



Artículo especial

Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte

D. Rodríguez-Matoso^a, J.M. García-Manso^a, S. Sarmiento^a, Y. de Saa^a, D. Vaamonde^b, D. Rodríguez-Ruiz^a y M.E. da Silva-Grigoletto^{c,d}

^aLaboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo. Departamento de Educación Física de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Las Palmas de Gran Canaria. España.

^bDepartamento de Ciencias Morfológicas. Facultad de Medicina de la Universidad de Córdoba. Córdoba. España.

^cCentro Andaluz de Medicina del Deporte. Córdoba. España.

^dAsociación Scientific Sport. Córdoba. España.

Historia del artículo:

Recibido el 13 de mayo de 2011

Aceptado el 28 de diciembre de 2011

Palabras clave:

Evaluación muscular.

Respuesta muscular.

Tensiomiografía.

Key words:

Muscle assessment.

Muscular response.

Tensiomyography.

RESUMEN

La tensiomiografía es un método de evaluación muscular desarrollado en la década de los noventa en la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Ljubliana (Eslovenia), bajo la dirección de Vojko Valenčič. Mide la deformación radial de un músculo cuando este es estimulado eléctricamente. La magnitud de estos cambios y el tiempo en el que se producen nos permiten obtener información sobre las características mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales evaluados. El objetivo de este trabajo es hacer una revisión actualizada de la producción científica publicada y revisar los procedimientos metodológicos para su correcta aplicación e interpretación, aportando algunas reflexiones y propuestas que ayuden a sus usuarios y amplíe la información disponible hasta el momento.

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

Assessment of muscle response as a control tool in the area of physical activity, health, and sports

Tensiomyography is a muscle assessment method developed in the nineties in the School of Electric Engineering of the University of Ljubliana (Slovenia) by Vojko Valenčič. It is based on measuring muscle radial displacement when muscle is electrically stimulated. The magnitude of the changes, and the time during which these changes take place allows the researcher to obtain information on mechanical characteristics and the contractile capacity of the superficial muscles assessed. The present study aims at presenting an updated revision on the published scientific articles, while offering at the same time valuable thoughts and proposals that may help researchers in the field and increase the present available information.

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondencia:

J.M. García-Manso.

Campus Universitario de Tafira, s/n.

Edificio de Ciencias de la Actividad Física y el

Deporte.

35017 Las Palmas de Gran Canaria. Gran Canaria.

Correo electrónico: jgarcia@def.ulpgc.es.

Introducción

La tensiomiografía (TMG) es un método de valoración muscular que ha ganado popularidad durante los últimos años por su sencillez, inocuidad, fiabilidad y elevadas prestaciones¹. Mide la deformación radial (transversal) del vientre muscular (D_m) cuando el músculo es estimulado eléctricamente; la magnitud de estos cambios y el tiempo en el que se producen permiten obtener información sobre las características mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales evaluados mostrando una elevada correlación con electromiografía, composición muscular, torque, fatiga y tetanización^{2,3}.

Su progresiva introducción en el área de la salud, principalmente en la rehabilitación⁴⁻⁶, la prevención^{4,7,8} y en el mundo del entrenamiento deportivo (control de las cargas de entrenamiento)⁸⁻¹⁰ ha desembocado en un interés creciente de los investigadores que ha permitido un conocimiento más profundo de la herramienta y sus utilidades. Como consecuencia, el número de publicaciones científicas que han aparecido durante los últimos dos años ha aumentado de forma exponencial y las áreas de interés se han ido diversificando.

Por todo ello, el objetivo de este trabajo es hacer una revisión actualizada de la producción científica publicada, revisar los procedimientos metodológicos y su interpretación, aportando algunas reflexiones y propuestas que permitan actualizar y ampliar la información aportada en la publicación anterior¹.

Revisión de los procedimientos

Tal como fue expuesto de forma detallada por nuestro grupo anteriormente¹, el *software* del aparato nos suministra datos sobre parámetros como la magnitud del desplazamiento radial o D_m , tiempo de respuesta o latencia (T_d), tiempo de contracción (T_c), tiempo de mantenimiento de la contracción (T_s) y tiempo de relajación (T_r) bajo criterios estandarizados e individualizados a cada contracción (fig. 1). Además, la utilización de los valores brutos que podemos obtener de cada señal también nos permite una evaluación y caracterización más precisa de grupos deportivos y añadir otras variables que explicamos a continuación. Pese a haberlos incluido en el trabajo anterior¹, entendemos que es conveniente revisar y ampliar la información ya explicada para una mejor utilización de esta herramienta y de los procedimientos en los que es utilizada.

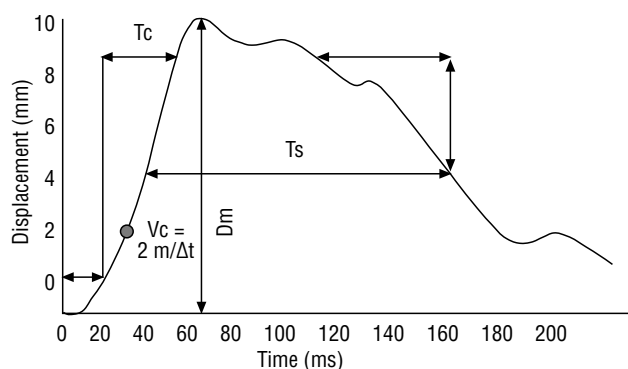


Fig. 1. Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG, en el BF de un jugador de vóley-playa a una amplitud de 110 mA y una duración de 1 ms. Donde D_m representa la deformación muscular máxima, T_d el tiempo de reacción al estímulo, T_c es el tiempo de contracción y viene representado por el intervalo que se produce entre el 10 y 90% del desplazamiento; V_c es la velocidad de contracción que, en el caso de la figura corresponde a los 2 mm de deformación; T_s indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y T_r representa el tiempo de relajación.

La D_m viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros. Representa y evalúa el *stiffness* muscular, variando en cada sujeto en cada grupo muscular en función de sus características morfofuncionales (principalmente, volumen y orientación de sus fibras) y de la forma en que esas estructuras han sido entrenadas.

Es posible encontrar algunos valores de referencia para cada músculo, pero la elevada cantidad de variables que pueden afectar a la magnitud de la deformación invitan a ser prudentes y respetar los tradicionales principios de especialización, individualización y oportunidad. Por ejemplo, Rusu et al¹¹ señalan como valor de referencia para D_m de bíceps crural (BF) de sujetos sedentarios valores entre 8 y 9 mm, mientras que Lukic¹² propone para jugadores de fútbol, dependiendo de la fase de la temporada, valores entre 3 y 8 mm. Por su parte, Rodríguez-Ruiz et al¹³ encuentran que en jugadores profesionales de vóley-playa, los especialistas en defensa tienen unos valores de D_m en torno a 2 y 4 mm, mientras que los especialistas en bloqueo y los jugadores que alternan la posición de defensor con la de bloqueador presentan unos valores entre 4 y 8 mm.

Valores bajos nos indican un elevado tono muscular y un exceso de rigidez en las estructuras del músculo, mientras que valores elevados indican una falta de tono muscular o elevada fatiga¹⁴⁻¹⁶. Valores inferiores podrían ser considerados, en ocasiones, como patológicos cuando el músculo es voluminoso, pero otras veces no es raro encontrar estos valores en músculos de deportistas con gran rigidez muscular como los halterófilos, los velocistas o los culturistas.

El T_d representa el tiempo que tarda la estructura muscular analizada en alcanzar el 10% del desplazamiento total observado tras una estimulación. Nosotros entendemos que, como alternativa a este criterio, el T_d debe ser evaluado, especialmente en investigación, desde el inicio de la deformación radial hasta el final del incremento exponencial inicial.

El T_c es el tiempo que transcurre desde que finaliza el T_d (10% de D_m) hasta que alcanza el 90% de la deformación máxima. La utilidad de los valores de V_c es muy elevada en el deporte y permite, entre otras cosas, discriminar perfiles de jugadores, estimar de forma indirecta fibras dominantes en una estructura muscular o niveles de activación y fatiga durante un entrenamiento.

Su valor varía en cada grupo muscular en función de su composición (tipo de fibra) y el estado de activación o fatiga¹⁷. Aunque frecuentemente se aceptan valores de referencia promedio entre 28-29 ms, a nuestro entender deben ser interpretados con prudencia. Rusu et al¹¹ proponen valores de ≈ 34 ms, aunque apoyándose en datos de otros estudios plantea, como es lógico, valores específicos para cada músculo que van de $30,25 \pm 3,5$ ms para el BF, a $44,75 \pm 4$ ms para los gemelos, $32,83$ ms para el tibial anterior (TA) y $30,25 \pm 3,5$ ms para el cuádriceps.

El T_s representa el tiempo que se mantiene la contracción. Se calcula determinando el tiempo que transcurre desde que la deformación alcanza el 50% de su valor máximo y observando el tiempo que transcurre hasta que los valores de deformación vuelven a valores de un 50% de la deformación máxima, durante la fase de relajación.

El T_r es el tiempo que, durante la fase de relajación, el músculo pasa de una deformación equivalente al 90% de una deformación máxima hasta llegar al 50% de D_m .

La velocidad de contracción o velocidad de respuesta (V_c o V_r) representa la magnitud de la deformación radial en el tiempo. Los criterios de valoración pueden cambiar en función de los principios que más interesen al investigador. Los valores de V_r serán más bajos en deportistas de resistencia, los cuales poseen un elevado porcentaje de fibras tipo-I, y aumentará entre deportistas de potencia y velocidad, en los que predominan

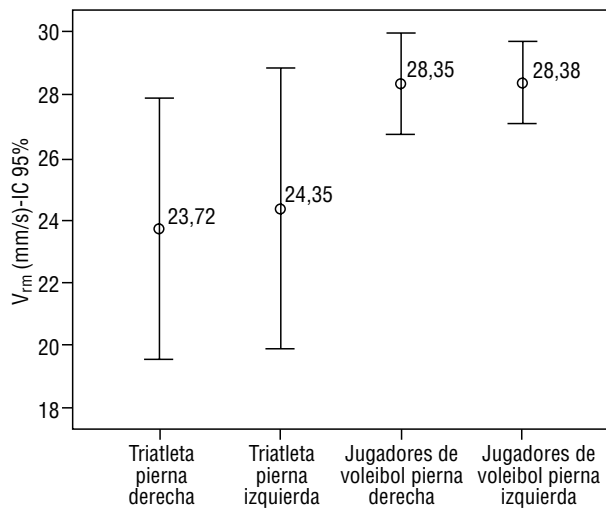


Fig. 2. Ejemplo de valores de V_m del bíceps crural en 19 jugadores profesionales de voleibol y 19 triatletas que practican triatlón de larga distancia (Ironman).

las fibras tipo II. Un ejemplo de estas diferencias lo vemos en la figura 2, donde se comparan los valores de la velocidad de deformación de 38 deportistas de modalidades deportivas totalmente diferentes (triatletas vs. jugadores de voleibol).

Desde un punto de vista metodológico, pensamos que podría ser interesante calcular la V_r cuando D_m presenta un incremento lineal de su valor durante la fase de contracción. Valenčič y Knez¹⁸ proponían hacer su valoración con los valores de D_m entre el 10 y el 90% de la deformación total (mm/s).

Actualmente, lo habitual es determinar la velocidad de deformación radial mediante la ecuación (Eq. 1) y, posteriormente, normalizar los valores (Eq. 2) para poder comparar distintos músculos:

$$\text{Eq. 1} \quad V_r = \frac{\Delta d_r}{\Delta t_c} \text{ [mm/s]}$$

$$\text{Eq. 2} \quad V_m = \frac{V_r}{D_m} = \frac{\Delta d_r / \Delta t_c}{D_m} \left[\frac{\text{mm/s}}{\text{mm}} \right]$$

donde V_m es la velocidad normalizada y representa la relación entre la diferencia en el desplazamiento radial del músculo entre el 10 y el 90% de D_m y el tiempo de contracción entre esos dos valores de D_m . Los autores nos dicen que Δd_r es igual a 0,8 por D_m . Por tanto, la velocidad de respuesta normalizada sería igual a 0,8 partido por el incremento de tiempo entre el 10 y 90% de D_m (Eq. 2):

$$\text{Eq. 3} \quad V_m = \frac{0,8}{t_c} \text{ [mm/s]}$$

Sin embargo, V_m es un valor de referencia para poder comparar la velocidad de deformación entre diferentes estructuras musculares, pero si queremos estudiar con mayor precisión los cambios que puedan producirse en un músculo concreto, deberíamos exportar los valores y determinar su valor de acuerdo con las necesidades específicas de cada investigación (por ejemplo: máxima velocidad de deformación, velocidad inicial de deformación, velocidad respecto a D_m máximo, velocidad a T_d , etc.).

El parámetro de T_d , nosotros lo determinamos habitualmente en el momento en el que D_m alcanza un valor fijo de 0,5 mm con independencia del sujeto (tiempo de muestreo: 1 dato cada 0,5 ms) y el estado en el que se realiza la evaluación, o bien utilizamos como criterio el tiempo que va desde el inicio de la D_m hasta que ésta aumenta de forma lineal. El parámetro V_c lo determinamos a partir del tiempo y la deformación cuando esta última alcanza un valor de 1,5 mm. No obstante, estos valores de referencia, respecto a la deformación, quedarían sujetos a las características del músculo, su estado o las peculiaridades de la muestra de estudio.

Con otras metodologías similares (por ejemplo, mecanomiografía) se han utilizado otros parámetros que entendemos que pueden ser aplicados perfectamente con la TMG para enriquecer el análisis de las diferentes estructuras musculares. Uno de ellos es la relación promedio de contracción, que refleja la relación entre D_m y T_c , y que es un valor similar a V_m . Otro es la relación promedio de relajación, que refleja la división entre D_m y T_r (mm/ms), que es otro parámetro de velocidad durante la fase de relajación.

Utilidad de estos parámetros

Una de las principales utilidades del método es la posibilidad de analizar y comparar músculos o estructuras musculares completas que permiten detectar asimetrías musculares que, en el caso de ser elevadas o mantenidas en el tiempo, pueden ser fuente de lesiones si no son compensadas o controladas. Hablamos de lo que se denomina simetrías laterales y simetrías funcionales.

Cuando se hace referencia a simetrías laterales, hablamos de comparaciones del mismo músculo en ambos lados del cuerpo (por ejemplo, vasto lateral [VL] de la pierna derecha vs. VL de la pierna izquierda). Cuando la simetría es inferior al 80-85% (diferencias superiores al 20%), podemos pensar que existe una asimetría que debe ser tenida en cuenta en la evaluación del sujeto. Las diferencias entre los valores de D_m de ambos lados en un sujeto sedentario podrían llegar al 70% sin riesgo importante para su salud. No obstante, estos valores pueden cambiar considerablemente en la evaluación de deportistas. Su cálculo se realiza de acuerdo con el siguiente algoritmo utilizando los valores de los cinco parámetros (T_d , T_c , T_r , T_s y D_m) correspondientes a los dos lados (derecho e izquierdo):

$$LS = 100\% \cdot \left(0,1 \cdot \frac{\min(T_{d_r}, T_{d_i})}{\max(T_{d_r}, T_{d_i})} + 0,6 \cdot \frac{\min(T_{c_r}, T_{c_i})}{\max(T_{c_r}, T_{c_i})} + 0,1 \cdot \frac{\min(T_{s_r}, T_{s_i})}{\max(T_{s_r}, T_{s_i})} + 0,2 \cdot \frac{\min(D_{m_r}, D_{m_i})}{\max(D_{m_r}, D_{m_i})} \right)$$

La simetría funcional hace referencia al equilibrio que debe existir entre estructuras musculares de diferentes planos, estructuras o articulaciones. Con el TMG comercial se pueden obtener informaciones de las simetrías funcionales de las articulaciones del codo (bíceps vs. tríceps braquial [TB]), rodilla (VL, VM [VM] y recto anterior [RA] vs. BF) y tobillo (TA y gastrocnemio [G] lateral vs. G medial), musculatura del tendón de Aquiles (G lateral vs. G medial), balance en musculatura que afecta a la posición de la rótula (VL vs. VM) y balance entre músculos de la pierna (VL y VM vs. G lateral y G medial). Las diferencias que se admiten como normales no deben superar el 35%, aunque una vez más eso debe ser adaptado a las necesidades de la muestra. Por ejemplo, diferencias tan elevadas al evaluar la simetría funcional de un velocista es signo inequívoco de gran debilidad de isquiotibiales que, con absoluta seguridad, derivará en una lesión.

Procedimiento de medición

La TMG utiliza un sensor mecánico de alta precisión colocado directamente sobre la piel a una presión constante y preestablecida para cada protocolo. Los creadores de esta herramienta proponían inicialmente presiones previas del extremo del sensor (113 mm²) de aproximadamente 0,2 N/mm (rangos entre 0,1 y 0,5 N/mm), siendo recomendable la calibración adecuada y el uso de referencias visuales en el sensor para establecer la presión antes de la estimulación.

Este sensor debe estar colocado perpendicularmente al vientre muscular y orientado hacia su potencial desplazamiento del vientre muscular (fig. 3). De esta forma, aseguramos la detección de mínimas modificaciones del grosor de un músculo cuando realiza una contracción involuntaria y ajustada a la intensidad del estímulo eléctrico que la provoca.

La contracción responde a una corriente eléctrica bipolar, de un milisegundo de duración (0,5 a 2,0 ms) e intensidad constante o creciente (10 a 110 mA), según el protocolo utilizado. La importancia de la duración del estímulo es fundamental para estandarizar la deformación muscular. Este aspecto fue comprobado por Knez y Valenčič¹⁹ al evaluar el bíceps braquial (BB) con estímulos de 95 W de diferente duración (0,1-100 ms). Observaron cómo, conforme aumenta el tiempo de estimulación, la deformación aumentaba significativamente ($\approx 2,5$ mm a $\approx 11,5$ mm).

El estímulo eléctrico llega al músculo a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo evaluado tratando que el estímulo no afecte a los tendones de inserción del músculo evaluado^{3,19}. No existe un consenso absoluto en la separación de los electrodos ya que algunos autores proponen separarlos entre 3-5 cm, lo que parece complicado en músculos en los que la longitud de las fibras es pequeño (por ejemplo, deltoides).

Resulta especialmente relevante destacar que una buena medición con TMG pasa por cumplir una serie de criterios metodológicos ya que de no hacerlo, afectarían a los valores de magnitud y modo en que se produce la deformación. Los aspectos más importantes a tener en cuenta en una evaluación con TMG son:



Fig. 3. Ejemplo de colocación del sensor y los electrodos para la evaluación del recto anterior del cuádriceps.

a) Posición de los segmentos a evaluar: cambios en la posición de los segmentos cambian el ángulo de la articulación y modifican la respuesta²⁰⁻²². En el trabajo de Šimunič y Valenčič²¹ se comprobó que los valores de Dm y la forma en cómo se producía la deformación radial del VM y VL cambiaban significativamente según variaba el ángulo de flexión de la articulación de la rodilla (120°, 150° y 180°). Los autores comprobaron cómo la disminución de la longitud del músculo se acompañaba de una disminución de la velocidad de contracción y aumento de la amplitud de la deformación radial. Incrementos en la longitud del músculo se traducían en aumentos en la deformación y disminuciones en la velocidad de contracción.

b) Punto de colocación del sensor: el sensor debe estar colocado en la posición más prominente del vientre muscular y en el punto medio entre los dos electrodos por los que recibe el estímulo eléctrico. Solo en condiciones especiales, y por necesidades de la evaluación, el punto de colocación del electrodo puede modificarse, pero teniendo en cuenta que ello puede afectar a la magnitud de la Dm^{23,24}. En el trabajo de Šimunič et al²³ se plantea que un error en la selección del punto de medición supone variaciones inferiores al 5%, aunque esas diferencias fueron detectadas por Rodríguez-Matoso et al²⁴ en el valor de Dm cuando la colocación del sensor variaba en 2 cm.

c) Posición del sensor: es necesario asegurar que el sensor se coloca en la zona de máxima deformación y perpendicular a la dirección que seguirá la deformación radial tras la estimulación del músculo.

d) Presión del sensor: una correcta evaluación de la magnitud de la deformación transversal de un músculo depende de la presión inicial del sensor²⁵.

e) Recuperación entre cada estímulo: en el caso de que se empleen descargas incrementales hasta alcanzar el máximo valor de Dm, es necesario espaciar cada estimulación para evitar el fenómeno de activación postetánica^{3,24,26}. Por tal motivo, en ocasiones como las de evaluación pre- y posintervención, puede resultar beneficioso comparar la respuesta muscular a estímulos previamente establecidos.

f) Fatiga muscular: salvo en las ocasiones en las que se quiera considerar este factor como un elemento a evaluar, debemos tener en cuenta que la fatiga supone un elemento distorsionador de la contracción muscular^{3,9,10,13,17,24,27}. Además, las repeticiones múltiples de un músculo, sin tener en cuenta tiempos de recuperación adecuados, pueden provocar estados de fatiga local que pueden afectar a la respuesta.

g) Fijación de los segmentos: la evaluación debe corresponder a una contracción isométrica, por lo que no fijar el segmento evaluado puede generar una contracción isométrica que afecta al valor de Dm.

h) Temperatura muscular: la experiencia nos muestra que caídas importantes de la temperatura del músculo reducen los valores de velocidad de contracción y deformación, a la vez que tienden a incrementar los valores de mantenimiento de la contracción y tiempo de relajación^{28,29}.

Validez y fiabilidad de la tensiomiografía

Frente a otras metodologías como la electromiografía, la presoterapia muscular, etc., la TMG se presenta como una herramienta no-invasiva, de alta precisión (≤ 4 μ m)^{3,16,21,24,30,31} que permite evaluar la respuesta mecánica de estructuras musculares superficiales. Partimos de que la respuesta muscular a un estímulo externo, en este caso, un estímulo eléctrico, presenta una alta correlación con el comportamiento que encontraríamos en un modelo de respuesta que incluya los procesos fisiológicos involucrados en la contracción muscular²⁶.

Krizaj et al¹⁶ comprobaron en el BB de 13 varones (edad entre 19 y 24 años) que existe un bajo nivel de error (0,5 a 2,0%) y una alta reproducibilidad (ICC entre 0,85 y 0,98) en los cinco parámetros tradicionalmente utilizados (Dm: 0,98; Tc: 0,97; Td: 0,94; Ts: 0,89; Tr: 0,86). Rodríguez-Matoso et al²⁴, Tous-Fajardo et al³⁰ y Carrasco et al³¹ también encontraron una buena reproducibilidad en los parámetros mencionados (Rodríguez-Matoso²⁴: Dm: 0,92; Tc: 0,97; Td: 0,90; Ts: 0,98; Tr: 0,98; Tous-Fajardo³⁰: Dm: 0,97; Tc: 0,92; Td: 0,86; Ts: 0,96; Tr: 0,77; Carrasco³¹: Dm: 0,92; Tc: 0,83; Td: 0,89; Ts: 0,88; Tr: 0,90).

Rodríguez-Matoso et al²⁴ proponen que para garantizar la máxima fiabilidad en medidas repetidas, es necesario seguir fielmente un protocolo de medición que no altere la respuesta muscular. La colocación del sensor y la relajación completa del músculo son dos aspectos fundamentales.

No obstante, hay que señalar que Ditroilo et al³² han publicado un trabajo en el que cuestionan la reproducibilidad de la TMG cuando la medición se realiza en días distintos y tres posiciones diferentes (BF a 0°, 45° y 90°). Aunque encuentran una reproducibilidad aceptable a 0° (CV: 16%) y 45° (CV: 20%), esta fue muy pobre a 90°. Estos valores resultan excesivamente altos si los comparamos con el 5% de CV que proponen Šimunič y Valenčič²¹ para diferentes evaluaciones realizadas un mismo día. Ditroilo et al³² también compararon la TMG con la miotonometría y encontraron que los parámetros medidos con miotonometría en el BF variaban significativamente con los cambios en la articulación de la rodilla, mientras que las variables medidas con la TMG solo cambiaron sensiblemente entre 0° y 45°, no siendo capaz de detectar los cambios a 90°. Llama la atención de este estudio el valor de Dm a 0° (2,4 mm), lo que se aleja considerablemente de los que reportan otros estudios para muestras similares en estado de reposo y sin fatiga muscular.

En otro estudio, Smith y Hunter³³ encontraron coeficientes de variación menores de Tc y Dm (8,7-17,5%) al evaluar el gemelo en 21 sujetos activos medidos en cuatro días diferentes. Las diferencias entre estos estudios podría deberse a los diferentes músculos evaluados en cada caso, que pueden presentar cambios más evidentes durante los días que fueron analizados.

Información que proporciona la tensiomiografía

La evaluación muscular mediante TMG sigue un protocolo rápido que no requiere la realización de ningún esfuerzo físico del sujeto evaluado, es decir, se desarrolla sin provocar fatiga ni alterar las rutinas programadas en el entrenamiento del deportista, lo que supone una de las ventajas más interesantes del método. Es una herramienta inocua, no agresiva ni invasiva, en la que el evaluado solo es sometido a estimulaciones eléctricas de moderada o baja intensidad (1 a 110 mA).

Permite evaluar, de forma individual, todos los músculos superficiales, respondiendo así a las demandas específicas de la modalidad deportiva o a las necesidades puntuales del deportista, y da información sobre la respuesta aguda y crónica del músculo a las distintas cargas de entrenamiento (fuerza, resistencia, velocidad, flexibilidad, etc.) con independencia de sus características internas, su estado de entrenamiento o su nivel de aplicación (descansado, fatigado, activado, etc.).

Es útil para el control de aspectos relacionados con las características morfológicas y funcionales de las estructuras musculares analizadas en diferentes condiciones y poblaciones. Algunos ejemplos de esta

información son los trabajos relacionados a continuación, en los que se estudian diferentes aspectos relacionados con la respuesta mecánica muscular.

- a) Estimación indirecta del tipo de fibra dominante en el músculo^{17,18,15,34-37}
- b) Control de los cambios en la respuesta aguda muscular (potenciación, rigidez, fatiga o recuperación) en diferentes modalidades deportivas:
 - Trabajo de fuerza-resistencia^{10,17,27,31,38,39}.
 - Trabajo de resistencia aeróbica⁹.
 - Deportes de equipo^{8,13}.
- c) Propiedades contráctiles del músculo.
 - Activación muscular^{2,14,17,18,39-42}.
 - Rigidez muscular³.
 - Potenciación muscular³.
 - Diferencias entre músculos^{8,18,43,44}.
 - Evolución con la edad^{43,45-48}.
 - Balance muscular^{4,7,8,13,42}.
 - Diferencias entre modalidades deportivas²⁰.
 - Efectos del cambio en las condiciones de evaluación²⁸.
- d) Control de alteraciones patológicas del sistema neuromuscular.
 - Atrofia en personas amputadas⁴⁹.
 - Enfermedades neuromusculares⁵⁰.
 - Musculatura espástica⁵¹.
 - Poliomiélticos⁵².
 - Encamados de larga duración⁵.
 - Enfermos con polineuropatía diabética¹¹.
 - Enfermos de Alzheimer⁶.
 - Recuperación posoperatoria⁴.

Interpretación básica de la tensiomiografía

Una de las principales preguntas que se hace el usuario de la TMG es cómo interpretar de forma fiable la información que da la herramienta sobre la deformación radial del músculo. Establecer criterios universales resulta imposible, ya que cambian de sujeto a sujeto en función del tipo e intensidad de la actividad que realiza, de sus características musculares y de las posibles alteraciones morfofuncionales que padezca.

No obstante, y con toda la prudencia que se debe tener en cualquier tipo de generalizaciones, el músculo sano tiende a mostrar comportamientos tipo que marcan cambios específicos en los parámetros hasta ahora descritos. La fatiga y la activación muscular son dos de las situaciones más comunes que podemos encontrar en las evaluaciones de sujetos que practican algún tipo de actividad deportiva. Los cambios que sufren Dm, Td, Tc, Tr, Ts y Vc cuando el músculo se fatiga o hiperactiva quedan reflejados en la siguiente figura 4. No sería correcto dejar de recalcar la necesidad de encontrar comportamientos específicos del músculo cuando se altera, voluntaria o involuntariamente, su estado natural.

Revisión bibliográfica sobre el uso de la tensiomiografía

Las interesantes aportaciones que proporciona la TMG a los profesionales de la salud y la actividad física han permitido ampliar considerablemente el campo de aplicación y las utilidades del método. Esto jus-

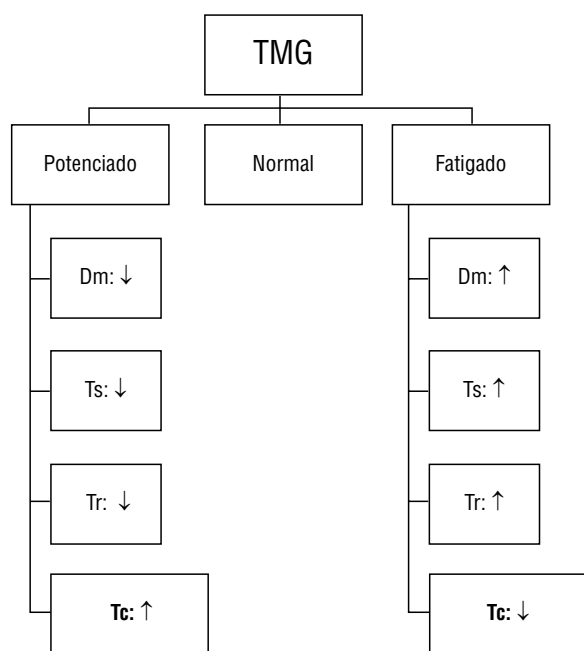


Fig. 4. Alteraciones básicas de los valores de tensiomiografía en las situaciones más habituales en las que es evaluado un músculo: fatiga o potenciación.

tífica que este apartado fuese organizado en distintos subapartados con la intención de dar una mejor visión de por dónde han transcurrido las principales líneas de investigación que se han apoyado en la TMG.

Determinación de la composición muscular

Las características funcionales del músculo esquelético dependen directamente de la composición de sus fibras. La composición de los músculos esqueléticos se puede conocer con diferentes metodologías, principalmente técnicas que implican la realización de biopsias musculares. Las técnicas histoquímicas han sido las más utilizadas y se basan en la actividad miosina ATPasa de la fibra muscular tras preincubación diferente a pH. La biopsia muscular es un procedimiento quirúrgico en el cual se extrae una pequeña muestra de tejido muscular para examinarlo en el microscopio. Estas técnicas resultan metodologías especialmente invasivas y caras que limitan y condicionan su utilización en el campo de la actividad física. Es en este aspecto donde la TMG adquiere una importancia relevante (tabla 1). No obstante, como en el resto de metodologías, debemos tener en cuenta que la composición de un músculo no es homogénea en toda su estructura^{17,22,53}. Esto, sin duda, afectará a la respuesta muscular en función de dónde se sitúe el sensor²² que encontró diferencias, frecuentemente significativas, de los valores de los cinco parámetros al evaluar siete segmentos del deltoides.

Dahmane et al¹⁵ evaluaron siete músculos diferentes (BB, TB, flexor superficial de los dedos, extensor de los dedos, BF, TA y gemelo medial), de 15 cadáveres pertenecientes a sujetos varones (17-40 años), encontrando una alta correlación ($r = 0,93$) entre el porcentaje de fibras tipo I y un Tc elevado (por ejemplo, gemelos: 78% y 55 ms; TA: 77% y 50 ms; TB: 35% y 30 ms). En un estudio similar, Valenčič et al¹⁴ también encontraron altas correlaciones entre Tc y el tipo de fibras I ($r = 0,8128$); en otros dos trabajos, de Dahmane et al¹⁷ y Dahmane et al³⁶, sobre la aplicación de la TMG en la estimación de la composición muscular. En el

primero¹⁷, evaluaron nueve músculos del lado derecho (15 cadáveres pertenecientes a sujetos varones y 15 varones sanos). Los datos demostraron que existe una elevada correlación entre Tc y el porcentaje de fibras musculares de tipo-I cuando la musculatura era estimulada con impulsos del 10% ($r = 0,76$; $p \leq 0,01$) y el 50% ($r = 0,90$; $p \leq 0,001$) de la estimulación máxima. En este estudio se contemplaron las posibles diferencias que existen en la composición muscular en distantes partes del músculo, razón por la que en cada músculo evaluado en los cadáveres, la evaluación histoquímica se hizo a dos niveles de profundidad (directamente bajo el epimisio y entre 1,0-1,5 cm bajo el epimisio), encontrando importantes diferencias en la composición. Un ejemplo lo podemos ver en los resultados obtenidos en el BF en ambas posiciones (BFs - I: 44%, IIa: 27%, IIb: 23%, IIc: 6%; BFp - I: 54%, IIa: 23%, IIb: 18%, IIc: 5%). En el segundo³⁶, evaluaron Tc (10-90% del máximo valor de Dm) del BF (biopsia y TMG) de los cadáveres de 15 sujetos sedentarios que fue comparado con los valores encontrados en 15 velocistas varones (TMG). Los resultados mostraron importantes diferencias en la respuesta muscular de ambos grupos, con incrementos de Tc de los velocistas, y una elevada correlación entre este parámetro y el tiempo sobre 20 m de carrera.

En un trabajo más reciente, Šimunič et al³⁷ encontraron en 27 sujetos (H: 21; M: 6) de mediana edad (43 años) una buena correlación entre Td, Tc y Tr y MHC-I (%) (0,612, 0,878, 0,669), siendo el valor de $r = 0,933$ ($p \leq 0,001$) cuando los tres parámetros son incluidos en una regresión lineal múltiple.

Control de los cambios en la respuesta aguda muscular a diferentes estímulos

Son muchas las posibilidades que ofrece la TMG a la hora de evaluar y controlar la respuesta aguda o crónica tras la realización de un ejercicio o entrenamiento. Aspectos como la fatiga muscular, la rigidez, la potenciación o la recuperación son algunos de los más interesantes y, a su vez, de los más sencillos de controlar con esta metodología.

Fatiga

La fatiga se manifiesta con la reducción de la capacidad de mantener un determinado nivel de fuerza en una contracción sostenida o como la incapacidad de alcanzar un nivel de fuerza inicial en contracciones repetidas, que va acompañada por cambios en la actividad eléctrica muscular y alteraciones en diferentes sistemas (metabólico, endocrino, etc.). En la TMG, la fatiga va asociada a incrementos de Dm^{9,10,33,54}, Td⁵⁴, Tc^{7,33,54}, Ts^{9,10} y Tr^{7,9,10}, así como a disminuciones de Vc^{9,10}. No obstante, en ocasiones, la fatiga se vincula a disminuciones de Dm con incrementos de Tc^{7,54}. Por su parte, Praprotnik et al⁴⁰ proponen que la fatiga está vinculada a aumentos de Td y Tr y disminuciones de Tc. Siempre deberán tenerse en cuenta parámetros como la intensidad del ejercicio, la duración y el tipo de actividad realizada (fuerza o resistencia).

Kerševán et al²⁷ estudiaron la fatiga del BB y el TA en nueve sujetos jóvenes al realizar un trabajo isométrico de 10 s de duración de electroestimulación. El objetivo del estudio era comprobar si la TMG era capaz de detectar cambios en distintas estructuras musculares en función del tipo de tarea (fibras tipo I: 4-6 Hz y fibras tipo II: > 18 Hz). Como era de esperar, se observaron cambios entre los dos protocolos en el modo y momento en que apareció la fatiga, aunque los autores plantean que para una evaluación de estas características, es necesario tener en cuenta variables como el volumen muscular o el espesor de la fascia, ya que cual-

Tabla 1

Media y desviación típica de los valores de tiempo de contracción y fibras tipo I que podemos encontrar en la bibliografía especializada

Autor	Muestra	Músculo	Tc (ms)	Fibras tipo I	
Dahmane et al 2000 ¹⁵	Sedentarios	BB	34,0 ± 4,0	52,0 ± 8,0	
		TB	30,0 ± 6,0	35,0 ± 8,0	
		TA	50,0 ± 9,0	77,0 ± 8,0	
		G	55,0 ± 11,0	78,0 ± 7,0	
Dahmane 2007 ³⁶	Velocistas	BF	36,0 ± 9,0	43,0 ± 10,0	
		BF	19,5 ± 2,3	-	
		Sedentarios	BF	30,3 ± 3,5	49,0 ± 1,6
		Sedentarios	G	44,8 ± 4,0	69,7 ± 2,0
Šimunič et al 2011 ³⁷	Sedentarios	S	46,5 ± 4,0	90,6 ± 2,3	
		VL	20,9	4,3%	
		VL	35,1	76,9%	

BB: bíceps braquial; BF: bíceps crural; G: gastrocnemio; S: sóleo; TA: tibial anterior; TB: tríceps braquial; VL: vasto lateral.

Tabla 2

Cambios en los valores de deformación radial del vientre muscular, tiempo de contracción, tiempo de respuesta o latencia, tiempo de relajación y tiempo de mantenimiento de la contracción en el bíceps crural tras un triatlón de larga distancia (Ironman)

Músculo	Variable	Antes triatlón	Después triatlón
Bíceps crural	Dm	10,8 ± 3,5	13,4 ± 4,6
Suma de los valores de ambas piernas	Tc	65,1 ± 22,1	77,4 ± 28,5
	Td	44,1 ± 5,4	43,6 ± 5,6
	Ts	436,8 ± 68,1	472,1 ± 110,1
	Tr	124,6 ± 33,8	151,8 ± 35,9

Tomado de García-Manso et al⁹. Nótese que los valores corresponden a la suma de los obtenidos en el bíceps crural de ambas piernas.

quiera de estas variables puede alterar el resultado final de la evaluación. También se debe cuidar la magnitud del estímulo, ya que estimulaciones muy cortas apenas llegarán a fatigar las fibras tipo I (lentas).

García-Manso et al⁹ evaluaron durante una competición oficial cómo evolucionaba el estado del músculo inmediatamente después de un triatlón de ultrarresistencia (19 hombres; edad 37,9 ± 7,1 años; talla 177,5 ± 4,6 cm; peso corporal: 73,6 ± 6,5 kg). Los datos mostraron alteraciones en Tc (p = 0,008) y Tr (P = 0,011), con un ligero descenso en el tiempo de respuesta (Td) y una caída de Dm (tabla 2).

El efecto de la fatiga muscular en el RA del muslo y el BF fue diferente, con considerable pérdida en la capacidad contráctil, que se reflejaba en cambios en la respuesta neuromuscular y las fluctuaciones en la capacidad contráctil del músculo. No obstante, lo verdaderamente interesante de este trabajo fue ver cómo la TMG detectaba asimetrías y debilidades musculares (déficits musculares de miembro no dominante, errores técnicos en la ejecución de la zancada, etc.) que en reposo y con estrategias diferentes no eran detectables, pero que en situación de fatiga elevada afloraban y podían ser detectadas con la TMG.

La fatiga muscular en una prueba de resistencia de corta-media duración (2 min en cicloergómetro a pVO₂: 270W) y elevada intensidad fue evaluada por Carrasco et al⁵⁵ en el RA de 12 sujetos jóvenes (24 años; VO_{2máx}: 53 ml/kg/min), encontrando disminuciones estadísticamente significativas en los valores de Dm (p = 0,01) y Td (p = 0,014). En otra publicación de los mismos autores³¹ se analizó el efecto de la recuperación en pruebas de estas características (2 min a pVO₂, recuperación de 15 min, ejercicio hasta la extenuación) con recuperación activa (plataforma vibratoria a 20 Hz) y pasiva entre los dos ejercicios. La utilización de vibraciones (Vb) no se demostró más eficaz que la recuperación pasiva (P) para devolver las características mecánicas de los músculos a las condiciones iniciales: Dm (Vb: 4,37 a 6,46 mm; P: 4,57 a 5,80 mm), Ts (Vb: 165 a 125; P: 179 a 130) y Tr (Vb: 53 a 50; P: 73 a 59).

En un reciente trabajo de nuestro equipo²⁹, se evaluaron también, en una competición oficial de alto nivel, el recto femoral, el VL, el VM, el BF y semitendinoso en 11 *bodyboarders* de alto nivel, comprobándose cómo la práctica sistemática e intensa de una actividad deportiva provoca cambios específicos en la respuesta muscular de los músculos más solicitados durante la actividad, y cómo la respuesta aguda a una competición de nivel genera estados de fatiga muy específica que, fundamentalmente, se manifiestan en caídas de Tr y Ts al final de la competición.

Rigidez muscular

La rigidez muscular está íntimamente ligada a la fatiga, ya que disminuye su valor cuando el músculo no está cansado, ocurriendo lo contrario cuando aparece la fatiga. Entendemos por rigidez muscular (*stiffness*) la dureza o tono que presenta con independencia de cuál sea su origen (actividad física, descanso, etc.) o el mecanismo que la determine (componente contráctil, tejido conjuntivo o activación neuromuscular). La forma de determinar la rigidez de un músculo mediante la TMG es analizando el valor de Dm, el cual presenta valores bajos cuando la rigidez es elevada y altos cuando esta disminuye. Muestra la resistencia pasiva al estiramiento del músculo, y su valor determina la magnitud de la respuesta mecánica del músculo y condiciona su eficiencia motriz según la actividad que realice la persona.

Un aspecto importante es entender las diferencias y vinculaciones que la rigidez muscular tiene con las deformaciones radiales y longitudinales del mismo cuando éste es activado. Los componentes contráctiles musculares y los componentes elásticos en serie y en paralelo son aspectos que condicionan la rigidez del músculo en su totalidad, alterando las características de las diferentes contracciones (concéntricas, isométricas, excéntricas con el músculo acortado o alargado).

In vivo, la rigidez longitudinal del vientre muscular (complejo músculo-tendinoso) no parece estar vinculada a la elasticidad del tendón, lo que supone que sus características morfológicas no parecen ser factores clave en la rigidez^{26,57}. Por su parte, Šimunič³ señala que la rigidez del vientre muscular depende de la posición de los segmentos (ángulo de la articulación) y de la elasticidad muscular.

La rigidez nos permite evaluar el estado del músculo y explorar el riesgo potencial de lesión que puede tener en determinadas modalidades deportivas. Una elevada rigidez (bajo valor de Dm), siempre que no alcance valores potencialmente patológicos, puede suponer una elevada eficiencia en pruebas explosivas (por ejemplo: saltos, lanzamientos o carreras lineales de velocidad corta), pero también resulta un riesgo elevado en acciones en las que el deportista realiza aceleraciones y desaceleraciones o cambios de dirección intensos y no previstos con suficiente anterioridad (por ejemplo, el fútbol). Valores bajos de rigidez (alto valor de Dm) se asocian con musculatura relajada o poco tonificada (fig. 5).

En respuesta aguda a una actividad, su aumento indica un estado de activación y potenciación, pero su disminución puede ser indicador de fatiga muscular^{10,58}. La potenciación muscular, o potenciación posactivación, representa el incremento de la respuesta muscular contráctil después de realizar ejercicios de intensidad elevada⁵⁹⁻⁶³ o al inicio de un ejercicio cuando el calentamiento es inadecuado.

Especificidad de las diferencias contráctiles musculares

Es un hecho que, con independencia de la influencia genética, el músculo humano cambia significativamente en su volumen, forma y capacidad mecánica como respuesta adaptativa a la edad o la magnitud y tipo

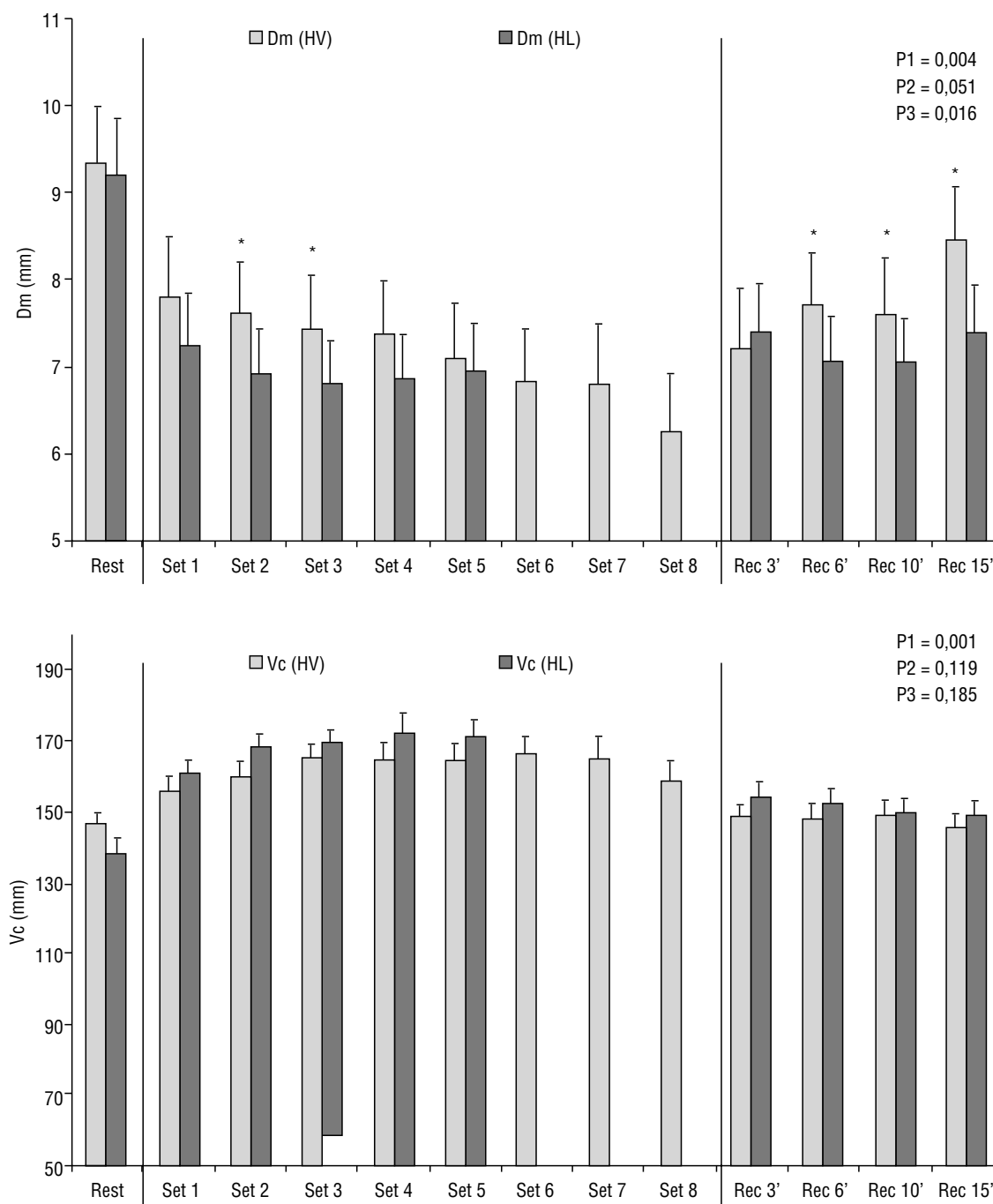


Fig. 5. Evolución de los valores de Dm (superior) y Vc (inferior) de bíceps braquial durante dos tipos de entrenamiento de fuerza (curl de bíceps intensivo [HL] vs. curl de bíceps extensivo [HV]). Nótese las fases de disminución de Dm e incremento de Vc (potenciación) y la de aumento de Dm y caída de Vc (fatiga) en los dos protocolos. Fuente: García-Manso et al¹⁰.

de actividad física que realiza o función del rol que tiene asignado en su vida de relación. Completar el estudio de determinados polimorfismos con evaluación con TMG da una información más completa del perfil del deportista y de su verdadero potencial de rendimiento. En esa línea, Díez-Vega et al⁶⁴ estudiaron la presencia de la α -actinina-3 (asociada con el genotipo 577X) y la respuesta tensiomográfica de 75 jugadores de la Superliga española de voleibol masculino. Los resultados demostraron que el genotipo XX, supuestamente vinculado a deportistas de resistencia⁶⁵, no influye negativamente en la capacidad de contraer rápidamente (V_m) los músculos extensores y flexores de la rodilla: esta afirmación coincide con los estudios de Lucia et al⁶⁶, Santiago et al⁶⁷ y Ruiz et al⁶⁸.

Diferencias en la respuesta mecánica de distintos músculos

Una de las aplicaciones más básicas de la TMG en la evaluación muscular es determinar las diferencias existentes entre cada músculo. Una clasificación de la musculatura es la que organiza los músculos en gravitatorios y antigравitatorios (posturales). Los músculos antigравitatorios son los responsables de oponerse a la acción de la gravedad durante la actividad diaria del ser humano. Es lo que conocemos como actividad muscular tónica, que se diferencia de la actividad fásica, que es la que nos permite movernos en el espacio. La actividad muscular tónica mantenida a través del tiempo es lo que llamamos tono muscular y tiene como base estímulos nacidos en el mismo músculo (fibras intrafusales

del huso neuromuscular) y en receptores ubicados en distintas partes del cuerpo (músculos del cuello, oído interno, ligamentos, cápsulas articulares). En consecuencia, la composición muscular de ambas musculaturas cambia significativamente, de forma que los músculos antigravitatorios tendrán mayor porcentaje de fibras tipo I que los gravitatorios, ocurriendo lo contrario en relación con las fibras tipo II.

Determinar las características de unos u otros es algo bastante sencillo mediante la TMG y ese fue el objeto de uno de los primeros trabajos publicados por Valenčič y Knez¹⁴ cuando midieron cinco músculos de un sujeto que fueron seleccionados por las características de sus fibras (cuádriceps y bracorradial vs. sóleo, gemelos y tibiales) y donde la velocidad de deformación (normalizada) se utilizó como parámetro comparativo. Confirmando la hipótesis de partida, los músculos *a priori* más rápidos (cuádriceps y bracorradial) mostraron una velocidad de deformación (V_m) más elevada (41 y 40 mm/s/mm) que los músculos menos explosivos (gemelos: 21 mm/s/mm; tibial: 17,5 mm/s/mm; sóleo: 8,2 mm/s/mm).

En un estudio similar, realizado en una pequeña muestra de mujeres jóvenes en la que se trató de evaluar las diferencias entre distintos músculos (extensores del tronco: erector espinal vs. flexores del tronco recto abdominal y oblicuo externo del abdomen), se observaron claras diferencias entre los músculos analizados (García-García et al⁴⁴), donde el erector espinal presentó los valores más bajos de Tc, mientras que Dm fue más elevado en el RA del abdomen. Td, Tr y Ts mostraron valores más bajos en la musculatura extensora del tronco que en los músculos flexores del tronco.

Rodríguez-Ruiz, et al⁸ comprobaron las diferencias intermusculares de la respuesta muscular al evaluar ocho músculos en ambas piernas de jugadores de voleibol de alto nivel (muestra: 47; H: 25 y M: 22). Los autores destacan que los músculos VM y VL muestran mayores velocidades de deformación (V_m) que BF y RA del cuádriceps. También resaltan que existen diferencias cuando los valores de V_m de los mismos músculos son comparados entre hombres y mujeres.

Condiciones en las que se encuentra el músculo

Estas respuestas se verán alteradas cuando las condiciones en las que se encuentra el músculo son modificadas. Esto ya quedó demostrado al analizar la fatiga muscular, pero también puede verse modificada cuando alteramos de forma artificial las condiciones del músculo esquelético (por ejemplo: calor, frío o masaje).

El efecto del frío fue estudiado por García-Manso et al²⁸ en 12 jugadores profesionales de fútbol cuando fueron sometidos a sucesivas inmersiones en agua fría ($4 \times 4' \times 4 \text{ }^\circ\text{C}$, recuperando $1'$). Los datos mostraron como Dm disminuía progresivamente tras cada inmersión (Pre: $5,1 \pm 2,3$ mm; I_1 : $4,6 \pm 1,8$ mm; I_2 : $4,0 \pm 1,8$ mm; I_3 : $3,6 \pm 1,6$ mm; I_4 : $3,4 \pm 1,3$ mm) aumentando la rigidez y el entumecimiento muscular. También destacan los incrementos de Tr (Pre: 56 ms; I_4 : 139 ms) y

Ts (Pre: 88 ms; I_4 : 213 ms), especialmente al final del protocolo (tabla 3).

Otra situación en la que el músculo puede cambiar significativamente su estado es tras la realización de un masaje. En la bibliografía encontramos un estudio⁶⁹ cuyos resultados, por sorprendentes, deben ser analizados en esta revisión. Es un hecho conocido que el masaje permite disminuir el tono muscular. Sin embargo, los cambios de la respuesta muscular por efecto de 30' de masaje no se manifiestan igual en todos los músculos⁶⁹. Los autores observaron una reducción significativa de la respuesta muscular ($p \leq 0,05$) en VL que no se repitió en los gemelos, donde aumentó la respuesta ($p \leq 0,05$).

Efecto de la edad

Las características morfológicas y neurales de la musculatura, así como la capacidad contráctil y sus peculiaridades biomecánicas evolucionan con la edad. Šimunič et al⁴⁷ estudiaron 80 personas de entre 6 y 77 años de edad y demostraron la existencia de cambios significativos de los valores de Td y Tc en VM y VL del cuádriceps y de RA y BF. En todos ellos, los valores de Td y Tc aumentaron con la edad, pasando de 20-25 ms a los 30 o incluso 40 ms según el músculo evaluado. Tr y Ts también aumentan su valor con la edad, excepto en el caso de Tr de VL y BF, que disminuye con el envejecimiento y la disminución de actividad.

En un estudio de características similares realizado por nuestro equipo de trabajo⁴⁸, comparamos los cambios de la V_m de VL y BF en 84 sujetos organizados en cuatro grupos de diferente edad (14, 23, 56 y 73 años). Los resultados mostraron una caída del valor de este parámetro en ambos músculos, aunque la caída se anticipa en el caso del VL.

En un trabajo anterior, Šimunič et al⁴³ evaluaron el efecto de la edad en Tc de los músculos posturales y no posturales de deportistas máster (total: 179; H: 99; M: 71), de diferente rango de edad (35-44 años; 45-54 años; 55-64 años; > 65 años), que participaron en diferentes modalidades atléticas en los 16.º Campeonatos Europeos de Veteranos (velocistas: 100 a 800 metros, saltadores y lanzadores; fondistas: carreras > 1.500 metros y marchadores). Estos deportistas fueron comparados con 40 sujetos sedentarios que habían participado en el estudio anterior. Los resultados demostraron que el Tc del BF (músculo no postural) es un músculo que se deteriora con la edad ($T_{c_{35-44}}$: 31 ms; $T_{c_{65}}$: 54 ms) en mayor proporción que el VL, que es un músculo postural ($T_{c_{35-44}}$: 26 ms; $T_{c_{65}}$: 27 ms). Sin embargo, ese deterioro puede verse amortiguado con la práctica de actividad física ($GV-T_{c_{35-44}}$: 27 ms; $T_{c_{65}}$: 44 ms; $GF-T_{c_{35-44}}$: 34 ms; $T_{c_{65}}$: 45 ms).

La edad también tiene sus consecuencias en la respuesta muscular durante los primeros años de vida. Pišot et al⁴⁶ hicieron un primer trabajo de evaluación muscular en niños al testar seis músculos (BB derecho e izquierdo, VL, BF y erector espinal derecho e izquierdo) con 187 niños de 9 años de edad de los que extrajeron los valores de los 10 más rápidos (14 metros: $1,12 \pm 0,036$) y los 10 más lentos (14 metros:

Tabla 3
Cambios en los valores de deformación radial del vientre muscular, tiempo de respuesta, tiempo de contracción, tiempo de relajación, tiempo de mantenimiento de contracción y velocidad de contracción que se producen con la exposición al frío

Variable	Pre	1.ª Inmersión	2.ª Inmersión	3.ª Inmersión	4.ª Inmersión
Dm (mm)	$5,1 \pm 2,3$	$4,6 \pm 1,8$	$4,0 \pm 1,8$	$3,6 \pm 1,6$	$3,4 \pm 1,4$
Td (ms)	$23,4 \pm 2,2$	$22,4 \pm 2,8$	$24,0 \pm 3,9$	$22,8 \pm 3,5$	$23,8 \pm 2,8$
Tc (ms)	$26,3 \pm 3,0$	$26,7 \pm 3,5$	$25,6 \pm 3,7$	$28,5 \pm 5,2$	$28,7 \pm 2,8$
Ts (ms)	$88,1 \pm 37,8$	$87,8 \pm 50,3$	$90,1 \pm 57,8$	$152,1 \pm 120,0$	$213,5 \pm 201,0$
Tr (ms)	$56,1 \pm 36,5$	$54,6 \pm 44,5$	$57,7 \pm 54,7$	$94,4 \pm 83,8$	$139,3 \pm 146,8$
Vc (mm/s)	$326,0 \pm 171,0$	$281,8 \pm 126,7$	$243,5 \pm 104,8$	$202,7 \pm 80,3$	$184,5 \pm 56,6$

Tomado de García-Manso et al²⁸.

1,51 ± 0,035) para ser comparados entre sí y con respecto a la media del grupo completo. Para el análisis de los datos, utilizaron los valores de Dm y la suma de Td y Tc. Los niños más rápidos presentaron tiempos de respuesta y contracción cortos que correlacionaban con el resultado del tiempo de la carrera de velocidad. También, Dm mostró valores significativamente más altos que los de los niños lentos y que el grupo completo. Aunque los autores no lo comentan, entendemos que hubiera sido necesario tener información sobre el volumen muscular y la sección transversal de esa musculatura para poder concretar de forma más fina las razones del valor más alto de Dm entre los niños más rápidos.

En un trabajo posterior, Pišot et al⁷⁰ publicaron un estudio longitudinal (2001-2006) en el que controlaron a 90 niños (niños: 46; niñas: 44, desde los 8 a los 14 años) que fueron organizados por grupos en función del tipo y volumen de actividad física que realizaban. Observaron cómo, a diferencia de lo que teóricamente debe ocurrir en etapas posteriores de la vida, Tc del VL disminuía ligeramente entre los 8 y 9 años de edad, pero sin grandes diferencias entre sujetos activos y sedentarios. Por el contrario, los valores de Tc en BF tienden a mantenerse (sujetos activos) o aumentar ligeramente (sujetos sedentarios) durante los años estudiados, con valores ligeramente superiores entre los sujetos activos (niños y niñas).

Especialización deportiva (adaptaciones crónicas de la musculatura)

Una de las utilidades más interesantes de la aplicación de la TMG en el campo del deporte es su aplicación en la caracterización de la respuesta muscular en diferentes modalidades deportivas. Las enormes diferencias entre deportes, incluso entre disciplinas de una misma modalidad deportiva, obligan a una especialización tan elevada que solo determinados y muy escasos sujetos podrán ser eficaces en cada caso. Esto supone conocer el perfil idóneo de deportista eficiente para cada modalidad. El tipo de musculatura y sus capacidades funcionales ocupan una posición relevante entre los factores discriminantes y condicionantes del éxito deportivo. La herencia genética y las funciones de cada musculatura condicionarán siempre su respuesta y eficacia mecánica.

En esa línea, Djorjevič et al²⁰ compararon la respuesta mecánica de seis músculos diferentes (BB, VL, recto femoral, G y erector espinal) en dos grupos de deportistas completamente diferentes (ciclistas: 12 sujetos vs. velocistas: 13 sujetos), encontrando diferencias estadísticamente significativas en los valores de Tc ($p \leq 0,01$) con menores valores entre los velocistas. Como era de esperar, también encontraron diferencias significativas entre los valores de Tc de los diferentes músculos (por ejemplo, BB vs. BF).

Rodríguez-Ruiz et al⁸ estudiaron las características mecánicas del vasto interno, recto femoral, VL y BF en 47 jugadores de élite de voleibol de ambos sexos (22 mujeres, edad 24,6 ± 4,3 años, peso corporal 72,1 ± 10,1 kg, estatura 178,4 ± 8,5 cm; 25 hombres; edad 25,0 ± 4,3 años, peso corporal 88,8 ± 9,1 kg, altura de 194,7 ± 7,8 cm). Los resultados mostraron, tanto en hombres como en mujeres, un elevado valor de Vm en el vasto externo y vasto interno en comparación con el recto femoral y BF. También se detectaron claras diferencias entre hombres y mujeres en Vm, especialmente en la musculatura extensora (vasto interno, recto femoral y VL) y flexora (BF) de la articulación de la rodilla.

La respuesta adaptativa a años de entrenamiento deja una huella importante en las estructuras musculares que son posibles de detectar muchos años después del abandono de la práctica deportiva. Heredia et al⁷¹ comprobaron este fenómeno mediante la TMG al evaluar 26 ex jugadores profesionales de fútbol (61,7 ± 6,8 años) con sujetos adultos que realizaban una actividad física moderada (56,2 ± 4,2 años). Los resultados

mostraron valores de V_m significativamente superiores y Dm marcadamente menores de VL y BF en el grupo de jugadores de fútbol.

Balance muscular

Con la práctica continuada de una actividad se generan adaptaciones morfofuncionales específicas que, en ocasiones, no se ajustan a la mecánica y configuración para la que ha sido diseñado el cuerpo humano. Esto provoca que la mayoría de las veces, inconscientemente, los sujetos traten de compensar el trabajo de un músculo deficitario con la acción de otros músculos que se encuentren más desarrollados o en mejor estado. De no ser así, es cuando aparecen asimetrías o alteraciones del balance muscular que, con la TMG, se evalúan a partir de las asimetrías lateral y funcional.

Con la TMG, la simetría lateral se evalúa a partir de los datos de Dm, Tr, Td, Tr y Ts de músculos situados en segmentos bilaterales (por ejemplo, vastos laterales de piernas derecha e izquierda). Habitualmente, la asimetría lateral responde a diferencias superiores al 15%. Valores inferiores al 15% no deben ser considerados como graves o como fuente de potenciales lesiones o patologías. En el caso del deporte, deben ser tenidas en cuenta características específicas de la modalidad (por ejemplo: esgrima, tenis, etc.).

La simetría funcional hace referencia a la simetría entre músculos agonistas y antagonistas (por ejemplo: bíceps vs. TB o cuádriceps vs. bíceps sural e isquiotibiales) o entre músculos sinergistas (vastos medial y VL del cuádriceps). En este caso, la diferencia de los valores debe superar el 35% para poder considerar que estos puedan resultar perjudiciales o que indiquen situaciones potencialmente peligrosas en determinadas situaciones (por ejemplo, cambios de respuesta muscular tras esfuerzos intensos).

Además del sobreuso funcional de estructuras musculares, las lesiones deportivas, determinadas enfermedades (musculares o no), los traumatismos o simplemente el sedentarismo pueden ser fuente desencadenante de estas anomalías musculares. Su control minucioso y continuado, especialmente durante la rehabilitación, es una necesidad de técnicos deportivos y profesionales sanitarios. Ejemplos del uso de la TMG en estas situaciones los encontramos en trabajos realizados sobre enfermedades neuromusculares⁵⁰, espasticidad muscular⁵¹ o las amputaciones⁴⁹.

Grabljevec et al⁵³ evaluaron la musculatura extensora de ambas piernas de 25 sujetos que padecían poliomiéltis, encontrando que, aparentemente, los músculos afectados por la enfermedad presentan un mayor porcentaje de fibras tipo-I que, además, poseen una baja capacidad oxidativa y, lógicamente, glucolítica, que los hacen más fatigables que un músculo sano de las mismas características. Cuando comparan los valores de TMG con los de dinamometría detectan una correlación positiva similar a la que detectaron Burger et al⁴⁹ al evaluar el glúteo mayor o Valenčič et al³⁴ en diferentes evaluaciones ($n = 50$; $r = 0,83$; $p \leq 0,001$).

Por su parte, Rodríguez-Ruiz et al¹³ estudiaron a 10 jugadoras y 14 jugadores de vóley-playa de alto nivel que mostraban evidentes asimetrías entre las dos piernas. Éstas coincidían con el lado que habitualmente ocupaban en el terreno de juego o el rol de juego y, frecuentemente, estaban vinculadas a patologías sufridas previamente por el jugador. Algunos datos de estas anomalías los podemos observar en la siguiente tabla (tabla 4).

Prevención y recuperación muscular de lesiones

La mayor parte de las lesiones deportivas o de enfermedades que afectan al sistema muscular determinan en una primera fase una alteración,

Tabla 4

Ejemplos de asimetrías funcionales de diez jugadores de vóley-playa (cinco hombres y cinco mujeres) de alto nivel

Sujeto	Simetría funcional		Refiere dolor
	Pierna derecha	Pierna izquierda	
Masculino-1	60%	80%	Pierna derecha
Masculino-2	70%	92%	Pierna derecha
Masculino-3	89%	71%	Pierna izquierda
Masculino-4	58%	71%	Pierna derecha
Masculino-5	82%	89%	No
Femenino-1	75%	88%	Pierna derecha
Femenino-2	91%	48%	Pierna izquierda
Femenino-3	51%	60%	Ambas
Femenino-4	53%	71%	Pierna derecha
Femenino-5	78%	76%	No

Tomado de Rodríguez-Ruiz¹³.

más o menos profunda, de las características mecánicas del músculo. Su control y evaluación (incluso durante la posible recuperación) exige disponer de metodologías y herramientas de precisión que permitan un seguimiento continuo del paciente o deportista.

Un ejemplo de esta utilidad nos lo dan Pišot et al⁵ al analizar cuatro músculos (BB, VM, BF y G) de diez sujetos jóvenes (≈ 22 años) que fueron encamados durante 35 días. Es bien conocido que en situaciones de esta naturaleza los sujetos sufren una atrofia muscular que afecta especialmente a las fibras de contracción rápida (tipo II). Los datos mostraron un aumento de Tc en gemelos (18%), que no se reflejó en el resto de músculos (VL: 0; BB: -6%; BF: -4%). Los mayores aumentos de Tc en los gemelos se dieron en aquellos sujetos que presentaban valores más elevados de Tc antes de ser encamados. Los valores de Dm aumentaron significativamente en gemelos (30%), BF (26%) y VM (24%), lo que supone menor tono muscular, reduciéndose ligeramente en el BB (-5%). Los aumentos en el valor de Dm son menores cuanto mayor era su valor en la evaluación inicial. Los autores relacionan estos cambios con la teórica composición de fibras que tiene cada musculatura. También plantean una correlación negativa entre el grosor del músculo y el aumento del valor de Dm, lo que indica un bajo tono muscular en reposo como consecuencia de la atrofia y, posiblemente, un cambio en las propiedades viscoelásticas del tejido conjuntivo de fascias y tendón.

Además de su aplicación en los procesos de rehabilitación muscular, la TMG resulta una herramienta útil con fines preventivos. Rusu et al⁷ valoraron la estabilidad de la rodilla en 18 jóvenes (16 años) jugadores de fútbol y evaluaron potenciales asimetrías a partir de los valores que le proporcionaba la respuesta mecánica de VL y VL de ambas piernas. El estudio detectó valores bajos de Tc (21,06-23,35 ms; valores normales: 33 ± 4 ms), Dm (4,92-6,57 mm; valores normales: ≈ 8 mm) y valores normales de Td (≈ 29 ms). La simetría lateral fue del 79,06 y 79,11% por 63% de simetría funcional, lo que supone valores que demuestran inestabilidad en la articulación de la rodilla.

Recomendaciones finales

Sin duda, la TMG es una excelente herramienta de trabajo para cualquier profesional de la actividad física y la salud por su fiabilidad y elevada versatilidad. Su información complementa las metodologías que tradicionalmente se han utilizado en la evaluación muscular (biopsias, electromiografías, etc.). No obstante, su interpretación hace necesaria una importante formación del investigador sobre la respuesta muscular y las modificaciones que esta pueda sufrir en contestación a patologías con-

cretas o cargas de entrenamiento específicas. Tal situación abre un interesante campo de estudio sin costes excesivamente elevados y sin necesidad de utilizar protocolos invasivos que limiten el acceso a determinadas poblaciones.

Bibliografía

- García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, De Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D. La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Rev Andal Med Deporte*. 2010; 3:98-102.
- Valenčič V. Direct measurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in external control of human extremities*. Nauka, Belgrado. 1990.
- Šimunič B. Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation. Tesis Doctoral. Facultad de Ingeniería Eléctrica. Ljubljana, Eslovenia. 2003.
- Šimunič B, Rozman S, Djordjevič S, Stok R, Pišot R. Monitoring of pre- and post-operative muscle adaptation of ACL reconstruction rehabilitation process. *European College of Sport Science. Annual Congress*. Belgrado. 2005.
- Pišot R, Narici MV, Simunič B, De Boer M, Seynnes O, Jurdana M, et al. Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *Eur J Appl Physiol*. 2008;104:409-14.
- Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Bartolomé D, García-Manso JM. Changes in the response of knee extensor and flexor muscles after participation in a physical activity program for Alzheimer's patients. *J Aging Health*. (En prensa). 2012.
- Rusu L, Cernaianu S, Vasilescu M, Baltac G, Ciocanescu D, Fortan C. Assessment of knee stability using neuromuscular measurement in soccer players. *XVIII International Congress on Sports Rehabilitation and Traumatology*. 25-26 abril. Bologna (Italia). 2009.
- Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Quiroga ME, Sarmiento S, García-Manso JM, Da Silva-Grigoletto ME. Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature of volleyball players. *Eur J Sport Sci*. 2011. p. 1-9. doi: 10.1080/17461391.
- García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, De Saa Y, Sarmiento S, Quiroga M. Assessment of muscle fatigue after an ultra-endurance triathlon using tensiomyography (TMG). *J Sports Sci*. 2011;29: 619-25.
- García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, De Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D, et al. Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012. En prensa.
- Rusu L, Călina ML, Avramescu ET, Păun E, Vasilescu M. Neuromuscular investigation in diabetic polyneuropathy. *Rom J Morphol Embryol*. 2009;50:283-90.
- Lukič D. **La tensiomiografía al servicio del deportista**. Taller II Congreso Internacional Universitario sobre Ciencias de la Salud y el Deporte. Madrid: Universidad San Pablo CUE; 2003.
- Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa J, De Saa Y, et al. Aplicación de la tensiomiografía (TMG) en jugadores de vóley-playa. Estudio de caso. (p. 121-130). En: O. Usabiaga, J. Castellano & J. Etxebeeste, eds. *Investigando para innovar en la actividad física y el deporte*. Vitoria: editores. Gidekit; 2009.
- Valenčič V, Knez N, Šimunič B. Tensiomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Eng*. 2001;1:1-10.
- Dahmane R, Valenčič V, Knez N, Erzen I. Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Med Biol Eng Comput*. 2001;39:51-5.
- Križaj D, Šimunič B, Žagar T. Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18:645-51.
- Dahmane R, Djordjevič S, Šimunič B, Valenčič V. Spatial fiber type distribution in normal human muscle. *Histochemical and tensiomyographical evaluation*. *J Biomech*. 2005;38:2451-9.
- Valenčič V, Knez N. **Measuring of the skeletal muscles' dynamic properties**. *Artif Organs*. 1997;21:240-2.
- Knez N, Valenčič V. Influence of impulse duration on skeletal muscle belly response. *Actas de: IX Electrochemical and Computer Science Conference*. 21-23 de septiembre de 2000. Portoroz, Eslovenia. 2000.
- Djordjevič S, Valenčič V, Knez N, Dahmane R, Jurcic-Zlobec B, Bednarik J, et al. **Contractile properties of skeletal muscles of two groups of sportsmen-sprinters and cyclist measured by Tensiomyography**. 2000 Pre-Olympic Congress, Brisbane, Australia: Abstract Book; 2000. p. 220.
- Šimunič B, Valenčič V. **Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference**. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE, Vol. B, p. 363-6. 24-26 de septiembre de 2001. Portoroz, Eslovenia. 2001.

22. Gorelick ML, Brown JM. Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *Eur J Appl Physiol.* 2007;100:35-44.
23. Šimunič B. **Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles.** Doctoral Thesis. University of Ljubljana. 2003.
24. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, da Silva-Grigoletto ME, García-Manso JM. Reproducibilidad a corto plazo de la respuesta muscular mediante tensiomiografía. *Rev Andal Med Deporte* 2010;3:98-102.
25. Knez N. Modeliranje odziva trebuha skeletne mišice na električno stimulacijo: doktorska disertacija. 2000. p. 153.
26. Belič A, Knez N, Karba R, Valenčič V. Validation of the human muscle model. Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference. Session 1: Issues on Whole Body Modeling. 16-20 de julio de 2000. Vancouver, Canadá. 2000.
27. Kerševan K, Valenčič V, Knez N. Fatigue process of type I and type II muscle fibers. Acta de: 7^a Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation. 12-15 de septiembre de 2001. Viena, Austria: Department of Biomedical Engineering and Physics University; 2001. p. 106-9.
28. García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, Calderón J. Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *Am J Phys Med Rehabil.* 2011;90:356-63.
29. Rodríguez-Matoso D, Mantecón A, Barbosa E, Sarmiento S, García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D. Mechanical response of the flexor and extensor muscles of the knee in Bodyboarders of high level during the competition. *J Strength Cond Res.* 2009. (En prensa).
30. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jimenez S, Usach R, Doutres DM, Marfilietti NA. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:761-6.
31. Carrasco L, Sañudo B, De Hoyo M, Pradas F, Da Silva-Grigoletto ME. Effectiveness of low-frequency vibration recovery method on blood lactate removal, muscle contractile properties and on time to exhaustion during cycling at VO₂max power output. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111:2271-9.
32. Ditroilo M, Watsford M, De Vito G. Validity and inter-day reliability of a free-oscillation test to measure knee extensor and knee flexor musculo-articular stiffness. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21:492-8.
33. Smith IJ, Hunter A. The Effect of Titanic Stimulated Induced Fatigue on the Relationship between TMG and Force Production of the Gastrocnemius Medialis. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38:S179-80.
34. Valenčič V, Djordjevič S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, Praprotnik U, Šimunič B, Kerševan K, Bednarik J, Godina N. Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomyographic measurement method. Actas de: Pre-Olympic Congress. Sports Medicine and Physical Education International Congress on Sport Science. 7 al 13 de septiembre. Brisbane, Australia: Sport Medicine; 2000. p. 507.
35. Dahmane R, Djordjevič S, Smerdu V. Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Med Biol Eng Comput.* 2006;44:999-1006.
36. Dahmane R, Djordjevič S, Smerdu V. Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Med Biol Eng Comput.* 2007;45:323-4.
37. Šimunič B, Degens H, Rittweger J, Narici M, Mejkavič IB, Pišot R. Non-invasive estimation of Myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43:1619-25.
38. Kerševan K, Valenčič V, Knez N. Fatigue process of type I and type II muscle fibers. Proceedings of 7th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation. Vienna, September 12-15, 2001. Vienna: Department of Biomedical Engineering and Physics University; 2001. p. 106-9.
39. Kerševan K, Valenčič V, Djordjevič S, Šimunič B. The muscle adaptation process as a result of pathological changes or specific training procedures. *Cell Mol Biol Lett.* 2002;7:367-9.
40. Praprotnik U, Valenčič V, Coh M, Djordjevič S, Knez N, Šimunič B, et al. Modifications of muscle vastus lateralis belly response to twitch stimulation after high intensity exercise. Proceedings of the ninth Electrochemical and Computer Science Conference ERK, 21-23 de septiembre de 2000. Portorož, Slovenia. Ljubljana: IEEE Region 8, Slovenian section IEEE; 2000. p. 313-6.
41. Quiroga ME, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa AJ, De Saa Y, et al. Evaluación de la musculatura flexo-extensora de la rodilla mediante la tensiomiografía. I Congreso de Ciencias de Apoyo al Rendimiento Deportivo. Consell Valencià de l'Esport de la Conselleria de Cultura i Esport y la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y Deporte de la Universitat de Valencia. Valencia: Colección Congresos Editorial Alto Rendimiento; 2009.
42. Quiroga ME, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa J, De Saa Y, et al. Evaluación de las características mecánicas del músculo mediante la tensiomiografía. Estudio de casos. VIII Congreso Internacional sobre Entrenamiento en Voleibol. 10-12 de octubre. Valladolid: Junta de Castilla y León; 2009.
43. Šimunič B, Pišot R, Rittweger J. The effect of ageing on contraction time of postural and non-postural skeletal muscles in masters athletes. En: Mikalački M, ed. Proceedings book Exercise and quality of Life. Novi Sad: University of Novi 2 Sad, Faculty of Sport and Physical Education; 2009. p. 185-90.
44. García-García O, Serrano V, Martínez RI. Tensiomiografía. Un método para evaluar las propiedades contráctiles de los músculos. Evaluación de los flexores y extensores del tronco en mujeres jóvenes. *Cuadernos de Psicología del Deporte.* 2011;11:63-9.
45. Pišot R, Valenčič V, Šimunič B, Praprotnik U. Proceedings of International Sports Medicine Conference. Septiembre de 2001. Dublín: Trinity College Dublin; 2001. p. 176-7.
46. Pišot R, Kerševan K, Djordjevič S, Medved V, Završnik J, Šimunič B. Differentiation of skeletal muscles in 9-year old children. *Kinesiology.* 2004;36:90-7.
47. Šimunič B, Pišot R, Djordjevič S, Kugovnik O. Age related changes of the skeletal muscle contractile properties. En: Milanovic D, Prot F, editores. 4th International Scientific Conference on Kinesiology "Science and Profession-Challenge for the Future". Opatija, Croacia: Proceedings Book; 2005. p. 570-3.
48. Rodríguez-Ruiz D, García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Pišot R. Effects of age and physical activity on response speed in knee flexor and extensor muscles. *Eur Rev Aging Phys Act.* 2012. (En estudio).
49. Burger H, Valenčič V, Marinček K, Kogovsek N. Properties of musculus gluteus maximus in above-knee amputees. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1996;11:35-8.
50. Knez N, Valenčič V, Godina N, Djordjevič S. Non-invasive measurement of muscle tension and its relevance in sport. *Sport kinetic 1999: theories of human motor performance and their reflections in practice.* Book of abstracts; Ljubljana, 1999.
51. Grabljevec K, Šimunič B, Kerševan K, Krizaj D, Kosorok V, Gregoric M. Detection of contractile properties of chronically spastic muscles in subjects after traumatic brain injury with tensiomyography (TMG) method. Rehabilitation sciences in the new millennium challenge for multidisciplinary research: collection of works presented at the 8th congress of European federation for research in rehabilitation, Ljubljana, Eslovenia; 2004. p. 139-43.
52. Grabljevec K, Burger H, Kerševan K, Valenčič V, Marinček K. Strength and endurance of knee extensors in subjects after paralytic poliomyelitis. *Disabil Rehabil.* 2005;27:791-9.
53. Singh K, Melis EH, Richmond FJ, Scott SH. Morphometry of Macaca mulatta forelimb. II. Fiber-type composition in shoulder and elbow muscles. *J Morphol.* 2002;251:323-32.
54. Šimunič B, Rozman S, Pišot R. **Detecting the velocity of the muscle contraction.** III International Symposium of New Technologies in Sport. Sarajevo; 2005.
55. Carrasco L, Sañudo B, De Hoyo M, Ochiana G. Tensiomyographic characteristics of Rectus Femoris after a single bout of intense exercise. *J Soc Sci.* 2011;7:354-7.
56. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *Eur J Appl Physiol.* 2001;85:226-32.
57. Kubo K, Kanehisa H, Ito M, Fukunaga T. Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol.* 2001;91:26-32.
58. Valenčič V, Djordjevič S, Godina N. **Comparison of biomechanical characteristics of musculus brachii before and after acute physical exercise in human.** Zbornik sedme Elektrotehniške in računalniške konference ERK '98. 24-26 de septiembre de 1998. Portorož, Slovenia. Ljubljana: IEEE Region 8, Slovenska sekcija IEEE; 1998. p. 363-6.
59. Vandervoort AA, Quinlan J, McComas AJ. Twitch potentiation after voluntary contraction. *Exp Neurol.* 1983;81:141-52.
60. Abbate F, Sargeant AJ, Verdijk PW, de Haan A. Effects of high-frequency initial pulses and posttanic potentiation on power output of skeletal muscle. *J Appl Physiol.* 2000;88:35-40.
61. Hamada T, Sale DG, MacDougall JD, Tarnopolsky MA. Postactivation potentiation, fiber type, and twitch contraction time in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol.* 2000;88:2131-7.
62. Verjoshansky Y, Siff MC. Superentrenamiento. Barcelona: Ed. Paidotribo; 2000.
63. Güllich A. Short-term potentiation of power performance induced by maximal voluntary contractions. En: Hakkinen K, Keskinen KL, Komi P, Mero A, eds. *XVth Congress of the international Society of Biomechanics.* Jyväskylä. Book of Abstracts; 1995. p. 348-9.
64. Díez-Vega I, Rodríguez-Ruiz D, Fernández del Valle M, Molina Martín JJ. Influencia de los polimorfismos del gen ACTN-3 en la velocidad de respuesta de los flexores y extensores de la rodilla en jugadores profesionales de voleibol. VII Congreso Nacional de Ciencias del Deporte y Educación Física de Pontevedra; 2011.
65. Yang N, MacArthur DG, Gulbin JP, Hahn AG, Beggs AH, Eastal S, et al. ACTN3 genotype is associated with human elite athletic performance. *Am J Hum Genet.* 2003;73:627-31.
66. Lucía A, Oliván J, Gómez-Gallego F, Santiago C, Montil M, Foster C. Citius and longius (faster and longer) with no alpha-actinin-3 in skeletal muscles? *Br J Sports Med.* 2007;41:616-7.

67. Santiago C, Rodríguez-Romo G, Gómez-Gallego F, González-Freire M, Yvert T, Verde Z, et al. Is there an association between ACTN3 R577X polymorphism and muscle power phenotypes in young, non-athletic adults? *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20:771-8.
68. Ruiz JR, Fernández del Valle M, Verde Z, Díez-Vega I, Santiago C, Yvert T, et al. ACTN3 R577X polymorphism does not influence explosive leg muscle power in elite volleyball players. *Scand J Med Sci Sports*. 2011;21:e34-e41.
69. Hunter AM, Smith IJ, Watt JM, Yirrell Ch, Galloway SD. The effect of massage on force production and Tensiomyography. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38:S27.
70. Pišot R, Dolenc P, Jurdana M, Šetina T, Volmut T, Šimunič B. Skeletal muscle differentiation related to child physical activity. En Bala, G. Bala, Gustav (ur.). *Zbornik radova interdisciplinarne naucne konferencije sa medunarodnim učešćem Antropološki status i fizicka aktivnost dece, omladine i odraslih*. Novi Sad: Fakultet sporta i fizickog vaspitanja; 2007. p. 249-58.
71. Heredia J, Rodríguez-Matoso D, Mantecón A, Sarmiento S, De Saa Y, García-Manso JM, et al. Uso de la tensiomiografía (TMG) para la evaluación de la calidad muscular en personas mayores. Libro de Actas. 4.º Congreso Internacional de Actividad Físico-Deportiva para Mayores. Málaga: Ed. Diputación de Málaga (CEDMA); 2011. p. 475-83.