entre un trastorno primariamente muscular u originado en los demás sistemas de apoyo. Varias evidencias sugieren que la capacidad de esfuerzo en pacientes con enfermedades crónicas depende sustancialmente de la función muscular. Centrando el tema en la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), se ha observado que es frecuente que estos pacientes señalen la sensación de fatiga en las piernas como la causa principal por la que finalizan una prueba de esfuerzo progresiva⁴⁴. Se ha encontrado una correlación significativa de la fuerza del cuádriceps con la distancia andada en 6 min y la captación máxima de oxígeno⁴⁵⁻⁴⁸ y tras entrenamiento de fuerza (pesas) de los músculos periféricos, que aumentó la fuerza muscular máxima y mejoró la duración de pruebas de esfuerzo de resistencia⁴⁹. Existe correlación entre índices nutricionales y de masa muscular con la capacidad de esfuerzo máximo^{50,51} y con la resistencia⁵¹. Se han relacionado índices de la capacidad oxidativa muscular como la actividad de enzimática en biopsias del cuádriceps^{53,54} o la tasa de producción de lactato^{53,55,56} con la capacidad de esfuerzo en pacientes con EPOC. Finalmente, se ha observado que programas de entrenamiento muscular que no producían cambios significativos en la función pulmonar mejoraban la capacidad de esfuerzo⁵⁷.

Mención aparte merecen las pruebas de esfuerzo submáximas. Su formato permite valorar la resistencia, que esencialmente depende de la capacidad por parte de los músculos de producir energía de forma aeróbica⁵⁸⁻⁶⁰. Además, durante el ejercicio constante puede estudiarse la mejoría de la capacidad aeróbica demostrando que, para un determinado nivel de carga, los valores de lactato-ventilación son menores^{55,61,62}.

La cinética de la respuesta del consumo de oxígeno a cargas relativamente bajas, en las que las exigencias sobre los sistemas respiratorio y circulatorio son pequeñas y están lejos de los límites funcionales, depende fundamentalmente de la capacidad del músculo de extraer oxígeno de la circulación sanguínea, y son por tanto una prueba de esta función muscular⁶³. Se ha demostrado que la mejoría de la cinética de las respuestas del oxígeno a cargas bajas guarda correlación con la resistencia al ejercicio⁶³.

Espectroscopia del fósforo 31 con resonancia magnética (RM-³¹P)

Esta técnica es una herramienta importante para la valoración *in vivo* del metabolismo energético tisular (fig. 3). Además, la sintonización del equipo con la radiación emitida por los protones permite medir el pH⁶⁴ y la oxigenación intracelular⁶⁵. La relación entre la fosfocreatina intracelular (PCr) y el fosfato inorgánico (Pi) refleja estrechamente la relación entre la ATP y el ADP y es, por tanto, un índice del potencial de las mitocon-

drias para la fosforilación^{66,67}. La técnica también permite calcular el flujo ATP producido por la fosforilación oxidativa, por la glucólisis anaeróbica o derivada de la PCr⁶⁸. El tiempo de recuperación de la fosfocreatina se relaciona con la densidad y función mitocondrial⁶⁹. Los principales problemas de la técnica estriban en su falta de disponibilidad y su coste, por lo que se reserva básicamente para investigación.

Espectroscopia de luz infrarroja de alta frecuencia

Es una técnica no invasiva que usa las propiedades de absorción de la luz infrarroja de frecuencia próxima al espectro de la luz (*Near-infrared* en inglés, o NIR) de la hemoglobina y mioglobina para evaluar indirectamente la oxigenación tisular, la hemodinámica y el flujo sanguíneo regional. La luz NIR se propaga a través de los tejidos, y determinadas longitudes de onda son absorbidas de forma diferente por la hemoglobina y la mioglobina oxigenadas (850 nm) y desoxigenadas (760 nm)⁷⁰. La iluminación de tejidos intactos con luz NIR permite la evaluación cualitativa de los cambios en las concentraciones de dichas moléculas, principalmente de la hemoglobina^{71,72}. Esta tecnología se ha utilizado en la evaluación de la "desoxigenación muscular" durante el ejercicio^{73,74} y la recuperación⁷⁵⁻⁷⁷. La velocidad de recuperación de la "desoxigenación" guarda una relación estrecha con la señal de recuperación de la fosfocreatina medida por RM-³¹P^{78,79}. Esta última se considera un índice preciso de la capacidad oxidativa del músculo. La espectroscopia NIR se ha aplicado incluso a la medición del consumo de oxígeno local⁸⁰. El principal problema de esta técnica reside en la inestabilidad de la señal durante el ejercicio con algunos equipos y el hallazgo de correlaciones pobres con las mediciones de saturación venosa de sangre procedente de los músculos activos^{81,82}; no obstante, un trabajo reciente demuestra un gran correlación con la presión de oxígeno tisular⁶⁵.

Biopsias musculares

Permiten la valoración morfológica, bioquímica e incluso molecular del músculo. Las biopsias musculares, tanto con aguja como mediante una incisión, se consideran intervenciones menores. Pueden ocasionar molestias, hematomas o dejar cicatriz y complicarse con infecciones. Las muestras son, en general, muy pequeñas, y sus resultados presentan una variabilidad en torno al 20% tanto en la clasificación de las fibras^{83,84} como en las concentraciones enzimáticas, y existe una gran variabilidad entre individuos. Entre las determinaciones posibles se encuentran: *a)* el tipo de fibra mediante tinciones histoquímicas (fig. 4) con ATPasa miofibrilar⁸⁵ o anticuerpos contra isoformas de las cadenas pesadas de las miosinas; *b)* valoración cuantitativa de la sección de las miofibras; *c)* determinación mediante electroforesis de la proporción de cadenas pesadas de miosina o del mARN⁸⁶; *d)* actividades de enzimas relacionadas con el metabolismo energético, y *e)* detección en algunos casos de patrones típicos de miopatía.



Fig. 4. Microfotografía de una biopsia muscular teñida con técnicas histoquímicas para ATP-asa en la que se distinguen las fibras tipo I oscuras y tipo II más claras. Algunas fibras, las IIa, presentan una coloración intermedia.

BIBLIOGRAFÍA

- Burke RE. Motor units: anatomy, physiology and functional organization. En: Peachey LD, editor. Handbook of physiology: the nervous system. Motor control. Bethesda, MD: American physiological Society. Bethesda MD 1981; 345-422.
- Edström L, Kugleberg E. Histochemical composition, distribution of fibers and fatigability of a single motor units. J Neurol Neurosurg Psychiatr 1968; 31: 424-430.
- Åstrand PO, Rodal K. The muscle and its contraction. En: Åstrand PO, Rodal K, editores. Textbook of work physiology: physiological bases of exercise (3.ª ed.). Nueva York: McGrawHill, 1987; 12-50.
- Wilkie DR. Equations describing power input in humans as function of duration of exercise. En: Cerretelli P, Whipp BJ, editores. Exercise bioenergetics and gas exchange (4.ª ed.). Nueva York: Elsevier North-Holland, 1980; 75-80.
- Prat J. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto Biomecánico de Valencia: Martín Impresores, 1993.
- Ball RD. Electrodiagnostic evaluation of the peripheral nervous system. En: De Lisa-Gans. Rehabilitation medicine principles and practice (3.ª ed.). Nueva York: Lippincott-Raven Publishers, 1998; 321-373.
- Dvir Z. Grade 4 in manual muscle testing: the problem with submaximal strength assessment. Clin Rehabil 1997; 11: 36-41.
- Valdazo M. Biomecánica de la cadera tras extracción de colgajo libre de cresta ilíaca. Valoración clínico-isocinética y repercusiones en la marcha (tesis doctoral). Madrid: Universidad Complutense de Madrid, 2000.
- Perrin DH. Isocinética: ejercicios y evaluación. Interpretación de una evaluación isocinética. Ed. Signo 2000, Barcelona: 1994; 78-79.
- Fishbain DA, Abdel-Moty E, Cutler RB, Rosomoff HI, Steele-Rosomoff R. Detection of a "faked" strength task effort in volunteers using a computerized exercise testing system. Am J Phys Med Rehabil 1999; 78: 222-227.
- Franzoi AC, Castro C, Cardone C. Isokinetic assessment of spasticity in subjects with traumatic spinal cord injury (ASIA A). Spinal Cord 1999; 37: 416-420.
- Carter TR. Isokinetic evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction: hamstring versus patellar tendon. Arthroscopy 1999; 15: 169-172.
- Blondeel N, Vanderstraeten GG, Monstrey SJ, Van Landuyt K, Tonnard P, Lysens R et al. The donor site morbidity of free DIEP flaps and free TRAM flaps for breast reconstruction. Br J Plast Surg 1997; 50: 322-330.
- Quittan M, Sochor A, Wiesinger GF, Kollmitzer J, Sturm B, Pacher R et al. Strength improvement of knee extensor muscles in patients with chronic heart failure by neuromuscular electrical stimulation. Artif Organs 1999; 23: 432-435.
- Andersen H. Muscular endurance in long-term IDDM patients. Diabetes Care 1998; 21: 604-609.

16. Anzueto A. Muscle dysfunction in the intensive care unit. *Clin Chest Med* 1999; 20: 435-452.
17. Wang ZM, Pierson RN Jr, Heymsfield SB. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. *Am J Clin Nutr* 1992; 56: 19-28.
18. Heymsfield SB, Lichtman S, Baumgartner RN, Wang J, Kamen Y, Aliprantis A et al. Body composition of humans: comparison of two improved four-compartment models that differ in expense, technical complexity, and radiation exposure. *Am J Clin Nutr* 1990; 52: 52-58.
19. Chumlea WC, Baumgartner RN. Bioelectric impedance methods for the estimation of body composition. *Can J Sport Sci* 1990; 15: 172-179.
20. Schols AM, Wouters EF, Soeters PB, Westerterp KR. Body composition by bioelectrical impedance analysis compared with deuterium dilution and skinfold anthropometry in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Clin Nutr* 1991; 53: 421-424.
21. Durnin JV, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br J Nutr* 1974; 32: 77-97.
22. Heymsfield SB, Matthews D. Body composition: research and clinical advances-1993 A.S.P.E.N. research workshop. *JPEN J Parenter Enteral Nutr* 1994; 18: 91-103.
23. Cohn SB, Vartsky D, Yasumura SS, Sawitsky A, Zanzi I, Vaswani A et al. Compartmental body composition based on total body nitrogen, potassium and calcium. *Am J Physiol* 1980; 39: E524-E530.
24. Heymsfield SB, Arteaga C, McManus C, Smith J, Moffitt S. Measurement of muscle mass in humans: validity of the 24-hour urinary creatinine method. *Am J Clin Nutr* 1983; 37: 478-494.
25. Baumgartner RN, Rhyne RL, Troup C, Wayne S, Garry PJ. Appendicular skeletal muscle areas assessed by magnetic resonance imaging in older persons. *J Gerontol* 1992; 47: M67-M72.
26. Heymsfield SB, McManus C, Smith J, Stevens V, Nixon DW. Anthropometric measurement of muscle mass: revised equations for calculating bone-free arm muscle area. *Am J Clin Nutr* 1982; 36: 680-690.
27. Wang ZM, Visser M, Ma R, Baumgartner RN, Kotler D, Gallagher D et al. Skeletal muscle mass: evaluation of neutron activation and dual-energy X-ray absorptiometry methods. *J Appl Physiol* 1996; 80: 824-831.
28. Chumlea WC, Guo SS, Vellas B, Guigoz Y. Techniques of assessing muscle mass and function (sarcopenia) for epidemiological studies of the elderly. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1995; 50: 45-51.
29. Chumlea WC, Roche AF, Rogers I. Replicability for anthropometry in the elderly. *Hum Biol* 1984; 56: 329-337.
30. Heymsfield SB, Smith R, Aulet M, Bensen B, Lichtman S, Wang J et al. Appendicular skeletal muscle mass: measurement by dual-photon absorptiometry. *Am J Clin Nutr* 1990; 52: 214-218.
31. De Bruin PF, Ueki J, Watson A, Pride NB. Size and strength of the respiratory and quadriceps muscles in patients with chronic asthma. *Eur Respir J* 1997; 10: 59-64.
32. Sjostrom L. A computer-tomography based multicompartiment body composition technique and anthropometric predictions of lean body mass, total and subcutaneous adipose tissue. *Int J Obes* 1991; 15 (Supl 2): 19-30.
33. Green HJ, Patla AE. Maximal aerobic power: neuromuscular and metabolic considerations. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 38-46.
34. Lemman JAR, editor. *Clinical neurophysiology*. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1975.
35. Walton JN. (ed). *Disorders of the voluntary muscle 4.^a edición*. Churchill Livingstone, Edimburgo, 1980.
36. Yoon Y, Mansour J, Simon SR. Muscle activities during gait. *Orthop Trans* 1981; 5: 229-231.
37. Luh JJ, Chang GG, Cheng CK, Lai JS, Kuo TS. Isokinetic elbow joint torque estimation from surface EMG and joint kinematics data: using an artificial neural network model. *J Electromyogr Kinesiol* 1999; 9: 173-183.
38. Larsson B, Karlberg C, Elbert J, Gerdl B. Reproducibility of surface EMG during dynamic shoulder forward flexion: a study of clinically healthy subjects. *Clin Physiol* 1999; 19: 433-439.
39. Morris AD, Kemp GJ, Lees A, Frostick SP. A study of reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8: 17-22.
40. Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, Nueva Jersey: Slack, 1992.
41. Vollestead NK. Measurements of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods* 1997; 74: 219-227.
42. Gandevia SC, Allen GM, McKenzie DK. Central fatigue: critical issues, quantification, practical applications. *Adv Exp Med Biol* 1996; 384: 281-294.
43. Wasserman K. Coupling of external to cellular respiration during exercise: the wisdom of the body revisited. *Am J Physiol* 1994; 266: E519-E539.
44. Killian KJ, Leblanc P, Martín DH, Summers E, Jones NL, Campbell EJM. Exercise capacity and ventilatory, circulatory and symptom limitation in patients with chronic airflow limitation. *Am Res Rev Respir Dis* 1992; 146: 935-940.
45. Gosselink R, Troosters T, Decramer M. Peripheral muscle weakness contributes to exercise limitation in COPD. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 153: 976-980.
46. Hamilton AL, Killian KJ, Summers E, Jones NL. Muscle strength, symptoms intensity and exercise capacity in patients with cardio-respiratory disorders. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 152: 2021-2031.
47. Toral Marín J, Ortega F, Cejudo P, Elías T, Sánchez H, Montemayor T. Fuerza muscular periférica en pacientes con EPOC estable: correlación con y las variables de función respiratoria y de calidad de vida. *Arch Bronconeumol* 1999; 35: 117-121.
48. De Meer K, Gulmans VA, Van Der Laag J. Peripheral muscle weakness and exercise capacity in children with cystic fibrosis. *Am J Respir Crit Care Med* 1999; 159: 748-754.
49. Simpson K, Killian K, McCartney N, Stubbing DG, Jones NL. Randomized controlled trial of weightlifting exercise in patients with chronic airflow limitation. *Thorax* 1992; 47: 70-75.
50. Baarends EM, Schols AMWJ, Mostert R, Wouters EFM. Peak exercise in relation to tissue depletion in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Eur Respir J* 1997; 10: 2807-2817.
51. Gray-Donald K, Gibbons L, Shapiro SH, Martin JG. Effect of nutritional status on exercise performance in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1989; 140: 1544-1548.
52. Schols AMWJ, Mostert R, Soeters PB, Wouters EFM. Body composition and exercise performance in patients with chronic obstructive lung disease. *Thorax* 1991; 46: 695-699.
53. Maltais F, Simard AA, Simard C, Jobin J, Desgagnés P, Leblanc P. Oxidative capacity of the skeletal muscle and lactic kinetics during exercise in normal subjects and in patients with COPD. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 153: 288-293.
54. Evans AB, Al-Humayri AJ, Hovart MI, Pappagianopoulos P, Wain JC, Ginns LC et al. Abnormal skeletal muscle oxidative capacity after lung transplantation by 31P-MRS. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 154: 442-447.
55. Casaburi R, Patessio A, Ioli F, Zanaboni S, Donner CF, Wasserman K. Reductions in exercise lactic acidosis and ventilation as results of exercise training in patients with obstructive lung disease. *Am Rev Respir Dis* 1991; 143: 9-18.
56. Patessio A, Casaburi R, Carone M, Appendini L, Donner CF, Wasserman K. Comparison of gas exchange, lactate, and lactic acidosis threshold in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1993; 148: 622-626.
57. Puente-Maestu L, Sanz ML, Sanz P, Cubillo JM, Mayol J, Casaburi R. Comparison of effects of supervised versus self-monitored training programmes in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Eur Respir J* 2000; 15: 517-525.
58. Bink B. The physical working capacity in relation to working time and age. *Ergonomics* 1962; 5: 25-28.
59. Morton RH, Hodgson DJ. The relationship between power output and endurance: a brief report. *Eur J Appl Physiol* 1996; 73: 491-502.
60. Vandewalle H, Vautier JF, Kachouri M, Lechevalier JM, Monod H. Work-exhaustion time relationships and the critical power concept. A Critical review. *J Sports Med Phys Fitness* 1997; 37: 89-102.
61. Maltais F, Leblanc P, Simard C, Jobin J, Bérubé C, Bruneau J et al. Skeletal muscle adaptation to endurance training in patients with chronic obstructive lung disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 154: 442-447.
62. Maltais F, Leblanc P, Jobin J, Bérubé C, Bruneau J, Carrier L et al. Intensity of training and physiological adaptation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1997; 155: 555-561.

63. Puente-Maestu L, Sanz ML, Sanz P, Ruiz de Oña JM, Rodríguez-Hermosa JL, Whipp BJ. Effects of two types of training on pulmonary and cardiac responses to moderate exercise in patients with COPD. *Eur Respir J* 2000; 15: 1026-1032.
64. Sapega AA, Sokolow DP, Graham TJ, Chance B. Phosphorus nuclear magnetic resonance: a non-invasive technique for the study of muscle bioenergetics during exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1987; 19: 410-420.
65. Tran TK, Sailasuta N, Kreutzer U, Hurd R, Chung Y, Mole P et al. Comparative analysis of NMR and NIRS measurements of intracellular PO₂ in human skeletal muscle. *Am J Physiol* 1999; 276: R1682-R1690.
66. Meyer RA, Kuchmerick MJ, Brown TR. Application of 31P-NMR spectroscopy to the study of striated muscle metabolism. *Am J Physiol* 1982; 242: C1-C11.
67. Meyer RA, Sweeney HL, Kuchmerick MJ. A simple analysis of the phosphocreatine shuttle. *Am J Physiol* 1984; 246: C365-C377.
68. Boska M. Estimating the ATP cost of force production in the human gastrocnemius/soleus muscle group using 31-MRS and 1H-MRI NMR *Biomed* 1991; 4: 173-181.
69. Arnold DL, Taylor DJ, Radda GK. Investigation of human mitochondrial myopathies by phosphorus magnetic resonance spectroscopy. *Ann Neurol* 1985; 18: 189-196.
70. Jobis FF. Noninvasive infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science* 1977; 198: 1264-1267.
71. Chance B, Dait MT, Zhang C, Hamaoka T, Hagerman F. Recovery from exercise-induced desaturation in the quadriceps muscles of elite competitive rowers. *Am J Physiol* 1992; 262: C766-C775.
72. Wilson JR, Mancino DM, McCully K, Ferraron N, Laonce V, Chance B. Noninvasive detection of skeletal muscle underperfusion with near-infrared spectroscopy in patients with Heart failure. *Circulation* 1989; 80: 1668-1674.
73. Boushel R, Pott F, Madsen P, Radegran G, Nowak M, Quistorff B et al. Muscle metabolism from near infrared spectroscopy during rhythmic handgrip in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998; 79: 41-48.
74. Miura H, Araki H, Matoba H, Kitagawa K. Relationship among oxygenation, myoelectric activity, and lactic acid accumulation in vastus lateralis muscle during exercise with constant work rate. *Int J Sports Med* 2000; 21: 180-184.
75. Belardinelli R, Barstow TJ, Nguyen P, Wasserman K. Skeletal muscle oxygenation and oxygen uptake kinetics following constant work rate exercise in chronic congestive heart failure. *Am J Cardiol* 1997; 80: 1319-1324.
76. Hanada A, Okita K, Yonezawa K, Ohtsubo M, Kohya T, Murakami T et al. Dissociation between muscle metabolism and oxygen kinetics during recovery from exercise in patients with chronic heart failure. *Heart* 2000; 83: 161-166.
77. Puente L, Santa Cruz A, Sanz ML, Sanz P, Vargas T, Tatay E et al. Effects of muscle training in re-oxygenation kinetics after exercise in COPD patients. *Am J Resp Crit Care Med* 1998; 157: A89.
78. McCully KK, Fielfing RA, Evans WJ, Leigh JS, Posner JD. Relationships between *in vivo* and *in vitro* measurements of metabolism in young and old human calf muscles. *J Appl Physiol* 1993; 75: 813-819.
79. Hamaoka T, Iwane H, Shimomitsu T, Katsmura T, Murase N, Nishio S et al. Noninvasive measures of oxidative metabolism on working human muscles by near-infrared spectroscopy. *J Appl Physiol* 1996; 81: 1410-1417.
80. Bae SY, Hamaoka T, Katsumura T, Shiga T, Ohno H, Haga S. Comparison of muscle oxygen consumption measured by near infrared continuous wave spectroscopy during supramaximal and intermittent pedaling exercise. *Int J Sports Med* 2000; 21: 168-174.
81. MacDonald MJ, Tarnopolsky MA, Green HJ, Hughson RL. Comparison of femoral blood gases and muscle near-infrared spectroscopy at exercise onset in humans. *J Appl Physiol* 1999; 86: 687-693.
82. Hicks A, McGill S, Hughson RL. Tissue oxygenation by near-infrared spectroscopy and muscle blood flow during isometric contractions of the forearm. *Can J Appl Physiol* 1999; 24: 216-230.
83. Simoneau JA, Lortie G, Boulay MR, Thibault MC, Bouchard C. Repeatability of fibre type and enzyme activity measurements in human skeletal muscle. *Clin Physiol* 1986; 6: 347-356.
84. Gür H, Larsson L. Regional differences in the influence of the interval between removal and freezing of muscle samples on muscle fibre size. *Acta Physiol Scand* 1991; 143: 445-446.
85. Brooke MM, Kaiser KK. Three «myosin adenosine triphosphatase» systems: the nature of their pH lability and sulfhydryl dependence. *J Histochem Cytochem* 1970; 18: 670-672.
86. Schiaffino S, Reggiani C. Molecular diversity of myofibrillar proteins: gene regulation and functional significance. *Physiol Rev* 1996; 76: 371-423.