

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DEPARTAMENTO DE DIDÁCTICAS ESPECIALES



**APLICACIÓN DE LA TENSIOMIOGRAFÍA EN LA
EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA MUSCULAR EN
ADAPTACIONES AGUDAS Y CRÓNICAS AL EJERCICIO
FÍSICO**

TESIS DOCTORAL

D. DARIO RODRÍGUEZ MATOSO

2013

Anexo I. Modelo de certificado para Doctorados regulados por el RD 56/2006, y por RD 1393/2007

D/D^a. MANUEL DE ARMAS HERNÁNDEZ SECRETARIO/A DE LA FACULTAD DE FORMACIÓN DEL PROFESORADO DE LA UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA,

CERTIFICA,

Que la Comisión Académica del Programa de Doctorado de Formación del Profesorado, con fecha 06/05/2013 tomó el acuerdo de dar el consentimiento para su tramitación, a la tesis doctoral titulada "APLICACIÓN DE LA TENSIOLOGRAFÍA EN LA EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA MUSCULAR EN ADAPTACIONES AGUDAS Y CRÓNICAS AL EJERCICIO FÍSICO" presentada por el/la doctorando/a D/D^a Darío Rodríguez Matoso y dirigida por el/la Doctor/a D. Juan Manuel García Manso y codirigida por el Dr. D. David Rodríguez Ruiz

Y para que así conste, y a efectos de lo previsto en el Artº 6 del Reglamento para la elaboración, defensa, tribunal y evaluación de tesis doctorales de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, firmo la presente en Las Palmas de Gran Canaria, a 07 de Mayo de dos mil trece

A handwritten signature in blue ink is written over a circular blue stamp. The stamp contains the text "UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA" around the top edge, "FACULTAD DE FORMACIÓN DEL PROFESORADO" around the bottom edge, and a small star in the center. The signature is a complex, stylized scribble.

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

Departamento/Instituto/Facultad de Formación del Profesorado

Programa de doctorado en Formación del Profesorado

Título de la Tesis

**APLICACIÓN DE LA TENSIOLOGRAFÍA EN LA EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA
MUSCULAR EN ADAPTACIONES AGUDAS Y CRÓNICAS AL EJERCICIO FÍSICO**

TESIS DOCTORAL PRESENTADA POR D. DARIO RODRÍGUEZ MATOSO

Dirigida por el Dr. D. Juan Manuel García Manso

Codirigida por el Dr. D. David Rodríguez Ruiz

El/la Director/a,

(firma)

El/la Codirector/a

(firma)

El/la Doctorando/a,

(firma)

Las Palmas de Gran Canaria, a _____ de _____ de 20__

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DEPARTAMENTO DE DIDÁCTICAS ESPECIALES

PROGRAMA DE DOCTORADO EN FORMACIÓN DEL PROFESORADO



**APLICACIÓN DE LA TENSIOMIOGRAFÍA EN LA
EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA MUSCULAR EN
ADAPTACIONES AGUDAS Y CRÓNICAS AL EJERCICIO
FÍSICO**

**TESIS DOCTORAL DEL LCDO. EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL
DEPORTE**

D. DARIO RODRÍGUEZ MATOSO

DIRECTORES:

**DR. JUAN MANUEL GARCÍA MANSO, PROFESOR TITULAR DEL
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS
DE GRAN CANARIA**

**DR. DAVID RODRÍGUEZ RUIZ, PROFESOR ASOCIADO DEL DEPARTAMENTO DE
EDUCACIÓN FÍSICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA**

LAS PALMAS DE GRAN CANARIA, ABRIL 2013

Sería necesario un anexo a esta tesis doctoral del tamaño propio de la misma para aclarar y definir correctamente mi más sincero agradecimiento, admiración y sentimiento hacia cada una de las personas que me acompañaron favoreciendo que este proyecto fuera posible. Aun así, de forma resumida quisiera hacer una referencia a todos aquellos conocidos, amigos y compañeros para que sepan que, más allá de estas palabras, el papel que representan en mi vida me hace sentir inmensamente orgulloso.

De manera afectuosa, he de nombrar en primer lugar a D. Juan Manuel García Manso, por todo lo que me ha enseñado durante este tiempo mediante su paciencia, calidad, temperamento, humildad y sencillez, así como, a D. David Rodríguez Ruiz, que desde los inicios manifestó total disposición en cualquier momento que fuera necesario con una naturalidad envidiable. Además, cada uno de los compañeros del Laboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo de la ULPGC merecen toda mi admiración y apoyo, pero de forma particular, D. Yves de Saa y D. Samuel Sarmiento, quiénes me ayudaron y aconsejaron al iniciar mi etapa como investigador, han de saber que me siento muy orgulloso al conservarlos hoy en día como amigos. A este maravilloso equipo les estoy y estaré siempre agradecido de una forma infinita, porque más allá del trabajo, rigor y compromiso instruido, junto a ellos he aprendido a ser mejor persona.

Con especial afecto, me siento en el compromiso y en la necesidad de escribir en este trabajo el nombre de mi padre, Antonio Rodríguez Fábregas, fallecido hace pocos años, a quien debo especialmente el haber llegado hasta este punto en mi vida académica, sin él, en su momento nunca hubiera sido posible comenzarla y ahora que no está se merece aún todo mi respeto, admiración y dedicación. Así como el de mi madre, Ana M^a Matoso Méndez, siempre en primera línea en todos los malos momentos con su mejor sonrisa y disfrutando de los buenos tan cerca como puede. A mis hermanos, Iraida, Antonio y Miguel, de la misma forma que a la chica que hoy en día me hace sonreír, dedico con un profundo cariño la consecución de esta tesis doctoral. Finalmente, agradezco a todas las personas que creyeron desde el principio que sería posible, porque sin ellos nunca hubiera sido una realidad, y a las que nunca lo creyeron, porque por éstos últimos sacaba fuerzas para seguir adelante cuando desfallecía.

PUBLICACIONES

REVISTAS

García-Manso JM, **Rodríguez-Matoso D**, Sarmiento S, De Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D, da Silva-Grigoletto, M.E., (2010). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3(3): 98-102. 2010. ISSN: 1888-7546.

Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM (2010). Reproducibilidad a corto plazo de la respuesta muscular mediante tensiomiografía. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3(3): 98-102. ISSN: 1888-7546.

Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Sarmiento S, De Saa Y & García-Manso JM. (2010). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 10 (40): 620-629. ISSN: 1577-0354.

García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D**, de Saa Y, Sarmiento S & Quiroga ME. (2011). Assessment of muscle fatigue after an ultraendurance triathlon using Tensiomyography (TMG). *Journal of Sport Science*. 29(6): 619-625. ISSN: 0264-0414.

Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D**, Quiroga, ME, Sarmiento S & Da Silva-Grigoletto ME. (2011). Study of extensor and flexor musculature in the knees of male and female volleyball players. *British Journal of Sports Medicine*. 45(6): 543. ISSN. 1473-0480.

García-Manso JM, **Rodríguez-Matoso D**, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y & Calderón J. (2011). Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 90(5): 356-363. ISSN. 1473-0480.

Heredia J, **Rodríguez-Matoso D**, Mantecón A, Sarmiento S, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. (2011). Evaluación de la musculatura flexora y extensora de la articulación de la rodilla en personas mayores en función de su nivel de actividad física anterior. *Kronos: la revista científica de actividad física y deporte*. 10(2): 25-32. ISSN: 1579-5225.

Diez-Vega I, **Rodríguez-Matoso D**, Fernández-del Valle M, Sagastume R, Estévez R, Molina-Martín JJ & Rodríguez-Ruiz D. (2011). Diferencia funcionales en la musculatura de la rodilla en jugadoras profesionales de voleibol. *Kronos: la revista científica de actividad física y deporte*. 10(2): 55-62. ISSN: 1579-5225.

García-Manso JM, **Rodríguez-Matoso D**, Sarmiento S, de Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D & da Silva-Grigoletto ME. (2012). Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii. *Journald of Electromyography and Kinesiology*. 22(4):612-619. ISSN: 1050-6411

Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, **Rodríguez-Matoso D**, Sarmiento S, Losa J, de Saa Y, Perdomo G & García-Manso JM. (2012). The tensiomyography used for evaluating high level beach volleyball players. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 18(2): 95–99. ISSN: 1517-8692.

Rodríguez-Matoso D, García-Manso JM, Sarmiento S, de Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D & da Silva-Grigoletto M. (2012). Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 5(1): 28-40. ISSN: 1888-7546.

Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D**, Quiroga ME, Sarmiento S, Da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM. Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature in the knees of volleyball players. *European Journal of Sport Science*. 12(5): 399-407. ISSN: 1746-1391.

Rodríguez-Ruiz D, García-Manso JM, **Rodríguez-Matoso D**, Sarmiento S & Pisot R. (In press) Effects of age and physical activity on response speed in knee flexor and extensor muscles. *European Review of Aging and Physical Activity*. ISSN. 1813-7253.

CAPÍTULOS DE LIBROS

Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, **Rodríguez-Matoso D**, Sarmiento S, Losa J, De Saá Y & García-Manso J.M. (2009). *Aplicación de la tensiomiografía (tmg) en jugadores de voleyplaya. Estudio de casos*. O. Usabiaga, J. Castellano y J. Etxebeste (Eds.) *Investigando para innovar en la actividad física y el deporte* (pp. 121-130). Ed. Gidekit. Vitoria (España). ISBN: 978-84-613-5884-7.

Díez I, Rodríguez-Ruiz D, Fernández del Valle M, **Rodríguez-Matoso D**, Sagastume R, Molina JJ. (2012). *Análisis funcional de la musculatura de la rodilla en función del puesto específico de jugadoras y jugadores profesionales de voleibol*. Martínez de Aldama, I, Cayero R. & Calleja, J. et al. (Eds.) *Investigación e innovación en el deporte* (pp: 514-520). Ed: Paidotribo. Badalona (España) ISBN: 978-84-9910-197-2.

Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D**, Fernández del Valle M, Díez I, Sagastume R & Molina JJ. (2012). *Uso de la Tensiomiografía como herramienta de control del proceso de entrenamiento*. Martínez de Aldama, I, Cayero R. & Calleja, J. et al. (Eds.) *Investigación e innovación en el deporte* (pp: 753-758). Ed: Paidotribo. Badalona (España) ISBN: 978-84-9910-197-2.

COMUNICACIONES

García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D**, Sarmiento S, Quiroga ME & da Silva ME. *La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular*. 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 València. Noviembre de 2009. Valencia. Publicado en la Colección Congresos, nº12. I Congreso de Ciencias de Apoyo al Rendimiento Deportivo. Editorial Altorendimiento. I.S.B.N.: 978-84-613-6128-1.

Quiroga ME, Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D**, Sarmiento S, Losa J, de Saá Y & García-Manso JM. *Evaluación de las características mecánicas del músculo mediante la tensiomiografía. Estudio de casos*. VIII Congreso Internacional sobre Entrenamiento en Voleibol. Junta de Castilla y León y la Real Federación Española de Voleibol. Octubre de 2009. Valladolid.

Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, **Rodríguez-Matoso D**, Sarmiento S, Losa J, de Saá Y & García-Manso JM. *Aplicación de la tensiomiografía (TMG) en jugadores de voleyplaya. Estudio de casos*. III Congreso Internacional Virtual-presencial de Investigación en la Actividad Física y el Deporte. Departamento de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad del País Vasco. Octubre de 2009. Vitoria-Gasteiz.

Quiroga M, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, **Rodríguez-Matoso D**, Muchaga L & García-Manso JM. *Estudio de las variables de juego que afectan al rendimiento del saque en el voleibol femenino de alto nivel*. III Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física. Concello de Pontevedra y Vicerrectorado del Campus de Pontevedra de la Universidad de Vigo y Sportis, Formación Deportiva. Mayo de 2010. Pontevedra.

Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, Martín-González JM & García-Manso JM. *Efecto de la fatiga sobre el comportamiento mecánico muscular tras un entrenamiento intensivo de fuerza*. III Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física. Concello de Pontevedra y Vicerrectorado del Campus de Pontevedra de la Universidad de Vigo y Sportis, Formación Deportiva. Mayo de 2010. Pontevedra. Publicado en la Colección Congresos, nº13. III Congreso Internacional de

Ciencias del Deporte y la Educación Física. Editorial Altorendimiento. I.S.B.N.: 978-84-613-8448-8.

Rodríguez-Matoso D, Díez I, Fernández-del Valle M, Sagastume R, Estévez R, Molina JJ & Rodríguez-Ruiz D. *Análisis funcional de la musculatura de la rodilla en jugadoras y jugadores profesionales de voleibol*. X Congreso Internacional sobre Entrenamiento en Voleibol. Junta de Castilla y León y la Real Federación Española de Voleibol. Octubre de 2010. Valladolid.

Díez I, **Rodríguez-Matoso D**, Fernández-del Valle M, Sagastume R, Estévez R, Molina JJ & Rodríguez-Ruiz D. *Diferencias funcionales en la musculatura de la rodilla en jugadoras profesionales de voleibol*. X Congreso Internacional sobre Entrenamiento en Voleibol. Junta de Castilla y León y la Real Federación Española de Voleibol, Octubre de 2010. Valladolid.

Heredia J, **Rodríguez-Matoso D**, Mantecón A, Sarmiento S, De Saa Y, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. *Uso de la Tensiomiografía (tmg) para la evaluación de la calidad muscular en personas mayores*. 4º Congreso Internacional de Actividad Físico Deportiva para Mayores. Universidad de Málaga. Marzo de 2011. Málaga. Publicado en el Libro de Actas. 4º Congreso Internacional de Actividad Físico Deportiva para Mayores. Ed. Diputación de Málaga (CEDMA). ISBN: 978-84-77858980.

Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, De Saa Y, Mantecón A, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. *Estudio de la velocidad de respuesta de los músculos flexores y extensores de la rodilla mediante la tensiomiografía (tmg) en varones de distintas edades*. 4º Congreso Internacional de Actividad Físico Deportiva para Mayores. Universidad de Málaga. Marzo de 2011. Málaga. Publicado en el Libro de Actas. 4º Congreso Internacional de Actividad Físico Deportiva para Mayores. Ed. Diputación de Málaga (CEDMA). ISBN: 978-84-77858980.

Sarmiento S, **Rodríguez-Matoso D**, De Saa Y, Bartolomé de la Rosa D, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. *Efectos de un programa de actividad física sobre la velocidad de respuesta en la musculatura flexora y extensora de la rodilla en pacientes de Alzheimer*. VII Congreso Nacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física – Seminario Nacional de Nutrición, Medicina y Rendimiento. Concello de Pontevedra y Vicerrectorado del Campus de Pontevedra de la Universidad de Vigo, Departamento de

Didácticas Específicas de la Universidad de A Coruña y Sportis Formación Deportiva. Mayo de 2011. Pontevedra. Publicado en la Colección Congresos, nº15. VII Congreso Nacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física – Seminario Nacional de Nutrición, Medicina y Rendimiento. Editorial Altorendimiento. I.S.B.N.: 978-84-614-9945-8.

Rodríguez-Ruiz D, Fernández del Valle M, **Rodríguez-Matoso D**, Díez I, Sagastume Fernández R & Molina JJ. *Functional differences among knee muscles between male and female volleyball middle-blocker*. 12th International Scientific conference of Sport Kinetics. University School of Physical Education and International Association of Sport Kinetics (IASK). Septiembre 2011. Kracow (Polonia). Publicado en Abstract Book. 12th International Scientific conference of Sport Kinetics. Ed. University School of Physical Education in Krakow. I.S.B.N.: 978-83-62891-05-4.

Cerdá Béjar J, Díez I, Fernández-del Valle M, Sagastume R, **Rodríguez-Matoso D**, Rodríguez-Ruiz D & Molina JJ. *Estudio de la relación entre la capacidad de salto y la activación muscular en voleibol profesional*. X Congreso Internacional sobre Entrenamiento en Voleibol. Junta de Castilla y León y la Real Federación Española de Voleibol. Octubre de 2011. Valladolid.

Sarmiento S, Rodríguez-Ruiz D, García-Manso JM, **Rodríguez-Matoso D**, Martín García G, de Saa Y & Bartolomé de la Rosa D. *Efectos de un programa de actividad física sobre la velocidad de respuesta muscular y la mejora de la marcha en pacientes con demencia tipo Alzheimer (DTA)*. XXIV Congreso de la Sociedad Canaria de Geriátría y Gerontología. Sociedad Canaria de Geriátría y Gerontología. Noviembre de 2011. Maspalomas (Gran Canaria).

Estévez R, Molina JJ, Rodríguez-Ruiz D & **Rodríguez-Matoso D**. *L-Arginine and acute muscular fatigue*. XXXII World Congress of Sport Medicine. Italian Federation of Sport Medicine (FMSI). Septiembre de 2012. Roma. Publicado en Poster's Books of Abstracts. XXXII World Congress of Sport Medicine. Ed. Italian Federation of Sport Medicine (FMSI). 2012.

Estévez R, Molina JJ, Díez I, Cerdá J, Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D** & Fernández del Valle M. *Efectos de la suplementación aguda con HMB (Beta-Hydroxy-Beta-Methylbutyrate) en las características mecánicas del tríceps braquial durante y*

después de la realización de un entrenamiento de fuerza. Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Granada y la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Noviembre de 2012. Granada. Publicado en Books of Abstracts (área fisiología y entrenamiento deportivo). VII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Ed. Asociación Española de Ciencias del Deporte. 2012.

PÓSTER

Quiroga ME, Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D**, Sarmiento S, Losa J, de Saá Y, García-Manso JM. *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 València. Noviembre de 2009. Valencia. Publicado en la Colección Congresos, nº12. I Congreso de Ciencias de Apoyo al Rendimiento Deportivo. Editorial Altorendimiento. I.S.B.N.: 978-84-613-6128-1.

Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D**, Quiroga ME, Sarmiento S, Da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM. *Study of extensor and flexor musculature in the knees of male and female volleyball players*. 2011 FIVB Volleyball Sports Medicine Congress. International Volleyball Federation and Faculty of Sport of the University of Ljubljana. Enero de 2011. Bled (Slovenia). Publicado en: Book of Abstracts. FIVB Volleyball Medicine Congress 2011. Ed. Faculty of Sport and Institute of Sports Medicine. I.S.B.N.:978-961-6843-11-9.

Sarmiento S, Rodríguez-Ruiz D, De Saa Y, **Rodríguez-Matoso D**, Bartolomé de la Rosa D, Navarro-Valdivielso M & García-Manso JM. *Efectos de un programa de actividad física para la mejora de la marcha en pacientes de Alzheimer*. 4º Congreso Internacional de Actividad Físico Deportiva para Mayores. Universidad de Málaga. Marzo de 2011. Málaga. Publicado en la Colección Congresos, nº15. VII Congreso Nacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física – Seminario Nacional de Nutrición, Medicina y Rendimiento. Editorial Altorendimiento. I.S.B.N.: 978-84-614-9945-8.

Rodríguez-Matoso D, Mantecón A, Barbosa-Almeida E, Sarmiento S, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. *Efectos de la competición sobre la respuesta muscular de los músculos extensores y flexores de la rodilla en bodyboarders de alto nivel*. VII Congreso Nacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física – Seminario Nacional de Nutrición, Medicina y Rendimiento. Concello de Pontevedra, Vicerrectorado del Campus de Pontevedra de la Universidad de Vigo, Departamento de Didácticas Específicas de la Universidad de A Coruña y Sportis Formación Deportiva. Mayo de

2011. Pontevedra. Publicado en la Colección Congresos, nº15. VII Congreso Nacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física – Seminario Nacional de Nutrición, Medicina y Rendimiento. Editorial Altorendimiento. I.S.B.N.: 978-84-614-9945-8.

Sarmiento S, Rodríguez-Ruiz D, **Rodríguez-Matoso D**, De Saa Y, Bartolomé de la Rosa D & García-Manso JM. *Physical activity program effects on the functional efficiency of flexors and extensor's knee and ankle in Alzheimer's patients*. 7º Congress of the European Union Geriatric Medicine Society – 53rd Congress of the Sociedad Española de Geriatria y Gerontología – 32nd Congresso of the Sociedad Andaluza de Geriatria y Gerontología. European Union Geriatric Medicine Society, Sociedad Española de Geriatria y Gerontología y Sociedad Andaluza de Geriatria y Gerontología. Septiembre de 2011. Málaga. Publicado en Abstract Book. 7º Congress of the EUGMS– 53rd Congress of the SEGG – 32nd Congresso of the SAGG. Ed. Rev. Esp. Geriatr Geriatrol. 2011. I.S.S.N.: 0211-139X.

Rodríguez-Matoso D, Valverde T, Sarmiento S, Bartolomé D, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. *Changes in response of vastus lateralis after a physical activity program in subjects diagnosed with alzheimer's disease*. XXXII World Congress of Sport Medicine. Italian Federation of Sport Medicine (FMSI). Septiembre de 2012. Roma. Publicado en Poster's Books of Abstracts. XXXII World Congress of Sport Medicine. Ed. Italian Federation of Sport Medicine (FMSI). 2012.

Rodríguez-Matoso D, Estévez R, Guimaraes-Ribeiro D, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. *Diferencias mecánicas entre las porciones anatómicas del deltoides*. VII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Granada y la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Noviembre de 2012. Granada. Publicado en Books of Abstracts (área fisiología y entrenamiento deportivo). VII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Ed. Asociación Española de Ciencias del Deporte. 2012. Pág 57.

ÍNDICE

ÍNDICE	Página
1. ÍNDICE.	I
2. RESUMEN.	IV
3. ABSTRACT.	V
4. INTRODUCCIÓN.	1
5. JUSTIFICACIÓN.	11
6. FORMULACIÓN E IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA.	17
6.1. Modelo de investigación	17
6.2. Objetivos.	18
6.2.1. Objetivos generales.	18
6.2.2. Objetivos específicos.	18
6.3. Hipótesis experimental	19
6.4. Limitaciones del estudio	19
7. METODOLOGÍA DE MEDICIÓN EN LA EVALUACIÓN CON TENSIOLOGRAFÍA.	23
7.1. Aspectos condicionantes de la medición.	23
7.1.1. Separación de los electrodos.	23
7.1.2. Posición de los segmentos a evaluar.	23
7.1.3. Punto de colocación del sensor.	25
7.1.4. Posición del sensor.	25
7.1.5. Presión del sensor.	26
7.1.6. Características del estímulo eléctrico.	26
7.1.7. Tiempo que debe transcurrir entre cada estímulo.	26
7.1.8. Estado del músculo.	27
7.1.9. Fijación de los segmentos.	31
7.1.10. Temperatura muscular.	31
7.1.11. Manipulación muscular.	31

ÍNDICE	Página
7.2. Descripción de los parámetros.	32
7.2.1. Deformación máxima (Dm).	33
7.2.2. Tiempo de respuesta o activación (Td).	34
7.2.3. Tiempo de contracción (Tc).	35
7.2.4. Tiempo de sustentación (Ts).	36
7.2.5. Tiempo de relajación (Tr).	37
7.2.6. Velocidad de contracción o velocidad de respuesta (Vc ó Vr).	38
7.3. Utilidad de los parámetros resultantes de la evaluación con <i>TMG</i> .	42
7.4. Validez y fiabilidad de la Tensiomiografía	44
8. INFORMACIÓN QUE PROPORCIONA LA <i>TMG</i>: EJEMPLOS PRÁCTICOS.	49
8.1. Estimación del tipo de fibra dominante en el músculo	49
8.2. Control de los cambios en la respuesta aguda muscular en respuesta a la especificidad del entrenamiento en diferentes modalidades deportivas.	58
8.2.1. Trabajo fuerza-resistencia.	58
8.2.2. Trabajo de resistencia aeróbica.	62
8.2.3. Trabajo excéntrico.	64
8.2.4. Deportes de equipo.	65
8.3. Propiedades contráctiles del músculo.	71
8.3.1. Activación muscular.	71
8.3.2. Rigidez muscular.	75
8.3.3. Potenciación muscular.	79
8.3.4. Diferencias en la respuesta mecánica en diferentes músculos.	80
8.3.5. Evolución de la respuesta mecánica con la edad.	84
8.3.6. Balanza muscular.	88
8.3.7. Diferencias entre modalidades deportivas.	90
8.4. Control de alteraciones patológicas del sistema neuromuscular.	92
8.4.1. Control de atrofia muscular en personas amputadas.	92
8.4.2. Control de enfermedades neuromusculares.	93
8.4.3. Musculatura espástica.	94
8.4.4. Encamados de larga duración.	95
8.4.5. Enfermos con polineuropatía diabética.	96
8.4.6. Enfermos con esclerosis múltiple.	99
8.4.7. Sujetos con enfermedades degenerativas del sistema nervioso central.	100
8.4.8. Enfermos con claudicación intermitente.	101
8.4.9. Control de la recuperación post-operatoria.	104

ÍNDICE	Página
9. RECOMENDACIONES FINALES.	109
10. BIBLIOGRAFÍA.	113
11. PARTE EXPERIMENTAL.	
11.1. Estudio I: Reproducibilidad de la TMG para la evaluación de la respuesta muscular variando la posición del sensor de deformación.	127
11.2. Estudio II: Tensiomiografía, Utilidad y Metodología en la evaluación muscular.	145
11.3. Estudio III: La tensiomiografía en la evaluación del deportista de alto nivel: aplicación en jugadores de voleyplaya.	159
11.4. Estudio IV: Estudio de las características mecánicas de los músculos extensores y flexores de la articulación de la rodilla en jugadores de voleibol.	179
11.5. Estudio V: Evaluación de la fatiga muscular después de un triatlón de ultra resistencia utilizando tensiomiografía (TMG).	197
11.6. Estudio VI: Efecto del ejercicio de resistencia con alta carga y alto volumen en la respuesta mecánica del bíceps braquial evaluado con Tensiomiografía.	215
11.7. Estudio VII: Respuesta mecánica de los músculos extensores y flexores de la rodilla en Bodyboarders de alto nivel durante la competición.	235
11.8. Estudio VIII: Efectos de la edad y el nivel de actividad física sobre la velocidad de respuesta de los músculos flexores y extensores de la rodilla.	251
11.9. Estudio XIX: Cambios en la respuesta de la musculatura extensora y flexora de la rodilla tras la realización de un programa de actividad física en enfermos de alzheimer.	267
12. Índice de tablas	287
13. Índice de Figuras	295

RESUMEN

2. RESUMEN

La evaluación es un procedimiento metodológico que identifica, estima y aporta información sobre un proceso con la finalidad de tomar decisiones y desarrollar actuaciones con criterios objetivos y científicos, teniendo como punto de referencia la información resultante de la medición y cuantificación de las variables previamente definidas. No se detiene en la simple interpretación cuantitativa y cualitativa del valor obtenido, sino que busca las causas que dieron origen a este resultado indicando el camino de las acciones futuras, que deberían adaptarse en acciones posteriores del proceso. Los avances que han tenido lugar durante las últimas décadas en el conocimiento, en la tecnología y en las técnicas de evaluación en la actividad física, han sido el principal motor que ha inspirado el presente trabajo. Este estudio pretende profundizar en un programa de evaluación muscular, intentando desarrollar una metodología de evaluación específica para cada modalidad deportiva o tipo de población, buscando protocolos adecuados e individualizados e intentando interpretar los resultados de la forma más adecuada para cada persona o grupo de deportistas con el fin de proporcionar información útil, válida y fiable a los profesionales a la hora de diseñar los distintos programas de entrenamiento. Entre las diferentes posibilidades con las que cuenta un especialista a la hora de evaluar la respuesta muscular de un sujeto, la Tensiomiografía (*TMG*) se manifiesta como una herramienta novedosa en el campo del deporte. La necesidad creciente de valorar la respuesta muscular de los deportistas de una forma precisa y no invasiva hace que la *TMG* tome especial relevancia frente a otras metodologías tradicionalmente utilizadas en el campo de la actividad física y el deporte a través de la medición de la deformación radial producida por una estimulación eléctrica y registrada a través de un sensor de desplazamiento situado sobre la superficie cutánea de un músculo determinado. 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 que pueden ser evaluados. El objetivo de este trabajo es confirmar que la Tensiomiografía es una herramienta precisa, fiable, válida, pertinente, discriminante, sensible y objetiva con la que desarrollar protocolos de evaluación que permitan mejorar la información que aporta este procedimiento al ámbito de la actividad física y del deporte.

ABSTRACT

3. ABSTRACT

Evaluating is a methodological process that identifies, estimates and provides information with the aim of making decisions and developing actions. The information given is objective and follows scientific criteria. As a result, it gives a reference of the measured information and quantification of the variables previously defined. Therefore, the process doesn't end in the simple quantitative and qualitative interpretation of the obtained value, but it looks for the reasons which caused the origin of this result. Also, it indicates the way of the future actions that should be adapted to posterior actions of the process. The present work was inspired by the progress over recent decades in the knowledge, technology and evaluating techniques in physical activity. This study pretends to deepen the muscular evaluation, trying to develop a specific assessment method for every sport modality or kind of population, looking for appropriate and individualized protocols. Thus, trying to interpret the results in the most adequate form to every person or group of athletes, the aim is to provide useful, valid and reliable information for the professionals when designing the different training programs. Among the different possibilities of assessing the muscular response, the Tensiomiography (*TMG*) is manifested as a novel tool in the sports field. The increased necessity of evaluating accurately and non-invasively the muscular response of the athletes, makes the *TMG* to have especial relevance versus other methodology traditionally used in the physical activity and sports field. Especially, when evaluating the radial deformation induced by an electric stimulation and registered through a displacement sensor placed on the skin surface of a given muscle. The magnitude of this changes and the time at which they are given, allows us to obtain information about the mechanical characteristics and the contractile capacity of the superficial muscles that can be assessed. The aim of this study is to confirm that the Tensiomiography is an accurate, reliable, valid, relevant, discriminating, sensitive and objective tool. So, developing assessment protocols improves the provided information by this procedure in the physical activity and sports field.

INTRODUCCIÓN

4. INTRODUCCIÓN

La exigencia que supone desarrollar un programa de entrenamiento, con independencia de que se utilice para mejorar la calidad de vida o para alcanzar el éxito en el máximo nivel deportivo, obliga a técnicos y deportistas a llevar un control riguroso de los cambios que tienen lugar en el organismo como respuesta adaptativa (crónica o aguda) a las cargas de trabajo.

Los adelantos que han proporcionado en los últimos años el desarrollo tecnológico y la investigación científica, unidos al conocimiento cada vez más profundo que hoy día se tiene de cada modalidad deportiva, permiten que el proceso de preparación de los deportistas se realice de forma más precisa, tratando de optimizar el logro de objetivos específicos (salud, condición física o rendimiento).

En la actualidad, los técnicos deportivos disponen de numerosos métodos y herramientas para valorar el entrenamiento y los cambios que provoca en el funcionamiento, composición o morfología de las diferentes estructuras, órganos y sistemas del cuerpo humano. Lo verdaderamente trascendente es que con el paso del tiempo estos procedimientos y herramientas de evaluación son cada vez más baratos, sencillos y fiables a la vez que, menos cruentos e invasivos.

Uno de los principales objetivos de la investigación aplicada al entrenamiento deportivo ha sido el desarrollo de medios y procedimientos que permitan evaluar con precisión los cambios en la musculatura de un sujeto por efecto de la práctica regular o puntual de ejercicio físico. Los músculos, estructuras encargadas de generar la tensión (fuerza) necesaria para ejecutar un movimiento, pueden ser evaluados desde diferentes perspectivas según el interés del investigador (forma, composición, funcionalidad, etc.).

En nuestro caso, el trabajo se centra en el estudio de una nueva tecnología, no invasiva, que mide la respuesta mecánica del músculo. Las características de la respuesta muscular y su incidencia sobre la calidad de las acciones dependen de diferentes parámetros. Estos son diversos, y a su vez variables, siempre estrechamente relacionados con el estado del músculo, cambiando en el ser humano función del sexo, la raza, la edad y el grado y tipo de actividad a la que sean activadas estas estructuras.

Existen ciertas técnicas que permiten conocer el comportamiento y las características mecánicas del músculo de una forma más precisa y no invasiva. Hacemos referencia a la metodología conocida como *Mecanomiografía (MMG)*, la cual consiste en estudiar la frecuencia de vibraciones y espesamiento del músculo durante una contracción artificialmente provocada. A partir de esta metodología se han creado diferentes técnicas como la *Fonomiografía* (Maton et al, 1990) y la *Soniodomiografía* (Barry et al., 1985; Orizio & Veicsteinas, 1992), que utilizan micrófonos para detectar los sonidos generados en el músculo durante una contracción muscular. Otra de las metodologías empleadas en este campo es la *Vibromiografía* (Zhang et al., 1992) que requiere de unos acelerómetros y rayos láser para detectar el espesamiento y las vibraciones del vientre muscular. Con estas técnicas se han obtenido resultados muy prometedores, aunque tienen el inconveniente de que implican serias dificultades tecnológicas como: una baja señal de ruido (alta variabilidad), una compleja configuración de la medición y precisa de un postprocesamiento de las señales (Orizio, 2002; Wong, 2001).

Un método más reciente es el conocido como *Tensiomiografía (TMG)*. Esta técnica mide, mediante registro de superficie, el movimiento que provoca el vientre muscular durante una contracción isométrica provocada artificialmente (Zagar et al., 2005). El principio de actuación y la respuesta evaluada difieren de otras técnicas de *MMG* (Krizaj et al., 2008).

La diferencia básica con otras metodologías similares, por ejemplo *MMG*, se encuentra en la ligera pre-tensión que tiene el músculo antes de su contracción. La pre-tensión está provocada por la presión que ejerce el sensor de desplazamiento en el vientre muscular antes de que la medición sea realizada (Simunic et al., 2010). Permitiendo un mejor registro de la amplitud de respuesta del músculo, aumentando en gran medida el grado de repetitibilidad y la “señal de ruido” (*registro de la respuesta muscular*) (Valencic & Knez, 1997).

En este sentido, con la *TMG* los problemas tecnológicos desaparecen proporcionando una elevada sencillez, inocuidad, fiabilidad y además, elevadas prestaciones para el control de la respuesta muscular (García-Manso et al., 2010). Permitiendo obtener información sobre las características mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales y manifestando elevada correlación con *EMG*, composición muscular, torque, fatiga y tetanización (Valencic, 1990; Simunic, 2003).

Este procedimiento de evaluación fue desarrollado por el profesor Vojko Valencic en la *Faculty of Electrical Engineering* de la *University of Ljubljana* (Eslovenia) a principios de los años 1990. Su principal objetivo era evaluar el estado funcional muscular en los pacientes con patologías neuromusculares (Valencic, 1990). Su aplicación rápidamente se trasladó al campo del deporte debido a los trabajos realizados en la mencionada universidad (*Laboratory of Biomedical Visualization and Muscle Biomechanics* y el *Laboratory for Computational Electromagnetics* de la *Universidad de Ljubljana*). Sus estudios con deportistas se intensificaron cuando este grupo de trabajo comenzó a colaborar con el equipo olímpico esloveno durante su preparación para los Juegos Olímpicos de Sydney (2000) y los Juegos Olímpicos de Invierno de Salt Lake City (2002).

La *TMG* evalúa, a través de un sensor de desplazamiento situado sobre la superficie cutánea, la deformación radial que tiene lugar en el vientre muscular cuando se produce una contracción isométrica generada de forma involuntaria mediante un estimulador eléctrico externo. Desde la perspectiva de la actividad física, esta cualidad y el hecho de que no requiera de ningún esfuerzo por parte del sujeto evaluado durante su aplicación, es un aspecto positivamente valorado por deportistas y entrenadores que demandan siempre la utilización de test de evaluación y control que sean rápidos, precisos y que no interfieran en el trabajo diario del deportista.

Mediante dos electrodos, situados a ambos lados del sensor de desplazamiento, podemos provocar de forma controlada una contracción muscular isométrica que nos permite evaluar los cambios geométricos que sufre el músculo, la magnitud de estos cambios y el momento en el que se producen. El sensor de desplazamiento, transfiere al software valores de la deformación, en milímetros, que sufre el músculo durante la contracción y los momentos en que tienen lugar los cambios.

En consecuencia, podemos obtener valores como la magnitud del desplazamiento radial o deformación del vientre muscular (Dm), tiempo de respuesta o latencia (Td), tiempo de contracción (Tc), tiempo de mantenimiento de la contracción (Ts) y tiempo de relajación (Tr), bajo criterios estandarizados e individualizados a cada contracción.

La *TMG* se presenta como una herramienta precisa para realizar un análisis de las características mecánicas y de la capacidad contráctil de cualquiera de los músculos superficiales (Valencic & Knez, 1997; Dahmane et al., 2000; Valencic et al., 2000; Valencic

et al. 2001). Los valores (parámetros) resultantes han sido correlacionados con diferentes mecanismos condicionales, morfológicos o neuromusculares. Valencic & Knez (1997) y Simunic (2003) relacionan el torque con la deformación del vientre muscular (Dm). Este valor (Dm) está condicionado por la hipertrofia muscular y el tamaño y volumen del músculo (Belic et al. 2000 Hafner et al. 2003). Por su parte, Dahmane et al. (2000) encontraron una correlación positiva ($r=0.93$) entre el porcentaje de fibras de contracción lenta (fibras tipo-I) determinado mediante análisis histoquímico y el tiempo de contracción muscular (Tc). También se ha demostrado una relación lineal entre los valores de deformación transversal (Dm) de las fibras y la onda M de un registro *EMG* (Kersevan, 2002).

Por ende, la *TMG* se presenta como una herramienta excelente para el control muscular de los deportistas, que sirve para, reconocer si el entrenamiento ha producido los cambios esperados en el sistema muscular, saber si el deportista se encuentra en un momento ideal de cara a la competición o conocer las repercusiones que tiene ésta sobre el atleta y, en ocasiones, acelerar su proceso de recuperación.

La progresiva introducción de esta metodología en el área de la salud, principalmente en la rehabilitación (Burger et al., 1996; Simunic et al., 2005c; Pisot et al., 2008; Dias et al. 2010; Rodríguez-Ruiz et al., 2013), la prevención (Simunic et al., 2005c; Rusu et al., 2009^a; Rodríguez-Ruiz et al., 2011) y en el mundo del entrenamiento deportivo (control de las cargas de entrenamiento) (Rodríguez-Ruiz et al., 2011; García-Manso et al., 2011^a; García-Manso et al., 2012) ha desembocado en un interés creciente de profesionales e investigadores del deporte 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.

A continuación se muestra una revisión bibliográfica sobre la evolución de publicaciones científicas donde la herramienta utilizada para lograr información sobre el objeto de estudio ha sido la *TMG-BMC* (Tabla 4.1). Esta revisión se ha realizado a partir de la aparición de la patente europea de esta herramienta (WO 02/074167 A1, 26 de Septiembre de 2002).

Para la búsqueda documental se han utilizado las bases de datos: Pudmed, Medline, Google Scholar y Science Direct durante el periodo 2003-2012.

Tabla 4.1. Revisión bibliográfica sobre la evolución de publicaciones científicas donde la herramienta utilizada para lograr información sobre el objeto de estudio ha sido la TMG-BMC.

2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012
Simunic	Pisot et al.	Dahmane et al.	Dahmane et al.	Dahmane et al.	Pisot et al.	Rusu et al.	Dias et al.	Carrasco et al.	Djordjevic et al.
		Grabljevec et al.	Hunter et al.	Gorelick et al.	Krizaj et al.	Simunic et al.	G ^a -Manso et al.	Carrasco et al.	G ^a -Manso et al.
		Simunic et al.	Smith & Hunter				Rguez -Matoso et al.	Díez-Vega et al.	Gasparini et al.
		Zagar et al.					Rguez -Matoso et al.	Ditroilo et al.	Hunter et al.
							Tous-Fajardo et al.	Heredia et al.	Rey et al.
							Simunic et al.	G ^a -García et al.	Rguez -Matoso et al.
							Zagorc et al.	G ^a -Manso et al.	Rguez –Ruiz et al.
								G ^a -Manso et al.	Simunic
								Neamtu et al.	Lesnik et al.
								Rguez-Ruiz et al.	
								Simunic et al.	

La *TMG*, mediante la evaluación aislada de cada músculo, permite valorar el balance entre estructuras musculares (p.e. músculos agonistas o antagonistas) o entre extremidades (p.ej. derecha e izquierda) según la rigidez muscular existente. Este tipo de evaluación nos permite reconocer potenciales simetrías o asimetrías laterales, las cuales son reflejo de las relaciones anómalas entre músculos aislados de ambos lados del cuerpo. También simetrías y asimetrías funcionales que muestran la relación entre estructuras musculares relacionadas entre sí.

La lectura e interpretación de los datos recogidos con esta metodología ha de ser extremadamente precisa y analizada de forma particular para cada individuo. Por ello este tipo de herramientas pueden ser utilizadas en diferentes ámbitos y tipos de poblaciones aplicando los valores obtenidos de forma concreta en cada caso.

La validez del método ha sido estudiada en diversos trabajos, (Simunic y Valencic, 2001; Simunic, 2003; Krizaj et al., 2008; Rodríguez-Matoso et al., 2010a; Tous-Fajardo et al., 2010; Carrasco et al., 2011b; Simunic 2012; Ditroilo et al., 2013). Aunque debemos tener presente que de no seguirse un riguroso protocolo, la utilidad del método se reduce significativamente debido a la gran cantidad de errores que se pueden cometer durante el proceso de evaluación.

Por ejemplo, una mala colocación de los electrodos puede provocar la estimulación de unidades motoras adyacentes que intervienen en otras estructuras musculares no requeridas en ese momento, produciendo como resultado errores en la medición. La mala situación del sensor, condiciona los resultados de la evaluación concediendo menor (o mayor) deformación radial de la generada por el propio músculo (Rodríguez-Matoso et al., 2010a), y una mala posición del sujeto, provoca que el proceso no sea estándar en cada una de las ocasiones que se realice (Rodríguez-Matoso et al., 2010b).

Basándonos en estas premisas, desarrollamos nuestro trabajo en el *Laboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo* del Departamento de Educación Física de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria desde el año 2009. En ese momento existían escasas evidencias científicas que describían los procesos sobre los que se sustenta esta metodología y las verdaderas utilidades que permite la evaluación con esta herramienta (ver tabla 4.1). En este sentido, contribuimos desde entonces de manera activa al desarrollo de la *TMG* con diferentes publicaciones científicas

internacionales (García-Manso et al., 2010; Rodríguez-Matoso et al., 2010a; Rodríguez-Matoso et al., 2010b; Heredia et al., 2011; García-Manso et al., 2011a; García-Manso et al., 2011b; Rodríguez-Ruiz et al., 2011; García-Manso et al., 2012; Rodríguez-Matoso 2012; Rodríguez-Ruiz et al., 2012a).

JUSTIFICACIÓN

5. JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS

Durante mi actividad como alumno becario del Departamento de Educación Física de la ULPGC pude participar como investigador colaborador en el *Laboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo* ayudando en los proyectos relacionados con la práctica de actividad física y deportiva que se desarrollaron durante mi estancia. Esto permitió familiarizarme con la utilización de diversos instrumentos de evaluación y procedimientos de investigación vinculados al estudio de las diferentes capacidades físicas, técnicas y tácticas en varias modalidades deportivas:

- Programa Piloto de intervención ***“Efectos de un programa de actividad física específico en personas mayores con deterioro cognitivo”***, realizado en la Asociación Alzheimer Canarias y con beca post-doctoral de Don Samuel Sarmiento Montesdeoca financiada por la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Período: 10 de septiembre de 2009 al 15 de agosto de 2010.
- Proyecto ***“Estudio de asociación del perfil genético entre el gen ACTN3 en jugadores y jugadoras de voleibol de alto nivel y el fenotipo correspondiente”***. Investigador Principal: Juan José Molina Martín y con la colaboración de la Universidad Europea de Madrid S.L. y Financiado por el Consejo Superior de Deportes (Nº: 06/UPR10/10). Período: 01/2010 a 10/2010.
- Proyecto ***“Estudio de los factores condicionales que indican la capacidad de salto en jugadores y jugadoras de voleibol de alto rendimiento mediante la monitorización de la actividad muscular ('TMG') de la capacidad de salto ('PDC') y de la cineantropometría. Perfiles asociados al rendimiento”***. Investigador Principal: Juan José Molina Martín y con la colaboración de la Universidad Europea de Madrid S.L. y Financiado por la Fundación del Deporte de la Universidad Europea de Madrid (2010/UEM15). Período: 12/2010 a 12/2011.
- Programa de intervención ***“Efectos de un programa de actividad física específico en personas mayores con deterioro cognitivo”***, realizado en la Asociación Alzheimer Canarias y con beca post-doctoral de Don Samuel Sarmiento Montesdeoca financiada por la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Período: 14 de marzo al 23 de diciembre de 2011.

De este trabajo, que se prolonga desde el año 2009 a la actualidad, nació mi interés por profundizar y participar de forma más directa y activa en proyectos en alguna de las líneas de investigación con el objetivo de completar mi formación en el campo de la investigación deportiva y mi formación profesional en el campo de la actividad física y el deporte. Específicamente orienté mi actividad hacia el campo de la valoración de la respuesta muscular sin renunciar a la participación en otras tareas que pudieran ser de interés para mi formación profesional.

El hecho de que en el laboratorio se me asignara la responsabilidad del área de la evaluación muscular hizo que aumentara aún más mi interés por conocer el potencial de las diferentes tecnologías y de la información que su utilización pudiera aportar en el estudio de la respuesta muscular de diferentes poblaciones que presentan distintos niveles de condición física y práctica deportiva.

La necesidad de valorar la respuesta muscular de forma precisa y no invasiva, permite mejorar el diseño y seguimiento de protocolos de investigación que facilitan y potencian la labor de grupos de trabajo que tienen como objetivo profundizar en el campo de la actividad física y deportiva aportando información útil en posteriores protocolos de programas de mejora del rendimiento, rehabilitación de sujetos o simplemente la evaluación de diferentes poblaciones.

A lo largo de los últimos años, además de la electromiografía, las galgas extensiométricas, los dinamómetros, etc., en el campo del deporte se han utilizado técnicas que permiten conocer el comportamiento y las características mecánicas del músculo de forma precisa y no invasiva como son la *Mecanomiografía (MMG)*, la *Fonomiografía* (Maton et al, 1990), la *Sonidomiografía* (Barry et al., 1985; Orizio & Veicsteinas, 1992) o la *Vibromiografía* (Zhang et al., 1992), con las que se han obtenido resultados muy prometedores, aunque con serios inconvenientes generalmente tecnológicos. Debido a estos inconvenientes y a que, además de su elevada sencillez, inocuidad y fiabilidad, se adapta perfectamente a las necesidades de nuestro grupo de trabajo, decidimos incrementar en el laboratorio otra técnica que actúa mediante registro de superficie (Zagar et al., 2005) conocida como *Tensiomiografía (TMG)*.

Como ya mencionamos, la *TMG* evalúa, a través de un sensor de desplazamiento situado sobre la superficie cutánea de un músculo, la deformación radial que tiene lugar

en el vientre de esta estructura cuando se produce una contracción isométrica generada de forma involuntaria mediante un estimulador eléctrico externo. Se presenta como una herramienta precisa para realizar el análisis de las características mecánicas de una contracción muscular y de la capacidad contráctil de cualquiera de los músculos superficiales (Valencic & Knez, 1997; Dahmane et al., 2000; Valencic et al., 2000; Valencic et al., 2001). Desde la perspectiva de la actividad física, esta característica y el hecho de que no requiera de ningún esfuerzo por parte del sujeto evaluado durante su aplicación, es un aspecto positivamente valorado por deportistas y entrenadores que demandan siempre la utilización de test de evaluación y control que sean rápidos, útiles y precisos, pero también, que no interfieran en el trabajo diario del deportista. En este sentido, la *TMG* se presenta como una herramienta adecuada para adaptar la planificación y las cargas de entrenamiento por parte de los especialistas.

El dominio de esta tecnología me abrió la posibilidad de realizar un proyecto de tesis doctoral en el que el eje central fue la validación de la herramienta, la mayor y mejor explotación de los datos que aporta, la aplicación de los mismos a la evaluación muscular y conocer en profundidad el efecto agudo o crónico que las cargas de trabajo físico pueden provocar en el comportamiento muscular de un sujeto.

Es decir, la elección de esta tesis nace del potencial que, a priori, presenta la utilización de la *TMG* en el campo de la actividad física y la escasa evidencia científica que existía hasta el momento sobre los potenciales de esta herramienta. Por esta razón, los trabajos que hemos desarrollado durante este período, coinciden con los objetivos específicos de esta tesis doctoral. Se buscó resolver algunos aspectos relevantes de la utilización de la *TMG* y aportar información pertinente con la que saber identificar, definir e interpretar cada uno de los parámetros que proporciona, tratando de adaptarla a las necesidades específicas de cada población evaluada.

FORMULACIÓN E IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

6. FORMULACIÓN E IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

6.1 MODELO DE INVESTIGACIÓN

Este estudio debe ser englobado dentro de la investigación **experimental aplicada**, ya que con los resultados obtenidos en los distintos trabajos de investigación presentados buscamos la aplicación práctica de la *TMG* como herramienta de evaluación y control de la actividad física y del deporte.

El modelo diseñado utilizado también debe considerarse de carácter **exploratorio** por tener como propósito destacar los aspectos más relevantes de la aplicación de la *TMG* al campo del entrenamiento deportivo y la práctica de la actividad física en diferentes tipos de población con niveles físicos diferentes (sedentarios o deportistas) y actividades distintas (fuerza, resistencia, etc.). Debemos tener en cuenta, que este tipo de procedimientos evaluativos, son novedosos y de reciente incorporación al campo del deporte. Sus resultados entendemos que permitirán crear las bases de futuras líneas de investigación que empleen esta herramienta como base de próximos estudios a la vez que podrían proporcionar valores de referencia útiles para contrastar futuras investigaciones.

6.2. OBJETIVOS

6.2.1. OBJETIVO GENERAL:

- Evaluar si la Tensiomiografía es una herramienta precisa, fiable, válida, pertinente, discriminante, sensible y objetiva con la que desarrollar protocolos de evaluación que permitan mejorar la información que aporta este procedimiento al ámbito de la actividad física y del deporte, siempre desde criterios científicos contrastados.

6.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Establecer un protocolo de actuación estandarizado y validado de evaluación de las características mecánicas del músculo mediante la TMG.
- Evaluar la respuesta mecánica de los músculos extensores y flexores de la articulación de la rodilla y su respuesta aguda o crónica a la práctica deportiva intensa de una modalidad deportiva.
 - Estudio de estas estructuras musculares en sujetos, con alto nivel de rendimiento en las modalidades de voleyplaya y bodyboard, durante la realización de una competición oficial.
 - Valorar la respuesta muscular de estas estructuras, varones y mujeres, como respuesta crónica a la práctica continuada e intensa del voleibol y voleyplaya.
- Evaluar la respuesta mecánica de los músculos flexores de la articulación del codo y su respuesta aguda al entrenamiento de la fuerza de diferente orientación.
- Evaluar la respuesta mecánica de los músculos extensores y flexores de la articulación de la rodilla y su respuesta aguda a la práctica intensa de una modalidad deportiva de larga duración (resistencia).
- Analizar los efectos de un programa de actividad física sobre la capacidad contráctil de la musculatura del miembro inferior de sujetos de diferentes edades, con distinto nivel de actividad física y en pacientes con Alzheimer.

6.3. HIPÓTESIS EXPERIMENTAL

Partimos de la idea de que la Tensiomiografía resulta una herramienta válida y de útil aplicación para la evaluación de la respuesta muscular de deportistas que nos permite obtener información sobre las características mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales evaluados dando información de forma rápida, inocua y precisa en diferentes poblaciones y modalidades deportivas.

6.4. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

La mayor limitación que nos encontramos durante la investigación fue la falta de información previa que existía sobre el protocolo de medición y la interpretación de los datos obtenidos, especialmente cuando la información obtenida se quería utilizar desde los principios del entrenamiento deportivo y, muy especialmente, respetando los criterios de individualidad y especificidad.

**METODOLOGÍA DE MEDICIÓN
EN LA EVALUACIÓN CON
TENSIMIOGRAFÍA**

7. METODOLOGÍA DE MEDICIÓN EN LA EVALUACIÓN CON TENSIOMIOGRAFÍA.

La *TMG* utiliza un sensor mecánico de alta precisión colocado directamente sobre la piel con una presión constante, preestablecida para cada protocolo. Por esta razón, una buena medición con *TMG* pasa por cumplir una serie de criterios metodológicos que, de no hacerlo, afectarían a los valores de magnitud y modo en que se produce la deformación radial del vientre muscular. Los aspectos más importantes a tener en cuenta en una evaluación con *TMG* están descritos a continuación.

7.1. ASPECTOS CONDICIONANTES DE UNA MEDICIÓN PRECISA

7.1.1. Separación de los electrodos. Para transmitir el impulso eléctrico y provocar la contracción muscular se utilizan electrodos de superficie. Estos electrodos están situados en los extremos proximal y distal del músculo evaluado tratando que el estímulo no afecte a los tendones de inserción del músculo (Knez & Valencic, 2000; Valencic, 2002; Simunic, 2003). Los electrodos más utilizados, están compuestos de plata o cloruro de plata pregelificado, con un diámetro de aproximadamente 1 cm, son electrodos comerciales desechables de fácil y rápido manejo que garantizan una adecuada conducción y buenas condiciones de impedancia. Actualmente no existe un consenso generalizado, ya que algunos autores (Simunic, 2003; Rodríguez-Matoso et al., 2010b) proponen separarlos entre 3-5 cm, algo que parece complicado en músculos en los que la longitud de las fibras es pequeño (ejemplo: deltoides).

7.1.2. Posición de los segmentos a evaluar: Cambios en la posición de los segmentos modifican el ángulo de la articulación y, por tanto, la deformación radial del músculo al estímulo eléctrico, ya que las propiedades contráctiles dependen de la longitud del músculo (Djordjevic et al., 2012). En una investigación de Djordjevic et al. (2002) se evaluó la respuesta de los músculos implicados en la flexión de la articulación de la rodilla de seis saltadores de esquí de alto nivel tras una activación muscular en diferentes angulaciones (120° y 180° de flexión y extensión). En sus resultados, concluyen que, a partir de los datos obtenidos con la *TMG*, se pueden determinar ángulos específicos en la articulación de la rodilla que solicitan de forma selectiva las fibras Tipo II. Recientemente se ha publicado otro trabajo (Djordjevic et al., 2012) que tiene como objeto de estudio la capacidad de contracción del bíceps braquial (*BB*) en función del ángulo que tiene la articulación del codo. Indicando que se produce una

mayor fatiga en el músculo a mayor amplitud de la articulación, donde valores de T_s y T_r disminuyeron, mientras que T_c , T_d y D_m aumentaron para una posición de 60° de flexión en la articulación del codo, frente a los 5° adoptados al inicio del protocolo (Tabla 7.1).

Tabla 7.1. Parámetros de contracción para 60° y 5° antes de realizar el protocolo; * $p<0.05$ y *** $p<0.001$. Adaptado de Djordjevic et al. (2012).

	T_c (ms) $\pm$ SD	T_s (ms) $\pm$ SD	T_r (ms) $\pm$ SD	T_d (ms) $\pm$ SD	D_m (mm) $\pm$ SD
Antes 60°	26.35 $\pm$ 1.18	153.02 $\pm$ 33.47	104.33 $\pm$ 36.00	23.75 $\pm$ 1.81	15.14 $\pm$ 4.22
5°	24.44 $\pm$ 2.67*	205.71 $\pm$ 48.74***	169.64 $\pm$ 47.88*	22.31 $\pm$ 2.25*	8.50 $\pm$ 2.06***

Simunic y Valencic (2001) estudiaron las propiedades contráctiles del vasto interno y vasto lateral comprobando que los valores de D_m , y la forma en la que se producía la deformación radial de estos músculos cambiaba significativamente según el ángulo de flexión que presentara la articulación de la rodilla (120°, 150° y 180°). Los autores concluyeron que al disminuir la longitud del músculo se reduce la velocidad de contracción y la deformación transversal. Por el contrario, incrementos en la longitud del músculo se traducían en aumentos en la deformación y disminuciones en la velocidad de contracción. Además plantean que la funcionalidad del músculo difiere según la especialidad de cada deportista en una muestra compuesta por esquiadores alpinos y saltadores de esquí.

Gorelick y Brown (2007) estudiaron el deltoides para demostrar como las propiedades contráctiles del músculo varían dentro de los segmentos de un mismo músculo con carácter multifuncional y como esa variación puede reflejar la función y composición de cada segmento. Los resultados indicaron que las propiedades contráctiles de los siete segmentos estudiados en el deltoides varían significativamente ($p<0,05$) de una dirección medial a lateral. Los segmentos anterior y posterior tienen unas propiedades contráctiles más rápidas respecto a la porción medial encargada de la abducción ($p<0,05$).

7.1.3. 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 el músculo recibe el estímulo eléctrico. Sólo en condiciones especiales, y por necesidades de la evaluación, el punto de colocación del electrodo puede modificarse, teniendo en cuenta que ello puede afectar a la magnitud de la deformación radial del vientre muscular (Simunic et al., 2005a; Rodríguez-Matoso et al., 2010b). En el trabajo de Simunic et al. (2005a) se plantea que un error en la selección del punto de medición supone variaciones inferiores al 5%. Estas diferencias, en el valor de Dm , fueron detectadas por Rodríguez-Matoso et al. (2010a) cuando la colocación del sensor variaba en 2 cm.

7.1.4. Posición del sensor: Este sensor debe estar colocado perpendicularmente al vientre muscular, orientado hacia su potencial deformación (Figura 7.1) (Simunic y Valencic, 2001; Krizaj et al., 2008). De esta forma aseguramos detectar mínimas modificaciones del grosor de un músculo cuando realiza una contracción involuntaria y ajustada a la intensidad del estímulo eléctrico que la provoca. Es necesario asegurar que el sensor se coloca en la zona de máxima deformación y además, en posición perpendicular a la dirección que seguirá la deformación radial del músculo tras la estimulación. Cambios en la ubicación del sensor afectará al valor final de Dm (Rodríguez-Matoso et al., 2010a).



Figura 7.1. Ejemplo de colocación del sensor y los electrodos para la evaluación del recto anterior del cuádriceps.

7.1.5. Presión del sensor: Una correcta evaluación de la magnitud de la deformación transversal de un músculo depende de la presión inicial del sensor de 113 mm^2 (Knez, 2000) y 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 (Rodríguez-Matoso et al., 2010b).

7.1.6. Características del estímulo eléctrico: La contracción responde a una corriente eléctrica bipolar, de aproximadamente un milisegundo de duración (1.01 a 1.15 ms) (Dahmane et al. 2001), 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 Valencic (2000) al evaluar el bíceps braquial con estímulos de 95 v de diferente duración (0.1 - 100 ms). Los autores observaron como conforme aumenta el tiempo de estimulación la deformación aumentaba significativamente ($\approx 2.5 \text{ mm}$ a $\approx 11.5 \text{ mm}$). En este sentido, Knez y Valencic (2000) vieron que con el incremento de la intensidad del estímulo eléctrico, la tendencia de cada músculo evaluado (bíceps braquial y braquioradial) era producir un mayor desplazamiento del vientre muscular, reduciendo progresivamente el tiempo que tarda en alcanzar la máxima deformación.

Por su parte, Simunic (2003) trató de establecer algunos factores que pudieran condicionar esta respuesta muscular al estímulo eléctrico. Para ello, estudió los gemelos de bufónidos (sapos) encontrando que la dinámica de la deformación radial del vientre muscular y el torque articular varía a razón de parámetros tales como: el roce de los tejidos circundantes, la limitación que provoca la fascia del vientre muscular, la influencia de la piel y la tensión de los tendones. Para demostrar la posible influencia del tendón, el autor compara la respuesta muscular sin su tendón con la respuesta del sistema músculo-tendinoso a un mismo estímulo sin encontrar diferencias entre ellas.

7.1.7. Tiempo que debe transcurrir entre cada estímulo: El estímulo eléctrico debe provocarse cuando el músculo se encuentre en estado de reposo absoluto. Wetzel y Gros (1998) estudiaron la fibra muscular tipo I en el sóleo de ratas revelando que la concentración máxima de calcio y la fuerza máxima se producen a los 21 y 151 ms después del estímulo eléctrico respectivamente y, que el tiempo transcurrido para la relajación de la concentración de calcio fue de 126 ms y de la fuerza de 305 ms . Por

otro lado, encontraron que en las fibras tipo II (estudiadas en el extensor largo de los dedos de la rata) la concentración de calcio máxima se detectó a los 14 *ms*, mientras que la fuerza máxima a los 28 *ms* del estímulo eléctrico. El tiempo de relajación de la concentración de calcio y de la fuerza fue de 49 *ms* y 19 *ms*, respectivamente. Por tanto, en 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 post-tetánica (Belic et al., 2000).

En este sentido, Krizaj et al. (2008) proponen cuidar el tiempo entre estímulos para no producir fatiga en el músculo y así obtener la respuesta más natural posible. En contra de trabajos realizados por otros autores, Rodríguez-Matoso et al. (2010a), recogieron valores de rigidez muscular (*Dm*) aumentados conforme se incrementaba el número de estímulos. Este hallazgo, es posible que se deba al tiempo empleado en el protocolo usado para llevar a cabo cada medición (estímulo eléctrico) donde no se controló el tiempo que transcurre entre los estímulos y el periodo utilizado pudo haber sido insuficiente para permitir que el músculo recupere su estado de reposo completo.

7.1.8. Estado del músculo: Salvo en las ocasiones en las que se quiera considerar este factor como elemento a evaluar, debemos tener en cuenta que la fatiga supone un elemento distorsionador de la contracción muscular. Como hemos podido analizar en el apartado anterior, repeticiones múltiples de un estímulo en el mismo músculo sin tener en cuenta tiempos de recuperación adecuados pueden provocar estados de fatiga local que afectarían a la respuesta.

Existen varios trabajos que estudian la fatiga mediante la *TMG*. El primero que encontramos es el de Kersevan et al. (2001), donde examinan el proceso de fatiga de los músculos: bíceps braquial y tibial Anterior, en nueve sujetos, utilizando impulsos de diferentes frecuencias para permitir la observación del proceso de fatiga y tetanización para ambos tipos de fibra muscular. Observaron que para las fibras tipo I aparece la fatiga en una frecuencia de estimulación de 2 *Hz*. Sin embargo, con esta frecuencia estas fibras no llegaron a fatigarse completamente debido a la característica que tienen para resistir al agotamiento, por lo que para lograr la fatiga completa tuvieron que emplear frecuencias más altas de estimulación (entre 4 – 6 *Hz*). Asimismo, los autores revelan que el proceso de fatiga de las fibras tipo II terminó antes de que la estimulación eléctrica llegara a su fin, observando las frecuencias de

estimulación sobre 7,5 - 9 Hz. Una tetanización completa de las fibras musculares tipo II se observó en las frecuencias de estimulación superiores a 18 Hz.

Por su parte, Krizaj et al. (2008) encontraron que todos los parámetros recogidos con la *TMG* eran muy sensibles a la fatiga proponiendo que es una herramienta útil para el estudio de la misma. Además, comentan que valores positivos de la pendiente inicial normalizada (*NIS*) y los valores del índice de fatiga propuesto por Merletti et al. (1995) indican una tendencia hacia el aumento de los diferentes parámetros y, sobre todo, en *Dm* y *Tr*.

En nuestro laboratorio hemos realizado durante los últimos años varios trabajos relacionados con los procesos de fatiga en el deporte. Rodríguez-Ruiz et al. (2012a), con el objetivo de obtener información de la rigidez y de las características mecánicas y contráctiles de la musculatura de los jugadores de voleibol, observó diferencias relevantes entre sujetos causadas por el rol de juego, las acciones técnicas y el espacio del campo donde habitualmente juegan. Los autores encontraron valores de *Dm* en el bíceps femoral que variaban entre 2 y 4 mm para especialistas en acciones defensivas mientras que los valores de jugadores que alternan posición y especialistas en bloqueo oscilaban entre 4 y 8 mm. Sobre la misma línea, Rodríguez-Matoso et al. (2010a) propusieron que los valores de *Tr* proporcionan información sobre los niveles de fatiga, indicando que los resultados de aumento en comparación con los resultados normales de la materia, indican el estado de la fatiga potencial.

Por su parte, García-Manso et al. (2011a) evaluaron un grupo de 19 triatletas antes y después de un triatlón de larga distancia encontrando deterioro en la respuesta muscular para el *Tc* ($p=0.008$) y para el *Tr* ($p=0.011$). En cambio, en otro trabajo realizado por García-Manso et al. (2012) encontraron cambios significativos en *Dm*, *Ts*, *Tr* y *Vc*, de una forma similar en dos protocolos de entrenamiento de fuerza: alto volumen ($HV = 8 \times 15 \times 10 \text{ kg}$) y alta carga ($HL = 5 \times 3 \times 30 \text{ kg}$) tras realizar un ejercicio de curl de bíceps con una muestra de 16 sujetos sanos (edad: 25.1 ± 2.6 años; peso corporal: $79.9 \pm 8.9 \text{ kg}$; estatura: $179 \pm 7.4 \text{ cm}$), aunque con pequeñas diferencias en su comportamiento.

En relación, Rodríguez-Matoso et al. (*In Press*) evaluaron la fatiga en los flexo-extensores de la articulación de la rodilla en bodyboarders de alto nivel, valorando durante una competición oficial los músculos recto femoral, vasto lateral, vasto medial, bíceps crural y semitendinoso de 11 deportistas, comprobando como la práctica sistemática e intensa de una misma actividad deportiva provoca cambios específicos en la respuesta muscular de los músculos más solicitados durante la actividad, y como la respuesta aguda a una competición de nivel genera estados de fatiga muy específica que, fundamentalmente, se manifiesta en disminuciones en los valores de T_s y T_r después de la competición. (Tabla 7.2).

Tabla 7.2: Comportamiento del tiempo de mantenimiento (T_s) y de relajación (T_r) de la contracción muscular en milisegundos para los músculos extensores (RF , VL y VM) y flexores (BF y ST) de la articulación de la rodilla. Evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez Matoso et al. (*In Press*).

Músculo	Pierna derecha			Pierna izquierda		
	Pre	Post	p y TE	Pre	Post	p y TE
	T_s (ms)					
Recto Femoral	133,5 ($\pm 58,1$)	95,3 ($\pm 32,9$)	$p \leq 0,067$ TE: -0,66	106,6 ($\pm 55,7$)	79,5 ($\pm 39,7$)	$p \leq 0,213$ TE: -0,79
Vasto Lateral	107,7 ($\pm 79,3$)	77,5 ($\pm 67,4$)	$p \leq 0,248$ TE: -0,38	87,4 ($\pm 44,4$)	68,9 ($\pm 44,4$)	$p \leq 0,050^*$ TE: -0,42
Vasto Medial	175,2 ($\pm 27,7$)	169,8 ($\pm 39,9$)	$p \leq 0,374$ TE: -0,10	189,3 ($\pm 27,7$)	203,2 ($\pm 66,2$)	$p \leq 0,859$ TE: 0,50
Bíceps Femoral	207,1 ($\pm 72,5$)	206,7 ($\pm 57,9$)	$p \leq 0,929$ TE: -0,01	199,0 ($\pm 61,8$)	197,1 ($\pm 66,9$)	$p \leq 0,722$ TE: -0,03
Semitendinoso	191,7 ($\pm 61,6$)	144,5 ($\pm 20,1$)	$p \leq 0,013^*$ TE: -0,76	161,7 ($\pm 24,8$)	140,5 ($\pm 13,9$)	$p \leq 0,015^*$ TE: -0,85
Músculo	T_r (ms)					
	Pre	Post	p y TE	Pre	Post	p y TE
Recto Femoral	91,8 ($\pm 57,5$)	55,3 ($\pm 29,8$)	$p \leq 0,067$ TE: -0,63	67,4 ($\pm 52,8$)	43,6 ($\pm 37,1$)	$p \leq 0,286$ TE: -0,45
Vasto Lateral	73,5 ($\pm 72,8$)	47,7 ($\pm 61,4$)	$p \leq 0,248$ TE: -0,35	55,5 ($\pm 43,4$)	39,2 ($\pm 39,8$)	$p \leq 0,110$ TE: -0,37
Vasto Medial	67,7 ($\pm 50,7$)	44,5 ($\pm 34,2$)	$p \leq 0,021^*$ TE: -0,46	67,3 ($\pm 45,7$)	81,7 ($\pm 75,4$)	$p \leq 0,594$ TE: 0,31
Bíceps Femoral	69,9 ($\pm 41,3$)	66,4 ($\pm 48,3$)	$p \leq 0,861$ TE: -0,09	73,8 ($\pm 34,9$)	72,5 ($\pm 50,3$)	$p \leq 0,657$ TE: -0,04
Semitendinoso	56,5 ($\pm 30,3$)	61,1 ($\pm 30,3$)	$p \leq 0,859$ TE: 0,15	62,2 ($\pm 23,3$)	60,5 ($\pm 24,4$)	$p \leq 0,807$ TE: -0,07

Resultados similares fueron registrados en uno de los trabajos más recientes que conocemos (de Hoyo et al. 2013). En cambio, Rey et al. (2012a) estudiaron los procesos de recuperación evaluando antes del entrenamiento a 31 jugadores de fútbol profesional (edad: 23.5 ± 3.4 años; estatura: 179.9 ± 5.1 cm; peso corporal: 75.7 ± 4.2 kg) y justo después de realizar un proceso de recuperación activa o pasiva aleatoriamente. Los resultados muestran que, tras los dos tipos de sistemas empleados para recuperar la musculatura volviendo a la situación de partida, no existen claras diferencias en las características mecánicas de los músculos evaluados (Tabla 7.3), sin embargo, la percepción de dolor de los deportistas después de 24 horas del ejercicio cambiaba positivamente en los sujetos que realizaron recuperación activa (Tabla 7.4) frente a los que realizaron recuperación pasiva.

Tabla 7.3. Valores de T_d , T_c , y D_m de los músculos bíceps femoral y recto femoral, con el valor del tamaño del efecto (TE), tras la recuperación activa y pasiva (baseline) y 24 horas después del entrenamiento (Post-test). Adaptado de Rey et al. (2012a).

TMG Variables	N	Pre-test (Baseline)	Pro-test (24 h after training)
Td - Bíceps Femoral (ms) (media, SD y TE)			
Recuperación Activa	15	24.5 ± 1.9 TE: 0.12	24.9 ± 2.1 TE: -0.05
Recuperación Pasiva	16	24.3 ± 1.3	25.0 ± 1.2
Tc - Bíceps Femoral (ms) (media, SD y TE)			
Recuperación Activa	15	26.7 ± 4.7 TE: -0.04	26.2 ± 4.7 TE: 0.05
Recuperación Pasiva	16	26.9 ± 3.6	26.0 ± 2.8
Dm - Bíceps Femoral (mm) (media, SD y TE)			
Recuperación Activa	15	5.5 ± 1.7 TE: 0.11	5.6 ± 4.7 TE: 0.05
Recuperación Pasiva	16	5.3 ± 1.8	4.8 ± 1.4
Td - Recto Femoral (ms) (media, SD y TE)			
Recuperación Activa	15	25.7 ± 1.8 TE: 0.11	25.7 ± 1.8 TE: -0.35
Recuperación Pasiva	16	25.5 ± 1.8	26.4 ± 2.2
Tc - Recto Femoral (ms) (media, SD y TE)			
Recuperación Activa	15	28.2 ± 2.6 TE: -0.27	29.4 ± 3.3 TE: -0.33
Recuperación Pasiva	16	29.1 ± 4.0	30.7 ± 4.5
Dm - Recto Femoral (mm) (media, SD y TE)			
Recuperación Activa	15	11.1 ± 3.9 TE: -0.03	11.6 ± 3.3 TE: 0
Recuperación Pasiva	16	11.2 ± 2.3	11.6 ± 2.8

Entre paréntesis se muestran los valores de ES (Para el grupo de recuperación activa).

Tabla 7.4. Percepción del dolor muscular (Escala de Lickert de 1 a 7) tras la recuperación activa y pasiva (Pre-test) y 24 horas después del entrenamiento (Post-test). Adaptado de Rey et al. (2012a).

Percepción del Dolor según Tipo de Recuperación	Sujetos (n)	Pre-test (Baseline)	Pro-test (24 h after training)
Dolor Muscular			
Recuperación Activa	15	4.1 ±1.6 TE: -0.25	4.6 ±1.8 TE: -0.51
Recuperación Pasiva	16	4.5 ±1.6*	5.5 ±1.7

*Diferencias Significativas ($p < 0.05$) con Pro-test. TE entre paréntesis (respecto al grupo de recuperación activa).

7.1.9. Fijación de los segmentos: La evaluación debe corresponder a una contracción isométrica, por lo que no fijar el segmento evaluado puede generar una contracción concéntrica que modifique el desplazamiento longitudinal del músculo y como consecuencia afecta al valor de Dm que registra el sensor (Rodríguez-Matoso et al., 2010a).

7.1.10. Temperatura muscular: La experiencia nos muestra que caídas importantes de la temperatura del músculo reduce los valores de velocidad de contracción y deformación a la vez que tiende a incrementar los valores de mantenimiento de la contracción y tiempo de relajación. El efecto del frío fue estudiado por García-Manso et al. (2011b) en 12 jugadores profesionales de fútbol sometidos a sucesivas inmersiones en agua fría ($4 \times 4' \times 4^\circ\text{C}$ recuperando $1'$). Los datos mostraron como Dm disminuía progresivamente tras cada inmersión (Pre: $5.1 \pm 2.3 \text{ mm}$; I_1 : $4.6 \pm 1.8 \text{ mm}$; I_2 : $4.0 \pm 1.8 \text{ mm}$; I_3 : $3.6 \pm 1.6 \text{ mm}$; I_4 : $3.4 \pm 1.3 \text{ mm}$) aumentando la rigidez y el entumecimiento muscular. También destaca 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. Mientras que Rodríguez-Matoso et al. (*in Press*), en su trabajo con bodyboarders explicaron que estos deportistas permanecen largos periodos de tiempo en un entorno de baja temperatura en los que la pérdida de calor corporal llega a ser importante en algunas de las competiciones, afectando a la respuesta muscular.

7.1.11. Manipulación muscular: Otra situación en la que el músculo puede cambiar significativamente su estado es tras la realización de un masaje. En la bibliografía encontramos un estudio (Hunter et al., 2006) 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 músculos (Hunter et al., 2006). Los autores observaron una reducción significativa de la respuesta muscular en vasto lateral ($p \leq 0.05$) que no se repitió en los gemelos donde aumentó la respuesta ($p \leq 0.05$).

Asimismo, de Hoyo et al. (2012) evaluaron los efectos inmediatos del kinesiotape (KT) en 18 jóvenes jugadores de fútbol (edad: $18,20 \pm 2,45$ años; estatura, $1,76 \pm 3,56$ cm; peso corporal $65,25 \pm 3,76$ kg; IMC: $20,12 \pm 1,25$ kg · m⁻²). El KT es un método para tratar lesiones y dolor muscular basado en la aplicación superficial de bandas elástico-adhesivas que se adhieren a la piel. Los autores estudiaron el rendimiento muscular mediante la aplicación de la TMG sin encontrar diferencias significativas en ninguno de los músculos analizados (vasto lateral y vasto interno) en los parámetros obtenidos con TMG. Los autores resumen que la aplicación de KT no produce ninguna mejoría a corto plazo en el rendimiento muscular en jóvenes jugadores de fútbol.

7.2. DESCRIPCIÓN DE LOS PARÁMETROS

Como fue expuesto anteriormente (Valencic et al., 2001; García-Manso et al., 2010; Rodríguez-Matoso et al., 2012a), el software del aparato nos suministra datos sobre parámetros como la magnitud del desplazamiento radial o deformación del vientre muscular (Dm), tiempo de respuesta o activación (Td), tiempo de contracción (Tc), tiempo de mantenimiento de la contracción (Ts) y tiempo de relajación (Tr) bajo criterios estandarizados e individualizados a cada contracción muscular (Figura 7.2).

La utilización de los valores brutos que podemos obtener de cada señal también nos permite una evaluación y caracterización más precisa de cada modalidad deportiva, además de añadir otras variables que explicamos a continuación.

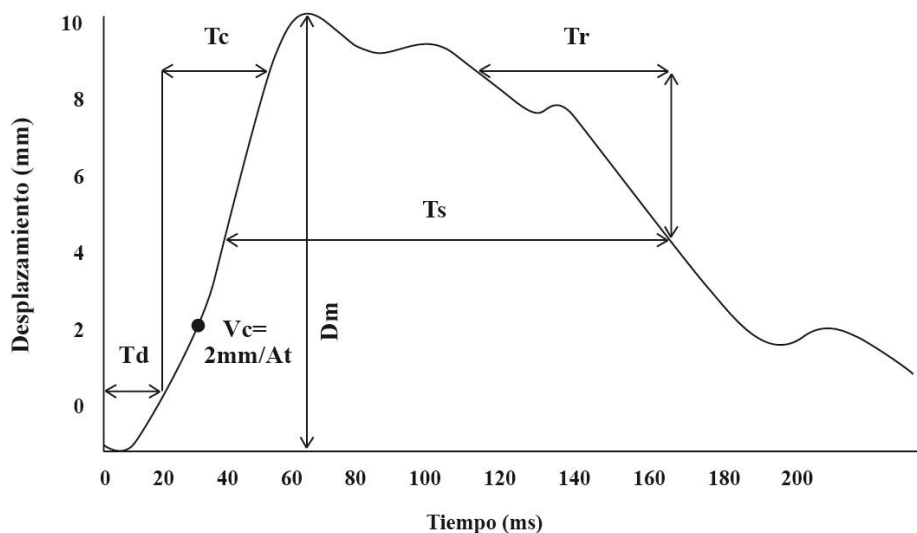


Figura 7.2. Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG en el bíceps crural de un jugador de voleibol a una amplitud de 110 mA y una duración de 1 ms. *Dm* representa la deformación muscular máxima, *Td* el tiempo de reacción al estímulo, *Tc* es el tiempo de contracción, *Vc* es la velocidad de contracción que, en el caso de la gráfica corresponde a los 2 mm de deformación, *Ts* indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y *Tr* representa el tiempo de relajación. Adaptado de Rodríguez-Matoso et al. (2012a).

7.2.1. Deformación máxima. La deformación (*Dm*) viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros (Valencic y Knez, 1997). Representa y evalúa el *stiffness* o rigidez muscular, variando en cada músculo de cada sujeto 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 del deportista. Por ejemplo, Rusu et al (2009a) señalan como valor de referencia de *Dm* para bíceps crural en sujetos sedentarios valores entre 8 y 9 mm, mientras que Lukic (2003) propone para jugadores de fútbol, dependiendo de la fase de la temporada, valores entre 3 y 8 mm. Por su parte, Rodríguez-Ruiz et al (2012a) encuentran que en jugadores profesionales de voleibol, los especialistas en defensa tienen unos valores de *Dm* 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.

Deformaciones pequeñas nos indican un elevado tono muscular y un exceso de rigidez en las estructuras del músculo, mientras que, deformaciones elevadas indican falta de tono muscular o fatiga. Valores inferiores podrían ser considerados en ocasiones como patológicos cuando el músculo es voluminoso, pero en ocasiones no es raro encontrar estos valores en músculos de deportistas con gran rigidez muscular como los halterófilos, powerlifting, velocistas o culturistas. Por tanto se ha de tener cuidado en la interpretación de los valores registrados, ya que como dice Krizaj et al., (2008) el *Dm* muestra valores muy sensibles a los cambios que produce en la respuesta la fatiga muscular, además de por efecto de otras variables que pueden interferir en los resultados como posibles errores en el protocolo de evaluación o la especificidad de la respuesta muscular del sujeto. Siguiendo orientaciones de Rodríguez-Ruiz et al (2012a), es necesario encontrar los valores de referencia de *Dm* atendiendo a la modalidad deportiva y al rol técnico del deportista.

7.2.2. Tiempo de respuesta o activación (*Td*). El *Td* representa el tiempo que tarda la estructura muscular analizada en alcanzar el 10% del desplazamiento total observado tras una estimulación (Valencic et al., 2001). Cuando se necesita ser más precisos en la estimación del tiempo de respuesta o de activación, entendemos que *Td* debe ser evaluado desde el inicio de la respuesta al estímulo eléctrico hasta el final del incremento exponencial inicial. En los trabajos de García-Manso et al. (2011b) y Rodríguez-Matoso et al. (2012a), *Td* lo determinamos en el momento en el que *Dm* alcanza un valor fijo de 0.5 mm con independencia del sujeto, pero sí teniendo presente que estos valores quedarían sujetos a las características del músculo, su estado o las peculiaridades de la muestra de estudio.

En este sentido, presentamos un trabajo (Rodríguez-Matoso et al., 2012b) con el objetivo de identificar las peculiaridades que tiene un músculo como es el deltoides en cada una de sus porciones (anterior, media y posterior) como muestra el siguiente grafico (Figura 7.3).

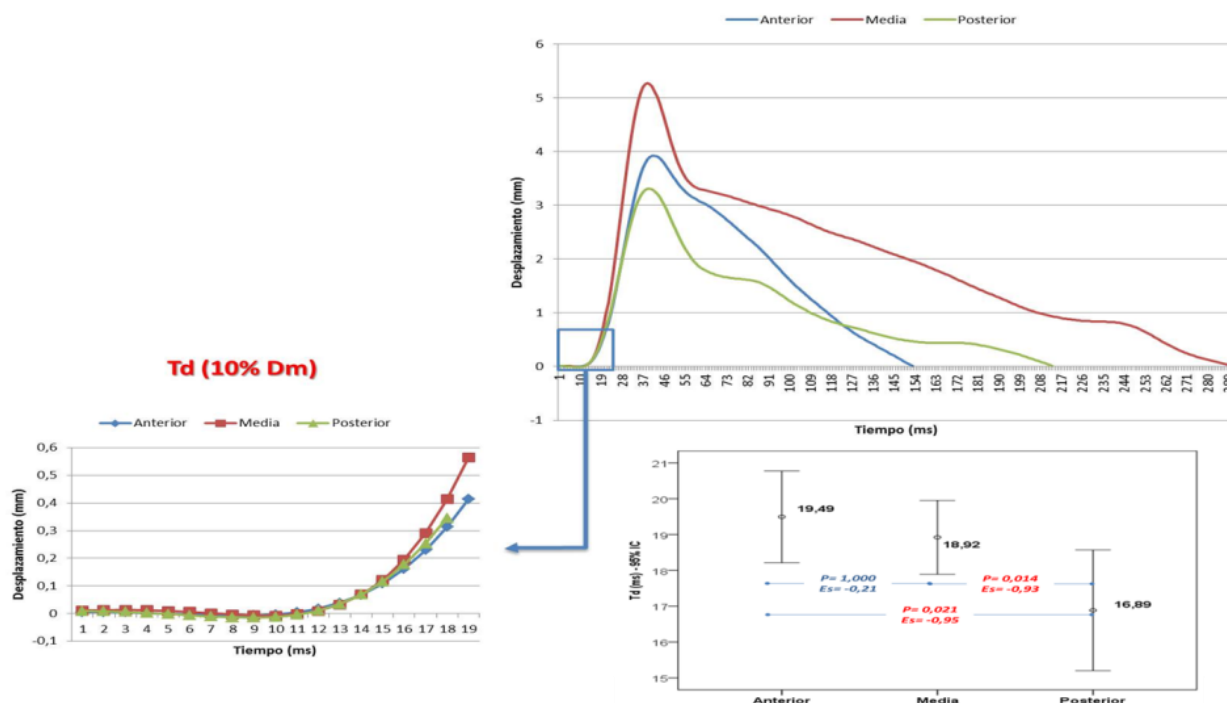


Figura 7.3. Representación gráfica de los valores medios (n:19) obtenidos en el desplazamiento radial de las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides en función del tiempo y Valores medios de Td en ms, para las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides al 95% de intervalo de confianza y el grado de significación de la diferencia (p) y el tamaño del efecto (ES). Adaptado de Rodríguez-Matoso et al. (2012b).

7.2.3. Tiempo de contracción (Tc). El Tc es el tiempo que transcurre desde que finaliza Td (10% de Dm) hasta que alcanza el 90% de la deformación máxima (Figura 7.4). Expresa la rapidez con la que el músculo se contrae, por lo que este parámetro va asociado a la velocidad de contracción (Vc), parámetro que puede ser establecido de forma independiente.

Su valor varía por cada grupo muscular en función de su composición (tipo de fibra) y el estado de activación o fatiga (Dahmane et al., 2005; Rodríguez-Ruiz et al., 2012a). Aunque frecuentemente se aceptan valores de referencia promedio entre 28-29 ms, a nuestro entender estos valores deben ser interpretados con prudencia. Rusu et al. (2009b) propone 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 bíceps crural, $44,75 \pm 4$ ms para los gemelos, $32,83$ ms para el tibial anterior y $30,25 \pm 3,5$ ms para el cuádriceps.

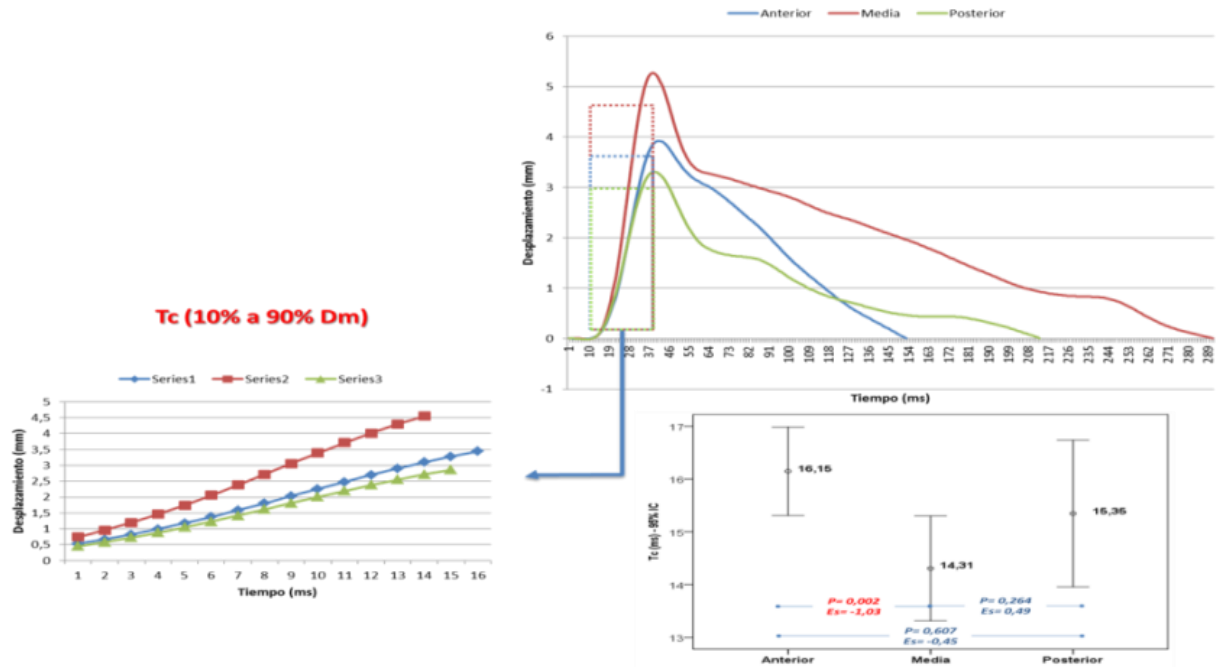


Figura 7.4. Representación gráfica de los valores medios (n:19) obtenidos en el desplazamiento radial de las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides en función del tiempo y Valores medios de Tc en ms, para las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides al 95% de intervalo de confianza y el grado de significación de la diferencia (p) y el tamaño del efecto (ES). Adaptado de Rodríguez-Matoso et al. (2012b).

7.2.4. Tiempo de sustentación (Ts). El Ts representa el tiempo que se mantiene la contracción. Se calcula observando el tiempo que transcurre desde que la deformación alcanza el 50% de su valor máximo, durante la fase de contracción, hasta que los valores de deformación vuelven a situarse sobre el 50% de Dm. Este parámetro se comporta de forma muy variable en cada uno de los músculos y a su vez dentro de un mismo músculo según la función de cada porción o segmento que lo integra (Rodríguez-Matoso et al., 2012b) (Figura 7.5) y el estado en el que se encuentre el propio músculo.

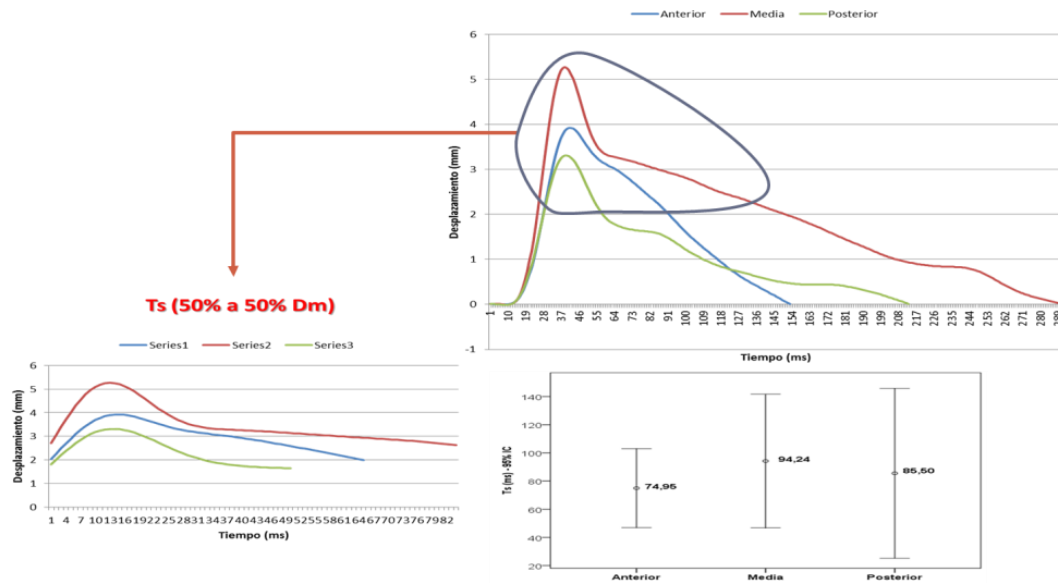


Figura 7.5. Representación gráfica de los valores medios (n:19) obtenidos en el desplazamiento radial de las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides en función del tiempo y Valores medios de Ts en ms, para las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides al 95% de intervalo de confianza y el grado de significación de la diferencia (p) y el tamaño del efecto (ES). Adaptado de Rodríguez-Matoso et al. (2012b).

7.2.5. Tiempo de relajación (Tr). El *Tr* es el tiempo que transcurre durante la fase de relajación, donde el músculo pasa de una deformación equivalente al 90% de su desplazamiento máximo, hasta llegar el 50% de *Dm*. (Figura 7.6).

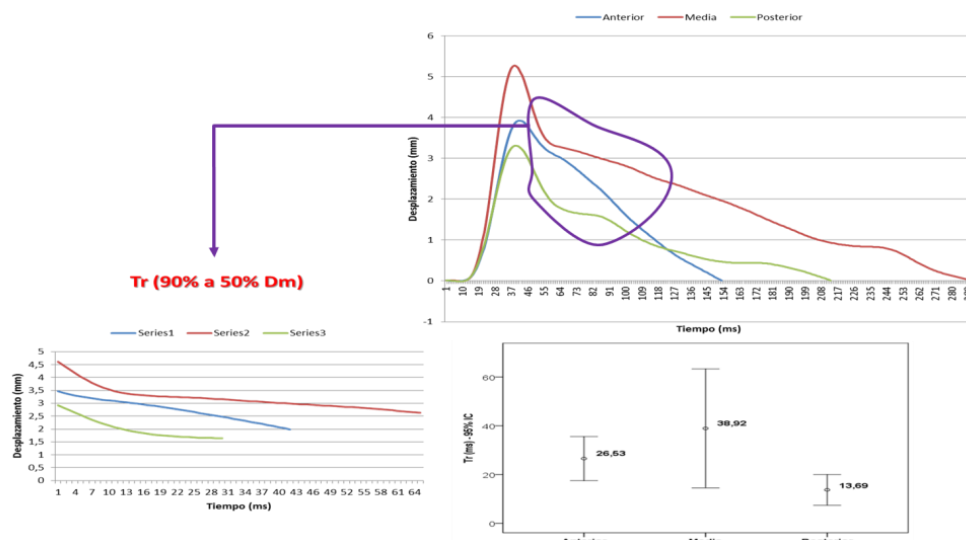


Figura 7.6. Representación gráfica de los valores medios (n:19) obtenidos en el desplazamiento radial de las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides en función del tiempo y Valores medios de Tr en ms, para las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides al 95% de intervalo de confianza y el grado de significación de la diferencia (p) y el tamaño del efecto (ES) (Rodríguez-Matoso et al., 2012b).

7.2.6. Velocidad de contracción o Velocidad de respuesta normalizada (V_c o V_{rn}).

Entendiendo que la relación espacio recorrido en función del tiempo es la expresión clara de la velocidad, la *TMG* nos permite hallar la Velocidad de contracción (V_c) y/o la Velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) en un punto determinado del desplazamiento del músculo en función de la deformación radial del vientre muscular (Figura 7.7).

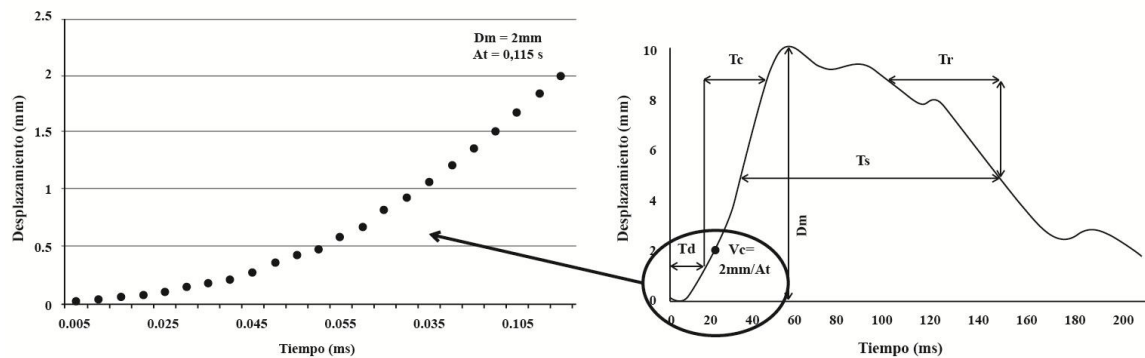


Figura 7.7. Representación gráfica de la relación entre Dm y el incremento de tiempo (Δt) para hallar la Velocidad de contracción (V_c) en un punto determinado de Dm (2 mm) y su relación con los otros parámetros evaluados con la *TMG*. Adaptado de García-Manso et al. (2012b).

Su utilidad 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 apreciar niveles de activación y fatiga durante un entrenamiento. En este sentido, los valores de V_{rn} 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 donde predominan las fibras tipo II. Un ejemplo de estas diferencias lo vemos en la Figura 7.8 donde se comparan los valores de un mismo músculo (Bíceps crural) en 38 deportistas de modalidades totalmente diferentes (triathletas vs. jugadores de voleibol).

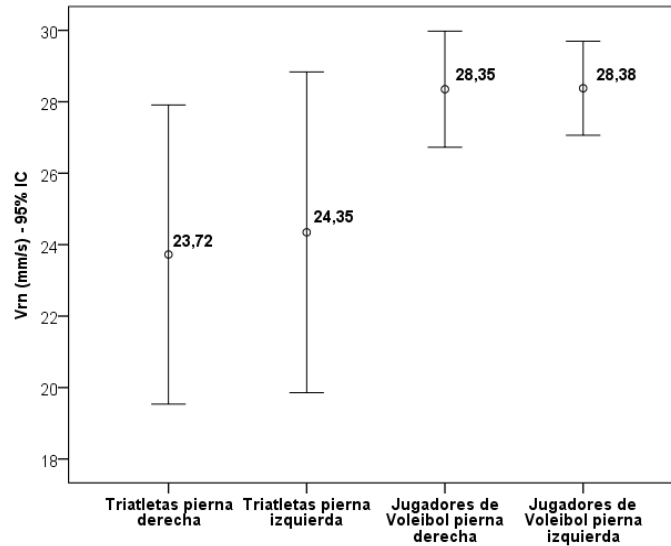


Figura 7.8. Ejemplo de valores de V_{rn} del bíceps crural en 19 jugadores profesionales de voleibol y 19 triatletas que practican triatlón de larga distancia (Ironman). Adaptado de Rodríguez-Matoso et al. (2012a).

Los criterios de valoración pueden cambiar en función de los intereses del investigador. En este sentido, V_c nos puede servir para evaluar la velocidad de contracción en un mismo músculo y en una misma persona en una valoración pre-post, mientras que V_{rn} nos serviría para poder comparar datos obtenidos en músculos de características morfológicas y funcionales distintas. Valencic y Knez (1997) determinan la Velocidad de respuesta (V_r) mediante la ecuación (Eq. 1) y, posteriormente, normalizar los valores (Eq. 2) para poder comparar distintos músculos:

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

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

Donde V_{rn} corresponde a la *Velocidad de respuesta normalizada* y representa la relación entre la diferencia en el desplazamiento radial del músculo entre el 10% y el 90% de Dm (Δd_r) y el incremento en el tiempo de contracción (Δt_c) entre esos dos valores de Dm . Los autores (Valencic y Knez, 1997) proponen que Δd_r es igual a 0,8

por Dm . Por tanto, la velocidad respuesta normalizada sería igual a 0,8 partido por el incremento de tiempo entre el 10 y 90% de Dm (Eq. 2):

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

Por tanto, V_{rn} es un valor de referencia para poder comparar la velocidad de deformación entre diferentes estructuras musculares. No obstante, si queremos estudiar con mayor precisión los cambios que puedan producirse en un músculo concreto deberíamos exportar los valores brutos y determinar su magnitud de acuerdo a las necesidades específicas de cada investigación (ejemplo: máxima velocidad de deformación, velocidad inicial de deformación, velocidad respecto a Dm máximo, velocidad a Td , etc.).

Como hemos comentado anteriormente, la principal diferencia entre V_c y V_{rn} se encuentra en que la *Velocidad de contracción* (V_c) permite comparar la variación que existe de la misma en un músculo elegido frente al mismo de otro sujeto o lado contrario, mientras que la *Velocidad de respuesta normalizada* (V_{rn}) se utiliza para comparar diferentes estructuras musculares entre sí. De esta forma, García-Manso et al. (2010) lograron evaluar las variaciones que sufre la *Velocidad de contracción* (V_c) del músculo vasto lateral cuando es sometido a cuatro inmersiones de crioterapia con el agua a 4°C durante 4 minutos en cada una de ellas.

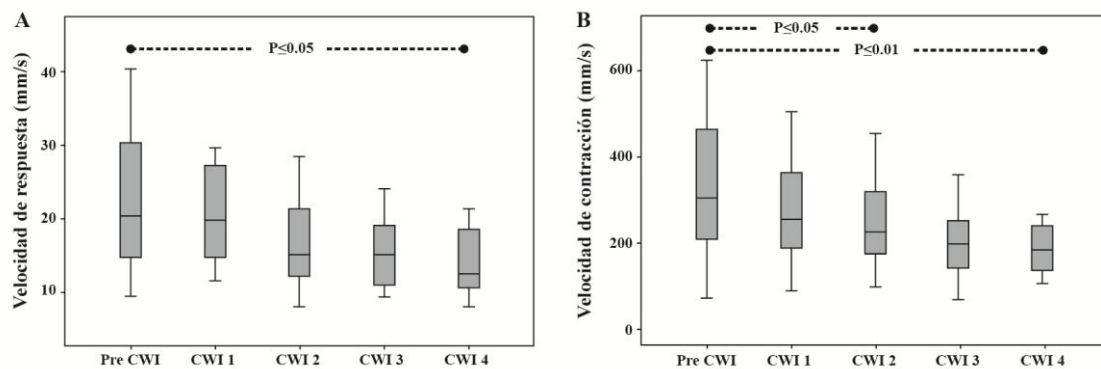


Figura 7.9. Velocidad de respuesta (A) y de contracción (B), en milímetros/segundos, de la pierna dominante (vasto lateral) antes y después de cada inmersión (CWI). Adaptado de García-Manso et al. (2010).

Mientras que Rodríguez-Ruiz et al. (*In press*) compararon la *Velocidad de respuesta normalizada (Vrn)* del bíceps femoral derecho e izquierdo entre jugadores y jugadoras profesionales de voleibol dependiendo de su posición de juego.

Tabla 7.5. Velocidad de respuesta normaliza (*Vrn*) media en cada uno de los músculos evaluados, bíceps femoral (*BF*), recto femoral (*RF*), vasto medial (*VM*) y vasto lateral (*VL*), de los jugadores y jugadoras según la posición específica y las diferencias estadísticamente significativas entre géneros. Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al. (*In press*).

Masculino (M)							Femenino (F)							M vs F
Posición	Músculo	Media	Sd	r	SEM	p	Posición	Músculo	Media	Sd	r	SEM	p	p
Colocadores (n=17)	BF	59,29	18,45	72,1	4,47		Colocadoras (n=13)	BF	39,25	10,13	29,2	2,81	a,b,c	*
	RF	53,48	11,54	47,5	2,8			RF	52,74	5,57	21,7	1,54	e	
	VM	59,55	8,22	25,5	1,99			VM	57,78	9,04	29,8	2,51		
	VL	62,56	9,63	35,2	2,34			VL	63,88	4,77	17,4	1,32		
Opuestos (n=11)	BF	50,25	13,95	42,5	4,21		Opuestas (n=9)	BF	48,89	14,62	45,5	4,87		
	RF	52,84	12,73	45,2	3,84			RF	52,32	4,77	15,1	1,59		
	VM	49,6	7,28	25,7	2,19			VM	55,8	8,99	26	3		
	VL	58,36	7,97	22,9	2,4			VL	59,64	8,78	29,3	2,93		
Centrales (n=22)	BF	57,58	18,05	60,3	3,85	a,b	Centrales (n=23)	BF	43,2	12,98	48,9	2,71	a,b,c	*
	RF	47,3	8,62	35,7	1,84	d		RF	48,7	7,31	28,6	1,52	e	
	VM	47,7	7,31	33,6	1,56	f		VM	53,67	10,21	35,9	2,13		*
	VL	56,88	7,53	26,7	1,6			VL	57,86	9,57	32,3	2		
Receptores atacantes (n=22)	BF	52,2	17,53	67,9	3,74		Receptoras atacantes (n=29)	BF	41,67	11,31	42,8	2,1	a,b,c	*
	RF	53,52	16,37	78,9	3,49			RF	53,33	7,79	31,4	1,45	d,e	
	VM	53,32	8,99	34,1	1,92	f		VM	58,17	7,23	26	1,34	f	*
	VL	59,6	10,54	46,9	2,25			VL	62,35	7,62	30,9	1,41		
Líberos (n=11)	BF	55,69	15,73	47,7	4,74		Líberos (n=9)	BF	47,17	11,25	34,2	3,75	c	
	RF	57,04	7,82	23,8	2,36			RF	57,42	9,55	25,1	3,18		
	VM	56,15	6,42	19,8	1,93			VM	58,8	10,02	26,1	3,34		
	VL	63,16	8,76	26,7	2,64			VL	67,24	8,47	23	2,82		

($p \leq 0.05$) *: Masculino vs Femenino, a: BF vs RF, b: BF vs VM, c: BF vs VL, d: RF vs VL, e: RF vs VL, f: VM vs VL

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

7.3. UTILIDAD DE LOS PARÁMETROS RESULTANTES DE LA EVALUACIÓN CON TMG.

Con la práctica continuada de una actividad, o por falta de actividad física, 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, se compense el trabajo de un músculo deficitario con la acción de otros músculos que se encuentren más desarrollados o en mejor estado y, por otro lado, muchas veces es ese músculo deficitario el que limita el rendimiento en el movimiento. Es entonces cuando aparecen asimetrías o alteraciones del balance muscular.

Una de las principales utilidades del método (*TMG*) es la posibilidad de analizar y comparar músculos o estructuras musculares entre sí. Aportando un valor porcentual de simetría entre músculos tras la evaluación, permite detectar asimetrías 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 *simetría lateral* o *simetría funcional* (Zagorc et al., 1999; Rusu et al., 2009 y Rodríguez-Ruiz et al., 2012a).

Cuando se hace referencia a *simetrías laterales* hablamos de comparaciones del mismo músculo en ambos lados del cuerpo (ejemplo: vasto lateral de la pierna derecha vs. vasto lateral de la pierna izquierda). Cuando el valor que muestra la simetría es inferior al 80-85% (diferencias superiores al 20%) podemos pensar que existe una asimetría que debe ser tomada en cuenta en la evaluación del sujeto. Las diferencias entre los valores de *Dm* de ambos lados en un sujeto sedentario podrían llegar al 70% sin riesgo importante para la salud del sujeto. No obstante, estos valores pueden cambiar considerablemente en la evaluación de deportistas debido a las acciones técnicas repetidas y su posición en el terreno de juego (Rodríguez-Ruiz et al., 2012a). Su determinación se realiza de acuerdo al siguiente algoritmo utilizando los

valores de los cinco parámetros (Td , Tc , Tr , Ts y Dm) correspondientes a los dos lados evaluados (derecho e izquierdo):

$$LS = 100\% \cdot (0.1 \cdot \frac{\min(Td_R, Td_L)}{\max(Td_R, Td_L)} + 0.6 \cdot \frac{\min(Tc_R, Tc_L)}{\max(Tc_R, Tc_L)} + 0.1 \cdot \frac{\min(Ts_R, Ts_L)}{\max(Ts_R, Ts_L)} + 0.2 \cdot \frac{\min(Dm_R, Dm_L)}{\max(Dm_R, Dm_L)})$$

La *simetría funcional* que se obtiene de los parámetros de la TMG, hace referencia al equilibrio que debe existir entre estructuras musculares de diferentes planos, estructuras o articulaciones:

- Articulación del codo (bíceps vs. tríceps braquial)
- Articulación de la rodilla (vasto lateral, vasto medial y recto anterior vs. bíceps crural)
- Articulación del tobillo (tibial anterior y gastrocnemio lateral vs. gastrocnemio medial)
- La musculatura del tendón de Aquiles (gastrocnemio lateral vs. gastrocnemio medial)
- Balance lateral entre la musculatura que afecta a la posición de la rótula (vasto lateral vs. vasto medial).
- Balance anteroposterior entre músculos de la pierna (vasto lateral y vasto medial vs. gastrocnemio lateral y gastrocnemio medial).

Su cálculo se realiza de acuerdo al siguiente algoritmo utilizando los valores de los tres parámetros (Td , Tc y Dm) correspondientes a cada músculo que interviene en la articulación:

$$FS = 100\% \cdot \frac{\min(\text{mean}(Td_{VMR}, Td_{VLR}, Td_{RFR})Td_{BFR})}{\max(\text{mean}(Td_{VMR}, Td_{VLR}, Td_{RFR})Td_{BFR})} + 0.8 \cdot \frac{\min(\text{mean}(Tc_{VMR}, Tc_{VLR}, Tc_{RFR})Tc_{BFR})}{\max(\text{mean}(Tc_{VMR}, Tc_{VLR}, Tc_{RFR})Tc_{BFR})} + 0.1 \cdot \frac{\min(\text{mean}(Dm_{VMR}, Dm_{VLR}, Dm_{RFR})Dm_{BFR})}{\max(\text{mean}(Dm_{VMR}, Dm_{VLR}, Dm_{RFR})Dm_{BFR})}$$

El valor que muestra la *simetría funcional* debe ser superior 75%, 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. En este sentido, Rodríguez-Ruiz et al. (2012a) encontraron diferencias en jugadores y jugadoras de voleypalya en la articulación de la rodilla derecha e izquierda y su relación con la pierna que refería dolor (Tabla 7.6).

Tabla 7.6. Ejemplo de simetría funcional de la articulación de la rodilla y posibles patologías asociadas en cinco hombres y cinco mujeres. Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al. (2012a).

Sujeto	Simetría funcional		Refiere dolor
	Derecha	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

7.4. VALIDEZ Y FIABILIDAD DE LA TENSIOLOGRAFÍA

Frente a otras metodologías (electromiografía, la presoterapia muscular, etc.), la *TMG* se presenta como una herramienta no-invasiva y de alta precisión 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 muscular (Belic et al., 2000).

Simunic y Valencic (2001) consideran la *TMG* como válida tras compararla en varios estudios con la electromiografía. Además, el propio Simunic (2003), recalca la necesidad de muchos atletas, entrenadores y fisioterapeutas que buscan un tipo de evaluación no-invasiva, y pueden encontrar en la *TMG* esa utilidad, añadiendo que sirve para realizar comparaciones entre diferentes músculos o músculos de diferentes sujetos, como describimos anteriormente. En consecuencia, Krizaj et al. (2008), exponen que la alta precisión de la *TMG* se ve beneficiada si realizamos una pretensión del sensor de desplazamiento antes de la evaluación.

Rodríguez-Matoso et al. (2010a) y Rodríguez-Matoso et al. (2012a), explicaron la importancia que tiene seguir fielmente un protocolo de evaluación específico para que los datos obtenidos sean estandarizados, concretos y fiables. Evitando provocar errores de metodología como: el carácter relevante que tiene la colocación del sensor y la importancia de que exista una relajación completa del músculo a evaluar.

Tous-Fajardo et al. (2010), estudia la potencial diferencia que puede existir en la evaluación realizada por distintos evaluadores y explica que el único parámetro que varía es *Tr*, por lo que no recomiendan el uso de este parámetro para realizar investigaciones con *TMG* cuando se realizan múltiples valoraciones, por ejemplo en protocolos pre y post.

Carrasco et al. (2011b), añade que la *TMG* puede ser usada para evaluar diferentes métodos de recuperación de la fatiga y que se necesitan más estudios para clarificar como la fatiga muscular puede afectar a los parámetros de *TMG* relacionados con el mantenimiento y la relajación de la de contracción muscular.

La reproducibilidad entre días fue estudiada y confirmada por Simunic (2012). No obstante hay que señalar que Ditroilo et al. (2011) recientemente 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 (bíceps crural a 0°, 45° y 90°). Aunque encuentran una reproducibilidad aceptable a 0° con un coeficiente de variación (CV) de 16% y a 45° (CV: 20%), ésta fue muy pobre a 90°. Estos valores resultan excesivamente altos si los comparamos con el 5% de CV que encuentran Simunic y Valencic (2001) para diferentes evaluaciones realizadas un mismo día. Ditroilo et al. (2011) también compararon la *TMG* con la *MMT* (miotonometría) encontrando que los parámetros medidos con *MMT*, en el bíceps crural, variaban significativamente con los cambios en la articulación de la rodilla, mientras que las variables medidas con la *TMG* sólo 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 aportados por otros estudios para muestras similares, en estado de reposo y sin fatiga muscular.

Uno de los trabajos sobre reproducibilidad de la *TMG* que ha sido más referenciado es el de Krizaj et al. (2008). Los autores comprobaron en el bíceps braquial 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 al. (2010a), Tous-Fajardo et al. (2010) y Carrasco et al. (2011a), también encontraron una buena reproducibilidad en los mencionados parámetros:

- Rodríguez-Matoso et al (2010a): *Dm*: 0.92; *Tc*: 0.97; *Td*: 0.90; *Ts*: 0.98; *Tr*: 0.98.
- Tous-Fajardo et al (2010): *Dm*: 0.97; *Tc*: 0.92; *Td*: 0.86; *Ts*: 0.96; *Tr*: 0.77.
- Carrasco et al (2011a): *Dm*: 0.92; *Tc*: 0.83; *Td*: 0.89; *Ts*: 0.88; *Tr*: 0.90.

En otro estudio, Smith y Hunter (2006) 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.

Más recientemente, Simunic (2012) evaluó 10 sujetos varones (edad: 24.6 ±3.0 años, estatura; 177.9 ±3.9 cm, peso corporal: 72.4 ±5.2 kg) en tres días consecutivos para determinar la reproducibilidad del método calculando el sesgo, el error aleatorio, el coeficiente de variación (*CV*), el error estándar de medición, el coeficiente de correlación intra-clase y el intervalo de confianza del 95%. Los resultados mostraron una excelente correlación (*ICC* >0.94 en 14 de los 15 parámetros evaluados). Sin embargo, el menor *CV* se observó en el tiempo medio de relajación, presumiblemente a causa de las características específicas de la definición del parámetro en sí. Según el autor, los datos indican que, para los tres músculos estudiados, las mediciones con *TMG* eran reproducibles cuando la evaluación se realiza en días consecutivos. El parámetro que mostró mayor variación en la respuesta muscular fue el tiempo de relajación (*Tr*).

INFORMACIÓN QUE PROPORCIONA LA TMG:

EJEMPLOS PRÁCTICOS

8. INFORMACIÓN QUE PROPORCIONA LA TMG: EJEMPLOS PRÁCTICOS.

La evaluación con *TMG* sigue un protocolo rápido que no requiere la realización de ningún esfuerzo físico por parte del sujeto evaluado. Esta es una de las ventajas más interesantes del método permitiendo la aplicación sin provocar fatiga ni alterar las rutinas programadas en el entrenamiento del deportista. Se trata de una herramienta inocua, no agresiva ni invasiva, en la que el evaluado sólo es sometido a estimulaciones eléctricas de moderada o baja intensidad (1 a 110 *mA*).

Como ya mencionamos, 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 proporcionando información sobre la respuesta aguda y crónica del músculo a las distintas cargas de entrenamiento (fuerza, resistencia, velocidad, movilidad articular, etc.) con independencia de sus características internas, su estado de entrenamiento o de su nivel de activación (descansado, fatigado, activado, etc.).

Es útil para el control de aspectos relacionados con las características morfológicas y funcionales de las estructuras analizadas en diferentes condiciones y poblaciones. Algunos ejemplos son los trabajos relacionados a continuación en los que se estudian diferentes aspectos relacionados con la respuesta mecánica muscular.

8.1. ESTIMACIÓN INDIRECTA DEL TIPO DE FIBRA DOMINANTE EN EL MÚSCULO.

Las características funcionales del músculo esquelético dependen directamente de la composición de sus fibras. El análisis del porcentaje existente de cada tipo de fibra que compone el músculo es de gran importancia en el campo de la actividad física por la relevancia que esto transfiere al proceso de entrenamiento, el rendimiento deportivo o la recuperación de lesiones.

Por esta causa, en diferentes etapas se han creado varias técnicas que permiten evaluar las propiedades internas del músculo. En este sentido, las técnicas histoquímicas han sido las más utilizadas. Estas técnicas se basan en la actividad miosina ATPasa de la fibra muscular tras preincubación a diferentes *pH*. No obstante, es un hecho que estas metodologías resultan ser invasivas y caras, limitando considerablemente su utilización en el campo de la actividad física.

La mayoría de estas técnicas provocan serias dificultades e inconvenientes a la hora de ser utilizadas debido a que generalmente son invasivas e implican realizar biopsias musculares. La biopsia muscular es un procedimiento quirúrgico, en el cual se extrae una pequeña muestra de tejido muscular para examinarlo en el microscopio.

Es en este aspecto donde la *TMG* adquiere una importancia relevante. 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 (Singh et al., 2002; Dahmane et al., 2005; Gorelick y Brown 2007). Esto sin duda afectará a la respuesta muscular en función de donde se sitúe el sensor. En esta línea, Gorelick y Brown (2007) encontraron diferencias frecuentemente significativas en los valores de los parámetros al evaluar siete segmentos del deltoides.

Valencic y Knez (1997) utilizaron la *TMG* con el objetivo de obtener información sobre la composición muscular de forma no invasiva y, además, estudiar la distribución espacial que ocupan dentro del músculo los diversos tipos de fibras. Para ello, se centraron en el estudio de la *Velocidad de respuesta normalizada* (*Vrn*) en los músculos vasto lateral, braquioradial, gastrocnemio, tibial anterior y sóleo, encontrando que para el vasto lateral y el braquioradial, conocidos como músculos más rápidos, existen valores más elevados de velocidad de deformación (normalizada) (*VL*: 41 mm/s; *BR*: 40 mm/s) que para el resto de estructuras musculares evaluadas. Por ejemplo, el sóleo (*SL*), el cual se conoce como un músculo lento, donde los valores fueron hasta cinco veces más bajos (*SL*: 8.2 mm/s) que valores antes mencionados. En estudios más recientes, Díez et al. (2011) y Rodríguez-Ruiz et al. (2012b), encontraron que en jugadores y jugadoras profesionales de voleibol el Bíceps Femoral (*BF*) presentaba valores de *Vrn* menores que el Recto Femoral (*RF*), Vasto Medial (*VM*) y Vasto Lateral (*VL*). En otro estudio publicado este año (Rodríguez-Ruiz et al., 2013), hemos encontrado que la evolución de *Vrn* a lo largo de la vida va disminuyendo al igual que se van deteriorando las capacidades contráctiles del músculo, la activación del tipo de fibras y, por tanto, la velocidad de respuesta muscular a un estímulo (Figura 8.1).

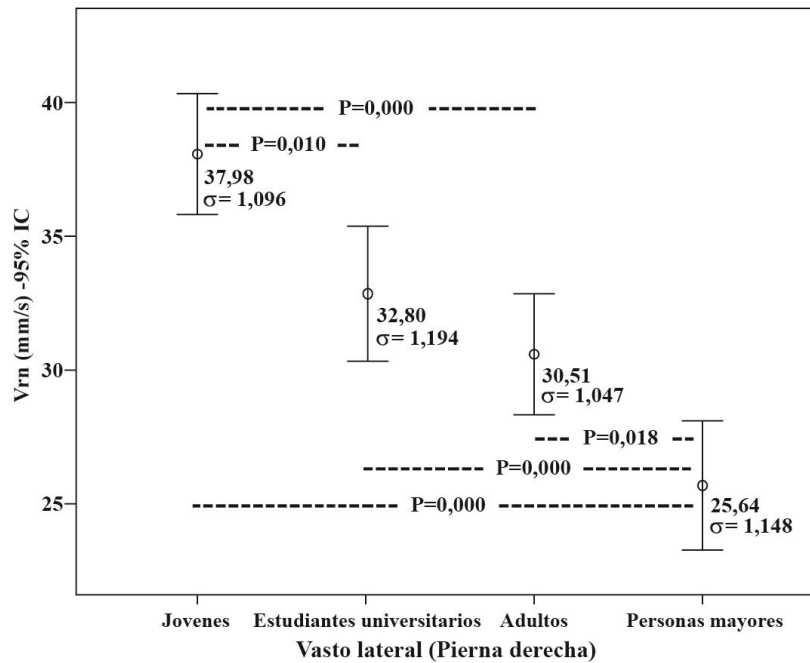


Figura 8.1. Valores medios de V_{rn} para el vasto lateral (VL) de la pierna derecha al 95% de IC y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al. (2013).

Siguiendo la misma línea, Dahmane et al. (2000) evaluaron histoquímicamente y biomecánicamente siete músculos (bíceps braquial, tríceps braquial, flexor superficial, extensor de los dedos, bíceps femoral, tibial anterior y gastrocnemio interno) en 15 cadáveres de varones (17 a 40 años de edad). El objetivo era correlacionar el porcentaje de fibras tipo I (determinado histoquímicamente) con el T_c recogido con TMG en 15 sujetos sanos (en los mismos músculos). Los autores encuentran evidencia de que músculos con porcentajes más altos de fibra lenta (Tipo I) como tibial anterior (TA: 77 $\pm$ 8%), gastrocnemio medial (GM: 78 $\pm$ 7%) o tríceps braquial (TB: 35 $\pm$ 8%) coinciden con los músculo cuyos T_c eran más elevados (TA: 50 $\pm$ 9 ms; GM: 55 $\pm$ 11 ms; TB: 30 $\pm$ 6 ms) (Tabla 8.1). En un estudio similar, Valencic et al. (2001) también encontraron altas correlaciones entre T_c y tipo de fibras I ($r = 0.8128$).

Tabla 8.1. Tiempo de contracción (*ms*) de la respuesta del vientre muscular y porcentaje de fibras tipo I en los 7 músculos evaluados en los dos grupos de sujetos (valores medios y desviación estándar). Extraído de Dahmane et al. (2000).

Músculo	Tiempo de Contracción milisegundos	Porcentaje de Fibras musculares Tipo I
Bíceps Braquial	34 ± 4 ms	52 ± 8%
Tríceps Braquial	30 ± 6 ms	35 ± 8%
Flexor Digital Superficial	30 ± 10 ms	43 ± 6%
Extensor Digital	29 ± 5 ms	51 ± 6%
Tibial Anterior	50 ± 9 ms	77 ± 8%
Gastrocnemio Interno	55 ± 11 ms	78 ± 7%
Bíceps Femoral	36 ± 9 ms	43 ± 10%

En otro trabajo de los mismos autores sobre la aplicación de la *TMG* en la estimación de la composición muscular (Dahmane et al., 2005), trataron de estudiar, siguiendo el protocolo utilizado en el trabajo anterior (Dahmane et al., 2000), como varían los diferentes tipos y subtipos de fibras musculares según los niveles de profundidad (bajo epimisio y 1.0-1.5 *cm* por debajo del epimisio) en los músculos de las extremidades humanas. Además, buscaban predecir el porcentaje de fibra de nueve músculos diferentes [bíceps braquial (*BB*), tríceps braquial (*TB*), braquioradial (*BR*), flexor superficial (*FDS*), extensor de los dedos (*ED*), bíceps femoral (*BF*), tibial anterior (*TA*), sóleo (*SOL*) y gastrocnemio interno (*GCM*)] de forma no invasiva utilizando la *TMG*. Para ello evaluaron 30 sujetos (15 cadáveres de varones y 15 varones sanos). Buscaban demostrar que existe una clara tendencia a un aumento en la proporción de fibras tipo I y una disminución en la cantidad de fibras tipo IIB de la parte más profunda del músculo con diferencias significativas entre las dos áreas en casi todos los músculos evaluados (*BT*=0.00; diferencias no significativas = *NS*). Un ejemplo lo podemos ver en los resultados obtenidos en el bíceps femoral en ambas posiciones (*BFs* - I: 44%, *Ila*: 27%, *Iib*: 23%, *Iic*: 6%; *BFp* - I: 54%, *Ila*: 23%, *Iib*: 18%, *Iic*: 5%) (Tabla 8.2).

Tabla 8.2. Contribución media relativa del área de sección transversal $\pm$ SEM del tipo de fibras [Tipo I (a), Tipo II^a (b), Tipo II^b (c)] situadas en el plano superficial y profundo de los músculos de las extremidades de humanos. Adaptado de Dahmane et al. (2005).

Músculo		Tipo de Fibra			
		1	2a	2b	2c
BB	Superficial	39.1 $\pm$ 2.1 (p = 0.00)	36.5 $\pm$ 3.0 (p = 0.00)	20.3 $\pm$ 2.6 (p = 0.00)	3.9 $\pm$ 0.7 (p = 0.00)
	Profundo	53.7 $\pm$ 2.6	30.2 $\pm$ 3.0	12.9 $\pm$ 2.6	2.6 $\pm$ 1.3
BR	Superficial	43.4 $\pm$ 1.9 (p = 0.00)	29.4 $\pm$ 2.9 (p = NS)	22.9 $\pm$ 3.0 (p = 0.00)	1.7 $\pm$ 0.8 (p = 0.00)
	Profundo	53.4 $\pm$ 2.6	27.9 $\pm$ 2.7	13.7 $\pm$ 2.0	4.9 $\pm$ 2.5
TB	Superficial	34.8 $\pm$ 1.8 (p = 0.00)	38.7 $\pm$ 3.4 (p = NS)	20.3 $\pm$ 3.2 (p = 0.00)	6.0 $\pm$ 1.8 (p = 0.00)
	Profundo	41.3 $\pm$ 2.4	41.2 $\pm$ 2.2	15.5 $\pm$ 1.6	1.8 $\pm$ 0.4
FDS	Superficial	44.4 $\pm$ 2.5 (p = NS)	40.4 $\pm$ 2.9 (p = NS)	11.5 $\pm$ 1.8 (p = NS)	3.5 $\pm$ 1.1 (p = 0.00)
	Profundo	46.1 $\pm$ 2.8	42.9 $\pm$ 3.6	10.1 $\pm$ 2.7	0.8 $\pm$ 0.4
ED	Superficial	43.9 $\pm$ 2.3 (p = 0.00)	41.8 $\pm$ 2.8 (p = 0.00)	11.4 $\pm$ 3.0 (p = 0.00)	2.8 $\pm$ 1.3 (p = 0.00)
	Profundo	50.9 $\pm$ 2.3	47.0 $\pm$ 2.3	2.0 $\pm$ 0.6	0.0 $\pm$ 0.0
BF	Superficial	44.1 $\pm$ 1.8 (p = 0.00)	26.8 $\pm$ 2.0 (p = 0.00)	23.2 $\pm$ 1.6 (p = 0.00)	5.8 $\pm$ 0.9 (p = NS)
	Profundo	53.9 $\pm$ 1.9	23.6 $\pm$ 1.6	18.2 $\pm$ 2.1	5.5 $\pm$ 1.1
GM	Superficial	63.0 $\pm$ 2.6 (p = 0.00)	28.1 $\pm$ 2.2 (p = 0.00)	6.0 $\pm$ 1.1 (p = 0.00)	2.8 $\pm$ 1.2 (p = 0.00)
	Profundo	76.3 $\pm$ 2.2	20.0 $\pm$ 2.2	2.7 $\pm$ 0.8	0.8 $\pm$ 0.4
SO	Superficial	79.9 $\pm$ 1.8 (p = 0.00)	18.1 $\pm$ 2.2 (p = 0.00)	1.0 $\pm$ 0.7 (p = 0.00)	0.8 $\pm$ 0.5 (p = 0.00)
	Profundo	96.0 $\pm$ 1.3	4.1 $\pm$ 1.3	0 $\pm$ 0.0	0.0 $\pm$ 0.0
TA	Superficial	67.6 $\pm$ 3.0 (p = 0.00)	23.8 $\pm$ 1.9 (p = 0.00)	5.0 $\pm$ 1.1 (p = 0.00)	2.9 $\pm$ 1.0 (p = 0.00)
	Profundo	78.3 $\pm$ 2.5	17.2 $\pm$ 2.4	3.2 $\pm$ 2.3	1.2 $\pm$ 0.3

Dónde: El test de Bonferroni marca las diferencias significativas ($p \leq 0.00$) y las diferencias no significativas (ns) entre el área superficial y profundo.

Teniendo en cuenta que varios autores han encontrado relaciones entre la activación de los tipos de fibras (rápidas y lentas) con diferentes intensidades de estímulo (Dahmane et al., 2005; Simunic et al., 2010), Dahmane y colaboradores (2005) encontraron que los T_c recogidos con estímulos del 10% del desplazamiento supramáximo (10%MS) fueron significativamente más cortos ($p=0.05$) que los tiempos de contracción obtenidos a una intensidad de 50% del estímulo (50%MS) (Tabla 8.3).

Tabla 8.3. Tiempos de contracción de la respuesta del vientre muscular, en nueve músculos evaluados a un grupo de 15 sujetos, estimulados de forma tetánica con intensidades submáximas (10%MS; 50%MS) del estímulo máximo (valores medios y desviación estándar). Adaptado de Dahmane et al. (2005).

Músculo	Tiempo de Contracción Normalizado			
	N	10%MS	50%MS	Nivel de Significación (p)
BB	15	27.83 ± 3.34	31.15 ± 2.26	p≤0.001
BR	15	23.82 ± 4.25	29.26 ± 5.52	p≤0.001
TB	15	23.63 ± 3.70	25.64 ± 3.85	p≤0.01
FDS	15	15.61 ± 3.02	17.32 ± 3.56	p≤0.05
ED	15	19.52 ± 2.20	21.23 ± 2.25	p≤0.001
BF	15	29.71 ± 10.98	34.82 ± 8.68	p≤0.05
GM	15	27.86 ± 4.33	35.44 ± 6.95	p≤0.001
SO	15	38.86 ± 8.04	47.14 ± 9.86	p≤0.001
TA	15	28.17 ± 3.47	45.06 ± 7.19	p≤0.001

Donde BB: bíceps braquial; BR: braquiorradial; TB: tríceps braquial; FDS: flexor superficial de los dedos; ED: extensor de los dedos; BF: bíceps femoral; GM: gemelos; SO: sóleo; TA: tibial anterior.

Como podemos observar en la siguiente gráfica existe una relación directa entre el porcentaje de fibras musculares tipo I, tanto a nivel superficial como profundo, y su correspondiente T_c cuando el músculo era estimulado a diferentes intensidades [10%MS (Figura 8.2.a) o a 50%MS (Figura 8.2.b)]. Nótese como los valores obtenidos muestran valores estadísticamente significativos ($r = 0.76$; $p < 0.01$) ($r = 0.90$; $p < 0.001$).

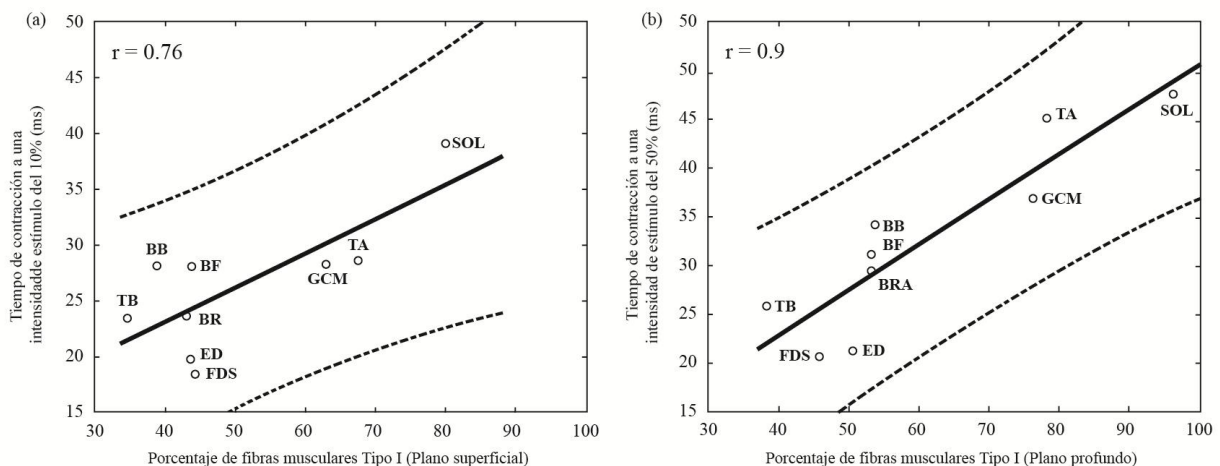


Figura 8.2. Valores medios e intervalos de confianza del porcentaje de fibras tipo I junto a la correlación del tiempo de contracción de la respuesta del vientre muscular con estimulación tetánica en BB, BR, TB, FDS, ED, BF, GCM, TA, y SOL; En la superficie (a) y la profundidad (b) del músculo humano. Adaptado de Dahmane et al. (2005).

El mismo grupo de investigación (Dahmane et al., 2006) compararon el valor de T_c en el cadáver de 15 sujetos sedentarios fallecidos pocas horas antes (edad: 17-40 años) y 15 velocistas varones (MM_{100} : 10.52 ± 0.2 s; edad: 23.2 ± 3.1 años; estatura: 1.79 ± 0.05 cm; peso corporal: 77.6 ± 7.7 kg). Es sabido que los músculos isquiotibiales son determinantes para la velocidad (Chumanov et al., 2007), por lo que la composición de fibras de estos músculos en velocistas debe ser predominantemente rápida. En cambio, en el grupo control de sujetos sedentarios el porcentaje de fibras rápidas no era elevado (Tipo II: $51.0 \pm 1.7\%$). Estas diferencias también quedaron de manifiesto en los valores de T_c donde los velocistas presentaban valores de 19.5 ± 2.4 ms frente a los 30.25 ± 3.5 ms registrados en los sedentarios. También se comprobó una alta correlación negativa ($r = -0.72$; $p < 0.05$) entre la velocidad de carrera (20 metros lanzados) y el T_c del BF de los velocistas. (Figura 8.3).

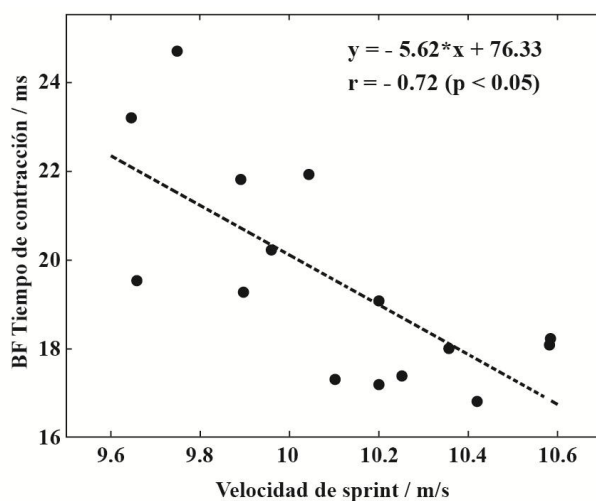


Figura 8.3. Análisis de la correlación entre la máxima velocidad de sprint (ms) y el tiempo de contracción (ms) del bíceps femoral en el grupo de los jóvenes velocistas. Adaptado de Dahmane et al. (2006).

Por su parte, Simunic et al. (2011) estudiaron la posibilidad de estimar la composición de cadena pesada de miosina (*MHC-I*) en el músculo esquelético realizando biopsias y valoraciones con la TMG en el músculo vasto lateral de 27 sujetos (21 hombres: edad = 45 ± 19 años, entre 20 y 83 años; estatura = 177 ± 6 cm; peso corporal = 76 ± 9 kg; 6 mujeres: edad = 51 ± 10 años, entre 36 y 66 años; estatura = 168 ± 4 cm; peso corporal = 62 ± 7 kg) con el fin de establecer una correlación entre los valores obtenidos.

Para ello, dividieron la muestra realizando dos experiencias. En la primera, 10 hombres (consumo de oxígeno: 51 ± 8 mL.min⁻¹.kg⁻¹; altura de salto media con contramovimiento:

49 $\pm$ 5 cm) fueron evaluados en situación de reposo tras haber realizado un ejercicio submáximo en cicloergómetro el día antes. Las biopsias fueron tomadas aproximadamente una hora después de haber hecho las valoraciones con TMG. La segunda experiencia consistió en un estudio a gran escala sobre el rendimiento neuromuscular de los atletas máster que participaron en los 16^o Campeonatos Europeos Veteranos de atletismo celebrados en Ljubljana, Eslovenia, en 2008. En el contexto de este estudio intervinieron 11 hombres y 6 mujeres, 10 de los atletas practicaban modalidades de carácter anaeróbico (6 lanzadores, 3 saltadores, 1 velocista), 5 hacían prueba de predominio aeróbico (3 corredores de obstáculos, 2 fondistas), y 2 eran decatletas. Las biopsias y TMG se recogieron, en los 17 participantes, menos de 24 horas antes o después de la competición sin haber realizado ningún tipo de ejercicio de alta intensidad el día del test. En 14 de los participantes se realizó la TMG antes y en 3 las biopsias eran recogidas después. Todos los datos se agruparon para el análisis estadístico debido a que los datos recogidos de estos últimos tres participantes no se desviaron de los obtenidos en el resto.

Entre los valores obtenidos, el T_c más corto (20.9 ms) y el más largo (35.1 ms) coinciden con los porcentajes de $MHC-I$ más bajos (4.3%) y más altos (76.9%) respectivamente. Además, los parámetros de la TMG encontrados (T_d , T_c y T_r) revelaron una correlación positiva con el porcentaje de cadena pesada de miosina (% $MHC-I$) (T_d : $r=0.612$; T_c : $r=0.878$; T_r : $r=0.669$, $p \leq 0.001$) (Figura 8.4).

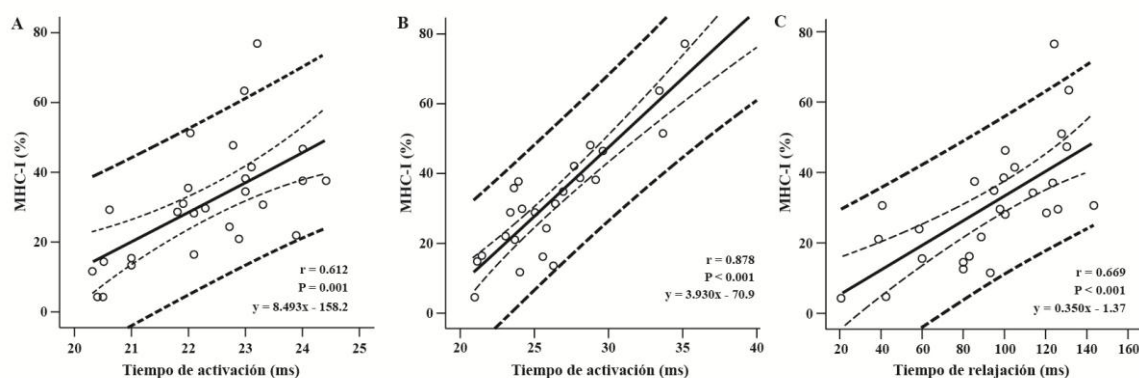


Figura 8.4. Correlación entre el T_d (A), T_c (B) y T_r (C) del desplazamiento radial valorado con tensiomiografía y el % de la isoforma $MHC-I$. La línea continua, de puntos y discontinua representan los modelos lineales al 95% del intervalo de confianza y el 95% estimado del intervalo respectivamente. Adaptado de Simunic et al. (2011).

De forma que, explican como con la significación positiva encontrada entre valores y los resultados del análisis de regresión lineal múltiple de T_d , T_c y T_r presentados (Tabla 8.4), se podría predecir el % $MHC-I$.

Tabla 8.4. Análisis de la regresión lineal múltiple de los parámetros de tensiomiografía como predictores de %MHC-I. Adaptado de Simunic et al. (2011).

Predictor	<i>B</i>	SE <i>B</i>	β	Part <i>R</i>	<i>P</i>
Constante	-121,023%	23.38	-	-	-
Td	$2.829\% \cdot ms^{-1}$	1.22	0.2	0.17	0.029
Tc	$2.980\% \cdot ms^{-1}$	0.4	0.67	0.55	0.001
Tr	$0.127\% \cdot ms^{-1}$	0.05	0.24	0.2	0.014

B, coeficiente no estandarizado; β , coeficiente estandarizado.

Gráficamente podemos ver como (Figura 8.5) el %MHC-I presenta un elevado valor de correlación con respecto al valor real ($R = 0,933$, $p < 0,001$). La desviación estándar de la estimación fue de 6,08% con IC 95% de la media muestral del 19%,15% y 42,97%. El modelo de regresión múltiple deja un 12,9% de la %MHC-I varianza no explicada.

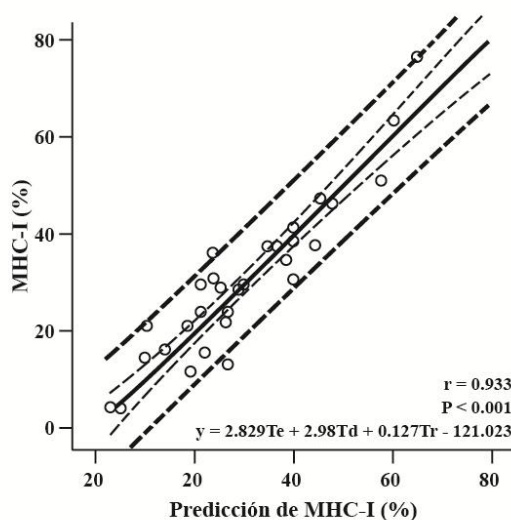


Figura 8.5. Modelos de regresión lineal múltiple entre la proporción de la isoforma MHC-I estimada a partir de los valores de Td, Tc y Tr del desplazamiento radial del músculo y el valor real del % de la isoforma MHC-I. La línea continua, de puntos y discontinua representan los modelos lineales al 95% del intervalo de confianza y el 95% estimado del intervalo respectivamente. Adaptado de Simunic et al. (2011).

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 de actividad física que realiza o función del rol que tiene asignado durante su vida (Heredia et al., 2011; Rodríguez-Ruiz et al., 2013). 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 al. (2011) estudiaron la presencia de la α -actinina-3 (asociada con el genotipo 577X) y la respuesta tensiomiográfica de 75 jugadores de la Superliga española de voleibol masculino. Los resultados demostraron que el genotipo XX, supuestamente vinculado a deportistas de resistencia (Yang et al., 2001), no influye negativamente en la capacidad de contraer rápidamente (*Vrn*) los músculos extensores y flexores de la rodilla. Esta afirmación coincide con los estudios de Lucia et al. (2007), Santiago et al. (2010), y Ruiz et al. (2011).

8.2. CONTROL DE LOS CAMBIOS EN LA RESPUESTA AGUDA MUSCULAR (POTENCIACIÓN, RIGIDEZ, FATIGA O RECUPERACIÓN) EN RESPUESTA A LA ESPECIFICIDAD DEL ENTRENAMIENTO EN DIFERENTES MODALIDADES DEPORTIVAS.

El proceso de entrenamiento provoca en el organismo dos tipos de adaptaciones: agudas y crónicas. Las adaptaciones agudas se reflejan instantáneamente en la respuesta muscular, donde 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 la *TMG*. Muestra de ello son los trabajos realizados por varios autores y descritos a continuación, en función del tipo de actividad realizada.

8.2.1. Trabajo de fuerza-resistencia. Kersevan et al. (2001), examinaron el proceso de fatiga y de tetanización que ocurre en ambos tipos de fibras (Tipo I y Tipo II) bajo condiciones isométricas en los músculos bíceps braquial y tibial anterior de 9 sujetos masculinos (21-24 años). Para ello, utilizaron impulsos eléctricos de diferentes frecuencias para favorecer la respuesta y evaluación de cada uno de los tipos de fibra por separado. En las fibras lentas (Tipo I), la fatiga se detecta con una frecuencia de estimulación de 2 hercios (*Hz*). Si bien la respuesta decae, la fatiga muscular total no llega a provocarse realmente, debido a que este tipo de fibras tienen una mayor resistencia a fatigarse. Por esta razón, la fatiga completa de las fibras Tipo I se encontró con estímulos de entre 4 y 6 *Hz*. En cambio, para las fibras rápidas (Tipo II), el proceso de fatiga concluía antes del fin de la estimulación eléctrica y era notable en frecuencias de estimulación que se encontraban entre 7.5

y 9 Hz, evidenciando la completa contracción en frecuencias por encima de 18 Hz. Además, los autores plantean que para una evaluación de estas características el volumen muscular o el espesor de la fascia pueden alterar el resultado final de la evaluación.

En concordancia, Kersevan et al. (2002) investigaron si la *TMG* es adecuada para proporcionar información sólida sobre el estado de los músculos esqueléticos y los cambios funcionales provocados por la actividad que realiza el sujeto. Estudiaron diferentes muestras (sujetos que sufrieron poliomielitis, grupo control y deportistas) estableciendo la frecuencia de estimulación para cada uno de ellos en el punto de fusión de ambas fibras (entre 6 y 12 Hz). Con la premisa de que se sabe, tanto en el campo clínico como deportivo, que la tetanización muscular es consecuencia de la fatiga de las fibras tipo II, y dado que la *TMG* sirve para monitorizar la respuesta muscular y así el comportamiento de la totalidad de las fibras que integran la estructura, los autores concluyeron que esta herramienta es efectiva para valorar los efectos de la actividad en la respuesta muscular.

Por su parte, Carrasco et al. (2011a) utilizaron la *TMG* para evaluar las características del recto femoral de un grupo de 12 sujetos sanos (edad: 24.16 ± 0.62 años; estatura: 172.02 ± 1.21 cm; peso corporal: 71.84 ± 2.19 kg; *IMC*: 24.42 ± 0.70) antes y después de una sesión de ejercicio intenso (2 min en un cicloergómetro a PVO_2max). Los datos registraron una disminución de los valores de *Dm* (7.57 ± 0.92 - 4.37 ± 0.67 mm; $p = 0.01$) y de *Td* (25.25 ± 0.57 - 22.44 ± 0.89 ms; $p \leq 0.05$) evidenciando que un breve e intenso ejercicio provoca una reducción en las propiedades contráctiles del recto femoral, específicamente, para *Dm* y *Td*.

En el trabajo de García-Manso et al. (2012) se evaluó la utilidad del *TMG* sobre la detección de la fatiga tras un ejercicio de fuerza del miembro superior. Para ello emplearon dos protocolos diferentes de trabajo de la musculatura flexora de la articulación del codo: extensivo (*HV*) e intensivo (*HL*). Durante la primera serie, en ambos protocolos (*HV* = 8 x 15 x 10 kg; *HL* = 5 x 3 x 30 kg) los valores de *Vc* aumentan hasta que llegan a la fatiga, mientras que los valores de *Tr*, *Ts*, y *Dm* disminuyen (Figura 8.7 – 8.9). Señalan que, la aparición de la fatiga provocaba cambios en sentido inverso en los parámetros mencionados, apareciendo antes este comportamiento en el protocolo de mayor carga (*HL*).

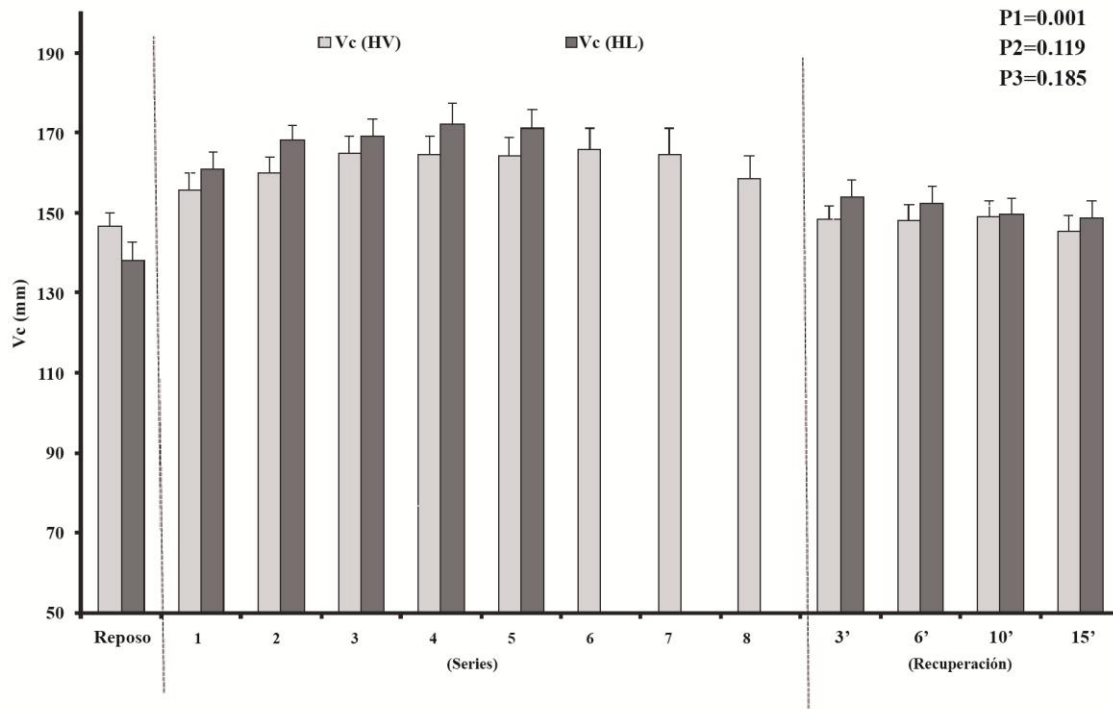


Figura 8.6. Comportamiento de los valores de Vc a lo largo de las series, en los dos protocolos diferentes (HV y HL) y durante la fase de recuperación. Valores medios $\pm$ S.E.M, $n = 16$ sujetos. Con un efecto significativo del tiempo de Vc, ($p = 0,05$) según lo determinado por ANOVA de medidas repetidas y test post hoc Sidak. / $P < 0,05$ en comparación con HL. $P1$ = efecto del tipo de tiempo; $P2$ = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3$ = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio. Adaptado de García-Manso et al. (2012).

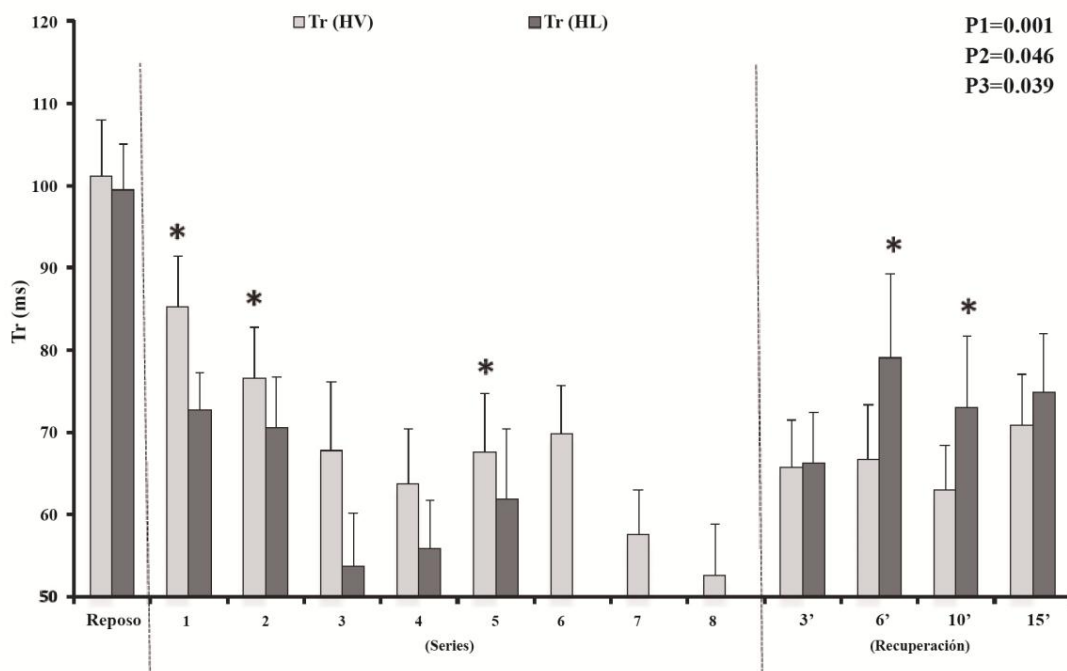


Figura 8.7. Comportamiento de Tr a lo largo de las diferentes series, en los dos protocolos (HV, y HL) y durante la fase de recuperación. Valores medios $\pm$ S.E.M, $n = 16$ sujetos. Con un efecto significativo del tiempo de Tr ($p = 0,001$) según lo determinado por las medidas repetidas ANOVA y la prueba post hoc Sidak. / $P < 0,05$ en comparación con HL. $P1$ = efecto del tipo de tiempo; $P2$ = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3$ = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio. Adaptado de García-Manso et al. (2012).

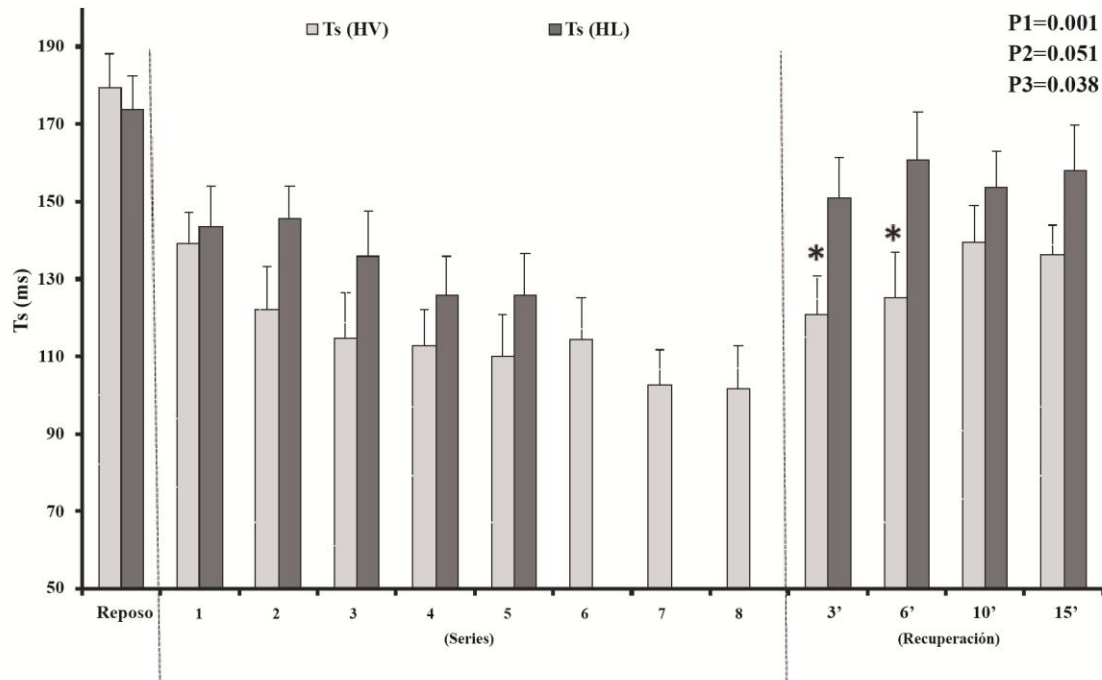


Figura 8.8. Comportamiento de T_s a lo largo de las series, en los dos protocolos (HV y HL) y durante la fase de recuperación. Valores medios $\pm$ S.E.M, $n = 16$ sujetos. Con un efecto significativo del tiempo para el T_s ($p = 0,002$) según lo determinado por las medidas repetidas ANOVA y la prueba post hoc Sidak. / $P < 0,05$ en comparación con HL. $P1$ = efecto del tipo de tiempo; $P2$ = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3$ = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio. Adaptado de García-Manso et al. (2012).

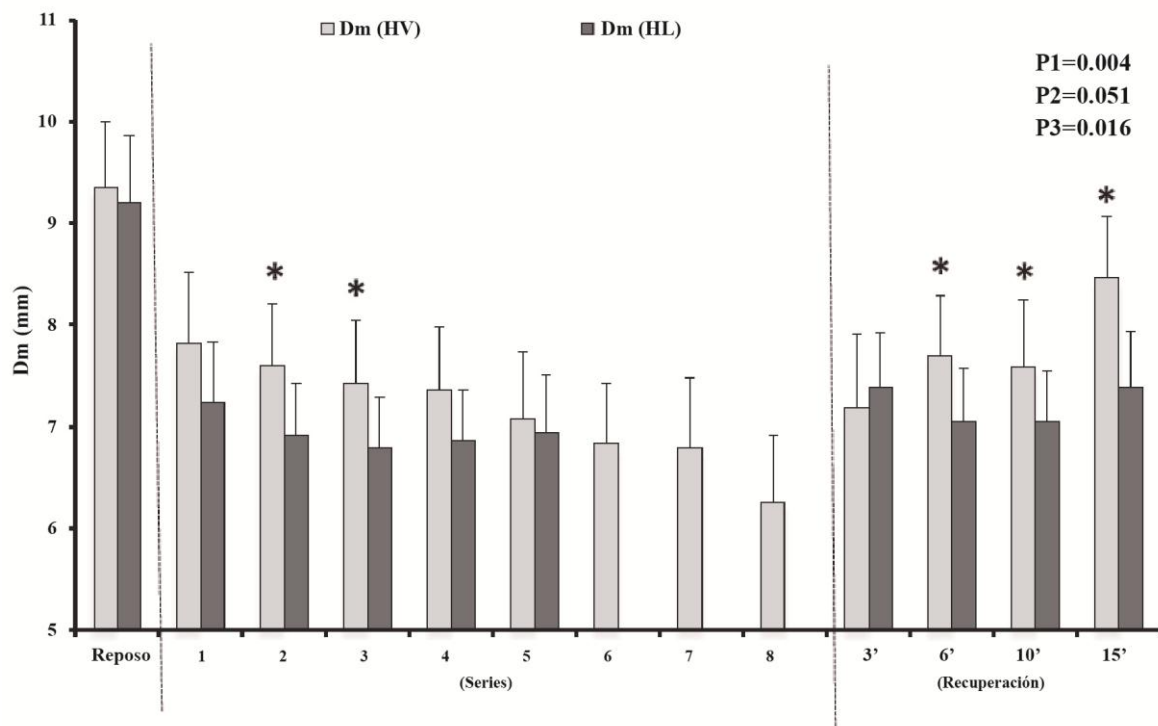


Figura 8.9. Comportamiento de los valores de D_m a lo largo de las series, en los dos protocolos diferentes (HV y HL) y durante la fase de recuperación. Valores medios $\pm$ S.E.M, $n = 16$ sujetos. Con un efecto significativo del tiempo para D_m ($p = 0,04$) según lo determinado por ANOVA de medidas repetidas y test post hoc Sidak. / $P < 0,05$ en comparación con HL. $P1$ = efecto del tipo de tiempo; $P2$ = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3$ = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio. Adaptado de García-Manso et al. (2012).

8.2.2. Trabajo de resistencia aeróbica. García-Manso et al. (2011a), en una competición oficial, evaluaron cómo evolucionaba la respuesta mecánica del músculo inmediatamente después de un triatlón de ultra-resistencia en 19 deportistas (edad 37.9 ± 7.1 años; estatura 177.5 ± 4.6 cm; peso corporal: 73.6 ± 6.5 kg). Los autores observaron un deterioro de la respuesta en T_c y T_r con una moderada caída en T_s y pérdida de rigidez muscular (D_m). Además, evidencian que el comportamiento de la fatiga afecta a los dos músculos evaluados (bíceps femoral y recto femoral) de manera diferente (Tabla 8.5, 8.6) debido al tipo de implicación de estos músculos durante el final de carrera. En este estudio se registró una mayor reducción funcional en la parte posterior (bíceps femoral). Los autores plantean que hay que tener en cuenta que el papel del recto femoral y bíceps femoral varía durante las fases de la prueba: natación, ciclismo y carrera. Durante la carrera, la última disciplina que se realiza en un triatlón, los músculos isquiotibiales (semitendinoso, semimembranoso y el bíceps femoral) no juegan un papel importante en la acción de la flexión de la articulación de la rodilla, ya que, a grandes distancias, la elevación del talón durante la fase de recuperación es corta y no muy intensa. La función principal de los músculos isquiotibiales en este momento es proporcionar la tracción en el suelo durante la fase de apoyo.

Tabla 8.5. Valores medios de la pierna izquierda y derecha junto a las desviaciones estándar de tiempo de retardo, tiempo de contracción, tiempo de relajación, tiempo de mantenimiento y desplazamiento máximo o deformación radial del bíceps femoral antes y después del triatlón de ultra-resistencia. Adaptado de García-Manso et al. (2011a).

Variable	Antes (n = 19)	Después (n = 19)
Tiempo de Contracción	65.1 ± 22.1	77.4 ± 28.5^a
Deformación radial del músculo	10.8 ± 3.5	13.4 ± 4.6^b
Tiempo de respuesta o activación	44.1 ± 5.4	43.6 ± 5.6
Tiempo de mantenimiento	436.8 ± 68.1	472.1 ± 110.1
Tiempo de relajación	124.6 ± 33.8	151.8 ± 35.9^c

t-test: $^aP = 0.008$; $^bP = 0.006$; $^cP = 0.011$.

Tabla 8.6. Valores medios de la pierna izquierda y derecha junto a las desviaciones estándar de tiempo de retardo, tiempo de contracción, tiempo de relajación, tiempo de mantenimiento y desplazamiento máximo o deformación radial del recto anterior del muslo antes y después del triatlón de ultra-resistencia. Adaptado de García-Manso et al. (2011a).

Variable	Antes (n = 19)	Después (n = 19)
Tiempo de Contracción	63.5 ± 13.1	63.1 ± 8.3
Deformación radial del músculo	16.5 ± 3.3	16.7 ± 5.5
Tiempo de respuesta o activación	45.6 ± 4.1	42.8 ± 4.1 ^a
Tiempo de mantenimiento	233.7 ± 76.8	246.6 ± 85.4
Tiempo de relajación	142.0 ± 67.9	157.8 ± 73.9

t-test: ^aP = 0.003.

No obstante, lo verdaderamente interesante de este trabajo fue ver como 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 descubiertos, pero que en situación de fatiga elevada afloraban y podían ser detectadas con la *TMG*.

Por su parte, García-García et al. 2013, evaluaron los músculos encargados de la flexo-extensión de la rodilla en 10 ciclistas profesionales (edad: 27.5 ± 5.5 años; estatura: 178.2 ± 7.8 cm; peso corporal: 65.6 ± 5.46 kg; 72.1 ± 3.7 ml/kg/min⁻¹ VO_{2max}) en dos momentos diferentes de la temporada. La primera evaluación (*PP*) se realizó durante el periodo preparatorio, primera semana de diciembre, cuando los ciclistas habían realizado una media de 1.150 ± 279 km, y la segunda (*CP*), siete meses después, cuando la media de la distancia recorrida por los ciclistas era de 20.600 ± 2.319 km. Los resultados evidenciaron un incremento significativo en los valores de *Tc* entre las evaluaciones *PP* y *CP* en el vasto medial (28.7 ± 5.5 Vs 40.6 ± 14.4 ms; 41.4% *p* < 0.05 *d* = 1.1), vasto lateral (28.3 ± 4.9 Vs 40.6 ± 10.2 ms; 43.4% *p* < 0.05 *d* = 1.53) y recto femoral (35.9 ± 6.9 Vs 45.9 ± 16.2 ms; 27.8% *p* < 0.05 *d* = 0.8), mientras que en el bíceps femoral el resultado en la valoración del *CP* fue menor (35.9 ± 9.9 Vs 28.2 ± 5.2 ms; -21.4% *p* < 0.05 *d* = 0.97).

8.2.3. Trabajo excéntrico: Hunter et al. (2012) valoraron la *TMG* como técnica adicional para la valoración de las propiedades musculares del principal músculo encargado de la flexión de la articulación del codo (bíceps braquial) en un ejercicio excéntrico, los 19 participantes (edad: 21.1 ± 4.7 años; estatura: 180.0 ± 7.1 cm; peso corporal 81.3 ± 14.9 kg) no realizaban ejercicio frecuentemente y fueron instruidos para evitar los baños de hielo terapéuticos, masaje, compresión, o cualquier tipo de tratamiento para aliviar los síntomas asociados al daño muscular.

En su trabajo, los autores realizaron varias valoraciones que consistieron en: análisis de la creatina quinasa (*CK*), evaluación de la circunferencia del brazo y evaluación de la percepción del dolor muscular al trabajar con su extremidad superior en un aparato isocinético con una presión de 20N. Antes de realizar una contracción voluntaria máxima (*MVC*) se analizó el Torque (*RTD*) y la *TMG*. Todas las valoraciones se repitieron siete días consecutivos en los que el sujeto se situaba en la misma posición (una silla especialmente diseñada). Para estudiar el coeficiente de correlación entre valores, se ha tomado como referencia los resultados del primer día (Día 0). Ese día, *Dm* evidenciaba una débil relación con el aumento de la circunferencia y el dolor muscular manifestado por los participantes del estudio (Tabla 8.7).

Tabla 8.7. Coeficientes de correlación para el cambio de % de *Dm* respecto al Día 0 frente a *MVC*, *RTD*, *Tc*, *RTD*, *CK*, Circunferencia y dolor muscular (* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$). Adaptado de Hunter et al. (2012).

Correlación	Día 1	Día 2	Día 3	Día 4	Día 5	Día 6
MVC	0.55*	0.56*	0.68**	0.67*	0.13	0.36*
RTD	-0.12	0.33	0.4	0.7**	0.37	0.17
Tc	-0.09	-0.14	-0.04	0.14	0.01	0.15
CK	0.15	—	-0.47*	—	—	-0.59**
Circunferencia	0.22	-0.23	-0.49*	-0.48	-0.48*	-0.39
Dolor muscular	-0.3	-0.13	-0.18	-0.03	-0.3	-0.18

Las respuestas de *TMG* a las máximas contracciones musculares mostraron que se reduce el *Dm* (Figura 8.10), mientras que, el *Tc* aumenta manteniendo valores altos durante los 6 días siguientes al daño muscular. Esto, sugiere que el *Dm* evaluado con el *TMG* es eficaz para detectar daño muscular y, en consecuencia, la *TMG* podría ser una herramienta útil para los profesionales e investigadores en la detección de los daños musculares y la recuperación que se podría planificar y realizar después del ejercicio excéntrico.

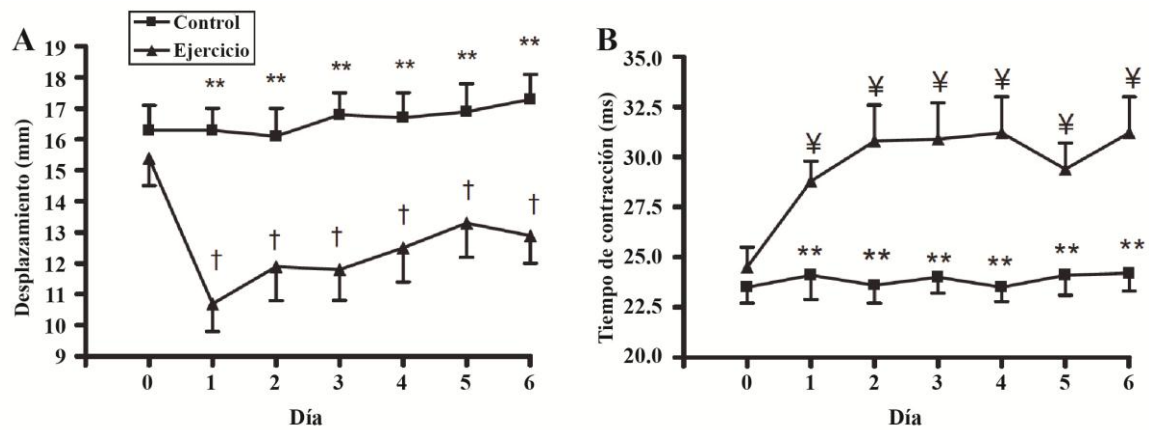


Figura 8.10. Amplitud de desplazamiento evaluada con *TMG* (*Dm*) (A) y tiempo de contracción (*Tc*) (B), para el ejercicio durante las siete sesiones. Diferencias significativas para el grupo eran observadas para todos los intervalos de tiempo ($p < 0.01$). Las valoraciones de *Dm* fueron significativamente menor en el Día 0, $**p < 0.01$, $^+p < 0.01$; Las valoraciones de *Tc* fueron significativamente mayores que en el Día 0, $**p < 0.01$, $^{\forall}p < 0.01$. Adaptado de Hunter et al. (2012).

8.2.4. Deportes de equipo: En 2012, Rodríguez-Ruiz y colaboradores realizaron un trabajo que tenía como objetivo analizar las diferencias de la respuesta muscular y las características mecánicas del músculo en jugadores de élite del voleibol masculino y femenino. Estudiaron la *Vrn* en una muestra compuesta por 22 mujeres (edad 24.6 ± 4.3 años; peso corporal: 72.14 ± 10.06 kg; estatura: 178.40 ± 8.50 cm) y 25 hombres (edad: 25.0 ± 4.3 años; peso corporal: 88.76 ± 9.07 kg; estatura: 194.71 ± 7.84 cm). Los resultados mostraron que la *Vrn* más alta, en ambos grupos, se muestra en el vasto lateral externo y vasto lateral interno (Figura 8.11). Sin embargo, en el grupo de las mujeres existen diferencias más pronunciadas entre la *Vrn* del bíceps femoral y el resto de músculos evaluados (Figura 8.12).

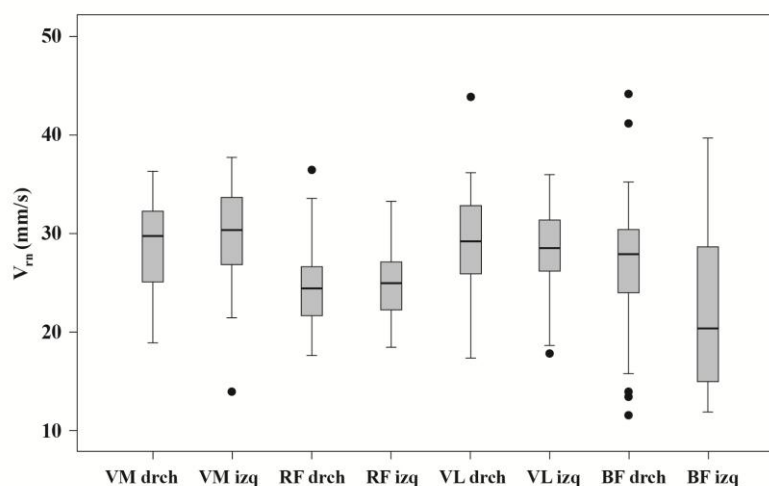


Figura 8.11. Media de velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) para el vasto lateral, recto femoral, vasto medial y bíceps femoral de las piernas, derecha e izquierda, de los jugadores de voleibol masculino ($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al. (2012b).

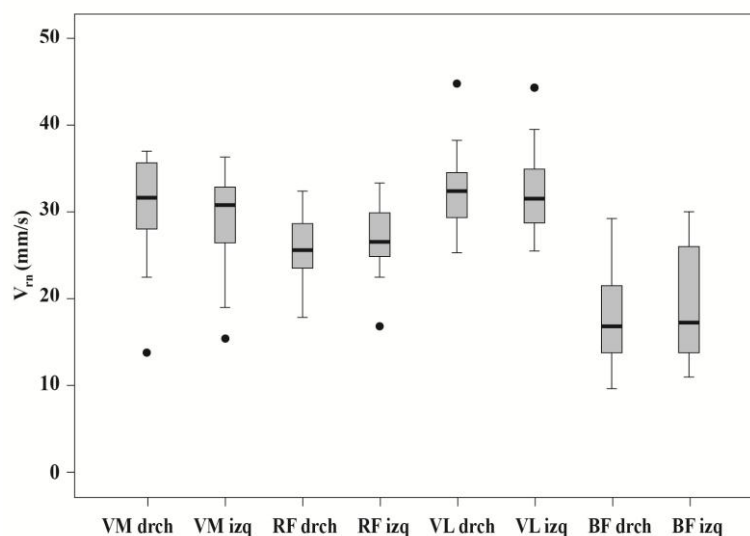


Figura 8.12. Media de velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) para el vasto lateral, recto femoral, vasto medial y bíceps femoral de las piernas, derecha e izquierda, de las jugadoras de voleibol ($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al. (2012b).

Igualmente Rodríguez-Ruiz et al. (2012a), realizaron un estudio con el objetivo de obtener información de la musculatura de los jugadores de voleyplaya en una muestra de 24 jugadores participantes del *Nestea European Championship Tour Spanish Master* celebrado en Gran Canaria. Para ello evaluaron algunos de los principales músculos encargados del movimiento de flexo-extensión de la articulación de la rodilla (vasto lateral externo, vasto lateral interno, recto femoral y bíceps femoral). El estudio destacan la utilidad que se le puede dar a la TMG en la prevención y recuperación de lesiones, mostrando la relación entre simetrías de las

piernas y la manifestación de dolor en la pierna afectada en varios de los jugadores (Tabla 7.6). Por otro lado, muestran importantes diferencias en los parámetros evaluados con la *TMG* entre los jugadores que, aparentemente, eran causados por las acciones técnicas dominantes que más caracterizan la práctica de este deporte (flexo-extensión de la articulación de la rodilla).

- El *rol específico* (ataque-defensa): los especialistas en defensa mostraban unos valores de *Dm* en torno a 2 y 4 mm. En cambio, los especialistas en bloqueo y los jugadores que alternan la posición de defensor con la de bloqueador, presentaban unos valores entre 4 y 8 mm.
- El *espacio que ocupa cada jugador en el campo* (izquierda-derecha): Atendiendo a la peculiaridad de esta modalidad deportiva, donde los jugadores desarrollan la mayoría de acciones técnicas en el mismo lado del terreno de juego, los autores encuentran que *Ts* varía en *VL* del miembro más alejado del centro del campo (Tabla 8.8).

Tabla 8.8. Ejemplo de tiempo de sustentación observado en cuatro parejas (dos masculinas y dos femeninas) de voleyplaya para el análisis del *VL* en función del espacio que ocupa en el campo. Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al. (2012a).

Pareja	Sujeto	Tiempo de sustentación (<i>Ts</i> - ms)		Espacio en el campo
		Derecha	Izquierda	
A	Masculino 1	129,2	116,8	Izquierda
	Masculino 2	36	39,7	Derecha
B	Masculino 3	41,2	38,4	Izquierda
	Masculino 4	61,3	79,1	Derecha
C	Femenino 1	128,6	44	Izquierda
	Femenino 2	43,1	62,9	Derecha
D	Femenino 3	41,9	34,2	Izquierda
	Femenino 4	36,1	42,6	Derecha

Atendiendo a esta especificidad de la respuesta muscular en función del puesto ocupado en el campo o el rol desempeñado en el equipo, Diez et al (2011) encontraron que en jugadoras de voleibol de máximo nivel ($n=63$) presentan mayores diferencias entre la V_{rn} de la musculatura encargada de la extensión (VM , RF y VL) y de la flexión (BF) de la articulación de la rodilla, en las colocadoras, las centrales y las receptoras y en menor caso en las líberos. Por el contrario, las Opuestas presentan un mayor equilibrio funcional entre esta musculatura de la extremidad inferior. No encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las distintas posiciones específicas de juego, pero sí obtuvieron datos que hacen pensar en exigencias físicas y técnicas que distinguen a unas jugadoras de otras en función de su puesto que ocupan en el campo. Esto podría incidir en el riesgo de lesión y justificarla individualización del trabajo preventivo y compensatorio (Figura 8.13).

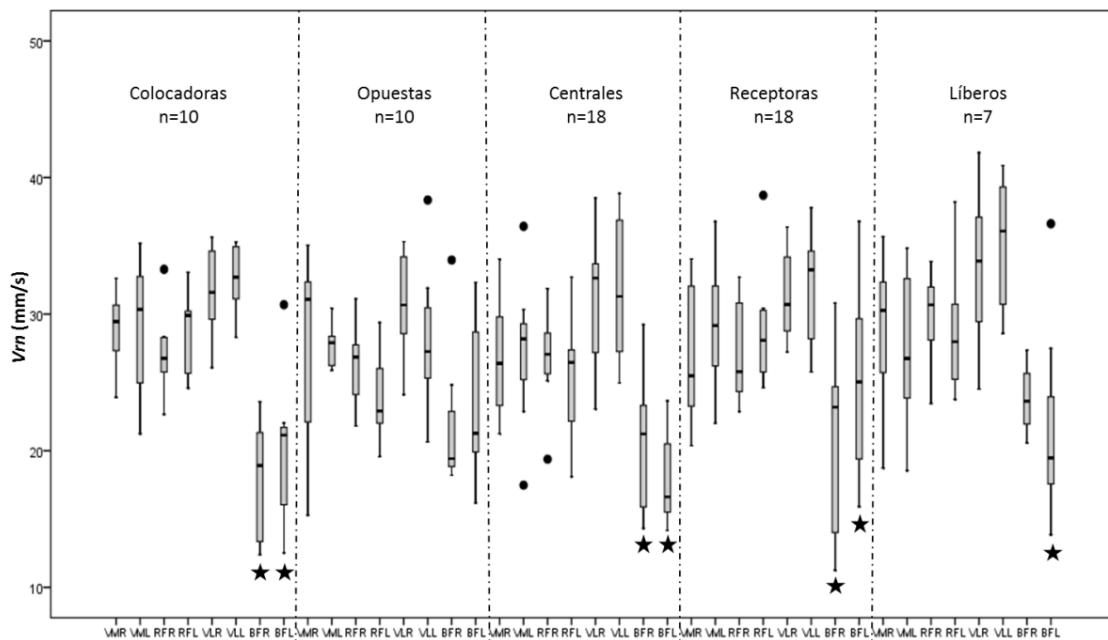


Figura 8.13: Medias de la Velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de las jugadoras de voleibol en mm/s., en función del puesto específico. ($p<0,05$). Adaptado de Diez et al. (2011).

Por su parte, Zagorc et al. (2010) evaluaron en 8 parejas de baile las propiedades mecánicas de 12 músculos repartidos entre los brazos [bíceps braquial (*BB*) y tríceps braquial (*TB*)], las piernas [vasto lateral externo (*VL*), vasto lateral interno (*VM*), recto femoral (*RF*), bíceps femoral (*BF*), gastrocnemio lateral interno (*GM*), gastrocnemio lateral externo (*GL*) y tibial anterior (*TA*)] y el tronco [dorsal ancho (*LD*), erector espinal (*ES*) y oblicuo externo (*OE*)]. Los 16 sujetos (8 hombres (edad 19.1 ± 3.6 años; estatura: 180.0 ± 3.7 cm; peso corporal: 68.9 ± 6.2 kg) y 8 mujeres (edad 18.3 ± 3.2 años; estatura: 167.3 ± 5.1 cm; peso corporal: 54.0 ± 6.2 kg) evaluados no habían manifestado ningún desorden neuromuscular previo. Aunque como los propios autores citan, la muestra no es muy representativa, pero se pueden apreciar algunas diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0.05$) en los parámetros evaluados. Los valores recogidos se muestran en la siguiente tabla (Tabla 8.9; Página 68), donde se puede apreciar que los hombres tuvieron unos valores de *Tc* más bajos en *TB* de la derecha (21.0 ± 2.6 ms) que las mujeres (23.2 ± 3.2 ms). Por su parte, las mujeres muestran valores más bajos de *Tc* en ambos lados del *LD* (derecha: 30.8 ± 3.5 ms; izquierda: 29.2 ± 5.4 ms) que los hombres (derecha: 34.2 ± 4.5 ms; izquierda: 33.2 ± 6.8 ms). Esto podría estar reflejando la función principal de los hombres en esta actividad, que se encargan de iniciar el baile mientras que la pareja le sigue con algo de retraso para terminar al mismo tiempo. En el resto de los músculos del tronco no se encontraron diferencias significativas.

Tabla 8.9. Valores medios y desviación estándar de los 4 parámetros contráctiles evaluados (*Td*, *Tc*, *Ts* y *Tr*). * ($p \leq 0.05$). Adaptado de Zagorc et al. (2010).

Músculo	Lado	Td / ms $\pm$ SD		Tc / ms $\pm$ SD		Ts / ms $\pm$ SD		Tr / ms $\pm$ SD	
		Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
BB	R	27.0 $\pm$ 1.3	26.5 $\pm$ 1.8	32.6 $\pm$ 4.2	33.2 $\pm$ 4.4	171 $\pm$ 37.3	156 $\pm$ 31.5	105.9 $\pm$ 41.2	100 $\pm$ 31.4
	L	26.9 $\pm$ 1.7	27.5 $\pm$ 2.2	33.5 $\pm$ 2.5	33.7 $\pm$ 3.9	170 $\pm$ 35.6	151 $\pm$ 30.8	109.5 $\pm$ 42.7	93.4 $\pm$ 26.8
TB	R	22.3 $\pm$ 1.5	22.6 $\pm$ 1.8	21.0 $\pm$ 2.6*	23.2 $\pm$ 3.2*	200 $\pm$ 26.1*	149 $\pm$ 36.4*	109.6 $\pm$ 25.0*	70.5 $\pm$ 26.9*
	L	22.0 $\pm$ 1.7	22.4 $\pm$ 1.8	22.1 $\pm$ 3.5	22.3 $\pm$ 2.1	202 $\pm$ 28.6*	157 $\pm$ 35.6*	119.6 $\pm$ 31.4*	71.6 $\pm$ 27.1*
LD	R	23.7 $\pm$ 2.0	22.2 $\pm$ 3.6	34.2 $\pm$ 4.5*	30.8 $\pm$ 3.5*	111 $\pm$ 34.2	101 $\pm$ 44.7	66.1 $\pm$ 26.2	50.7 $\pm$ 34.6
	L	23.9 $\pm$ 2.6	24.2 $\pm$ 4.3	33.2 $\pm$ 6.8*	29.2 $\pm$ 5.4*	136 $\pm$ 20.8	141 $\pm$ 41.2	90.5 $\pm$ 22.2	74.2 $\pm$ 25.7
VL	R	23.3 $\pm$ 13*	21.6 $\pm$ 1.7*	22.6 $\pm$ 2.4	20.6 $\pm$ 2.6	160 $\pm$ 43.9	118 $\pm$ 68.6	91.8 $\pm$ 46.0	75.4 $\pm$ 57.7
	L	23.7 $\pm$ 1.7*	22.2 $\pm$ 1.4*	23.3 $\pm$ 2.7	22.2 $\pm$ 1.8	135 $\pm$ 43.3	119 $\pm$ 51.6	87.9 $\pm$ 40.6	71.7 $\pm$ 42.0
VM	R	22.8 $\pm$ 0.9*	21.8 $\pm$ 1.2*	25.7 $\pm$ 1.4*	23.4 $\pm$ 1.5*	226 $\pm$ 31.0	221 $\pm$ 15.0	48.9 $\pm$ 11.7	65.7 $\pm$ 51.1
	L	23.3 $\pm$ 0.8*	22.5 $\pm$ 1.1*	26.5 $\pm$ 1.8	25.3 $\pm$ 1.8	222 $\pm$ 33.0	209 $\pm$ 13.7	64.6 $\pm$ 41.9	43.9 $\pm$ 12.9
RF	R	24.6 $\pm$ 2.4	23.2 $\pm$ 1.6	32.9 $\pm$ 5.8	28.0 $\pm$ 6.0	169 $\pm$ 21.4	175 $\pm$ 19.0	114.3 $\pm$ 27.1	129 $\pm$ 21.2
	L	25.3 $\pm$ 1.9	24.2 $\pm$ 1.9	35.5 $\pm$ 6.5*	29.0 $\pm$ 4.5*	171 $\pm$ 20.0*	97.2 $\pm$ 58.0*	124.1 $\pm$ 23.7*	53.5 $\pm$ 46.5*
BF	R	25.5 $\pm$ 3.2	25.8 $\pm$ 1.8	34.2 $\pm$ 7.7	32.4 $\pm$ 7.5	209 $\pm$ 27.0	204 $\pm$ 27.6	50.5 $\pm$ 8.7*	61.9 $\pm$ 12.8*
	L	24.4 $\pm$ 2.4	25.3 $\pm$ 1.7	34.3 $\pm$ 9.1	34.1 $\pm$ 9.2	211 $\pm$ 17.7	205 $\pm$ 31.7	56.0 $\pm$ 8.0	57.9 $\pm$ 6.3
GM	R	20.7 $\pm$ 1.6	20.5 $\pm$ 1.6	23.5 $\pm$ 2.5	25.4 $\pm$ 2.4	209 $\pm$ 31.5	184 $\pm$ 20.0*	48.0 $\pm$ 19.9*	79.0 $\pm$ 43.9*
	L	20.6 $\pm$ 1.6	21.1 $\pm$ 2.0	23.2 $\pm$ 1.6*	27.3 $\pm$ 4.4*	213 $\pm$ 33.4	173 $\pm$ 53.5*	47.5 $\pm$ 23.4	75.4 $\pm$ 49.6
GL	R	20.6 $\pm$ 2.3	20.7 $\pm$ 1.7	22.6 $\pm$ 5.5	24.0 $\pm$ 3.6	188 $\pm$ 38.7	190 $\pm$ 15.8	69.6 $\pm$ 31.2*	49.0 $\pm$ 8.5*
	L	20.9 $\pm$ 1.4	21.4 $\pm$ 2.0	23.9 $\pm$ 5.4	24.1 $\pm$ 3.4	183 $\pm$ 25.8	183 $\pm$ 22.0	43.3 $\pm$ 9.7*	55.1 $\pm$ 11.6*
TA	R	26.4 $\pm$ 2.0	25.3 $\pm$ 2.3	33.4 $\pm$ 6.9	31.9 $\pm$ 6.7	139 $\pm$ 13.7	151 $\pm$ 1.0	43.7 $\pm$ 8.9	48.4 $\pm$ 7.1
	L	26.9 $\pm$ 2.1*	25.1 $\pm$ 1.9*	34.2 $\pm$ 5.3*	28.7 $\pm$ 3.5*	157 $\pm$ 25.5	170 $\pm$ 9.5	55.5 $\pm$ 15.1	58.5 $\pm$ 4.5
ES	R	20.9 $\pm$ 1.0*	18.7 $\pm$ 1.3*	18.3 $\pm$ 2.2	17.4 $\pm$ 2.2	214 $\pm$ 54.1*	122 $\pm$ 97.7*	178.1 $\pm$ 63.8*	98.6 $\pm$ 92.1*
	L	20.7 $\pm$ 0.9*	19.2 $\pm$ 1.1*	17.5 $\pm$ 2.2	17.0 $\pm$ 1.4	194 $\pm$ 69.7*	116 $\pm$ 91.3*	158.9 $\pm$ 71.4	94.3 $\pm$ 88.6
OE	R	24.9 $\pm$ 1.5	24.6 $\pm$ 1.5	25.8 $\pm$ 3.6	26.1 $\pm$ 2.7	141 $\pm$ 72.1	126 $\pm$ 36.7	96.3 $\pm$ 58.7	87.8 $\pm$ 34.3
	L	25.2 $\pm$ 2.3	24.5 $\pm$ 2.6	25.4 $\pm$ 4.3	26.4 $\pm$ 2.9	114 $\pm$ 46.2	113 $\pm$ 54.6	72.6 $\pm$ 33.6	89.3 $\pm$ 52.0

Es sabido que las mujeres llevan tacones altos cuando bailan, aspecto que les impide utilizar la respuesta reactiva elástico-refleja de sus tendones. En consecuencia, las mujeres que realizan este tipo de actividad tienen un tendón de aquiles menos funcional. En este sentido, es muy comprensible que las mujeres desarrollen unos cuádriceps más rápidos, mostrando unas importantes diferencias en VM (derecha: 23.4 ± 1.5 ms) y RF (izquierda: 29.0 ± 4.5 ms) frente a los hombres ($VM_{derecha}$: 25.7 ± 1.4 ms; $RF_{Izquierda}$: 35.5 ± 6.5 ms). Por el contrario, los hombres tienen unas diferencias más pronunciadas en GM ($Tc_{derecha}$: 23.5 ± 2.5 ms; $Tc_{izquierda}$: 23.2 ± 1.6 ms) que las mujeres ($Tc_{derecha}$: 25.4 ± 2.4 ms; $Tc_{izquierda}$: 27.3 ± 4.4 ms) (Tabla 8.9).

Zagorc y colaboradores proponen que los resultados recogidos con la TMG, acompañados de una interpretación de calidad, son muy bien acogidos por los entrenadores, ya que permiten ver el verdadero potencial de los bailarines, efectuar cambios en el diseño de la coreografía o incluso componer las parejas. Todos estos hechos sugieren que el trabajo organizado y estricto debe llevarse a cabo para mantener la salud, reducir el riesgo de lesiones y garantizar el adecuado desarrollo del cuerpo en los bailarines, lo que debe formar parte de un detallado programa anual de evaluación para todos los bailarines profesionales.

8.3. PROPIEDADES CONTRÁCTILES DEL MÚSCULO.

Como mencionamos anteriormente, las metodologías que existían hasta ahora para conocer las propiedades contráctiles del músculo eran especialmente invasivas. Con la TMG, podemos realizar un estudio de la respuesta muscular de una forma no invasiva, permitiendo que sea más sencillo y eficiente el proceso. Los siguientes trabajos han sido realizados, mediante la aplicación de esta herramienta con el fin de conocer las características de la respuesta muscular.

8.3.1. Activación muscular. En el primer trabajo que se realiza sobre TMG, el profesor Valencic llama a la herramienta “*displacement measurement system (MTD)*”. En este trabajo, Valencic (1990) demostró que el torque es proporcional a la amplitud de desplazamiento del vientre muscular aplicando estímulos hasta 60 v (Figura 8.14). Además, explica que, si se incrementa el estímulo, el impulso disminuye debido a la coactivación de los músculos antagonistas. Al evaluar la contracción del músculo

agonista analíticamente con *MTD* (precedente de la *TMG*), la máxima deformación es proporcional a la amplitud hasta 90V (Figura 8.14). En opinión de los autores, los comportamientos observados individualmente demuestran que el método propuesto para evaluar el tono muscular (*TMG*) es más directo que la valoración del torque en la articulación del tobillo.

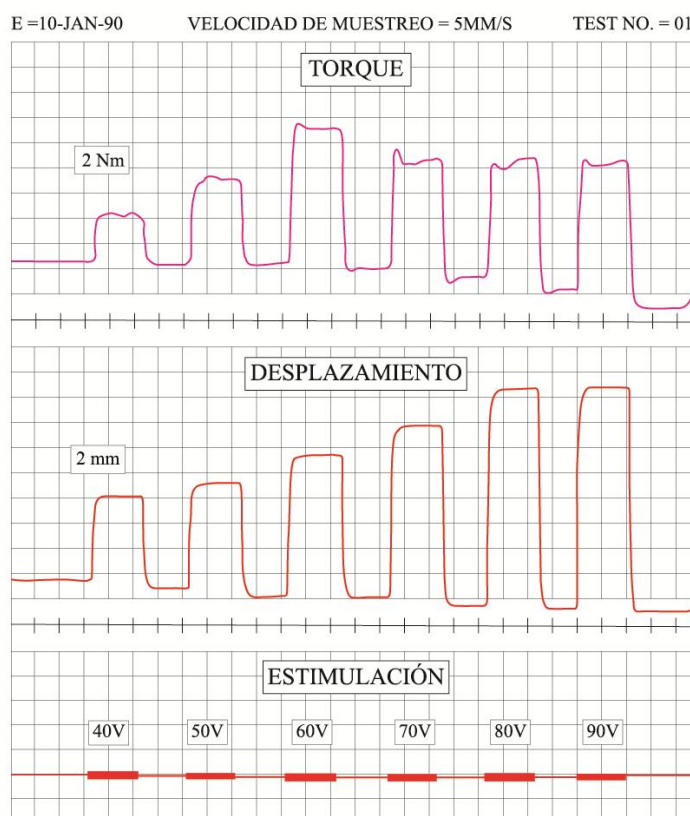


Figura 8.14. Respuestas de la estimulación tetánica TA (0,3 ms, 40 Hz, amplitud de 40 a 90V), medido con el sistema de medición de impulso en la articulación del tobillo (figuras superiores) y los registros obtenidos por el sistema de medición de desplazamiento del tono muscular (figuras inferiores). Adaptado de Valencic (1990).

En otro trabajo, Valencic y Knez (1997) contribuyen al desarrollo de la *TMG* demostrando que los datos de la *Vrn* correlacionan con los músculos según el tipo de fibra dominante (Tipo I o Tipo II), aumentando el valor de la *Vrn* para los músculos con un mayor porcentaje de fibras Tipo II y disminuyendo su valor en los músculos donde predominan las fibras Tipo I, hecho que pudimos comprobar al comparar *Vrn* en los músculos extensores y flexores de la articulación de la rodilla en jugadoras y jugadores profesionales de voleibol (Rodríguez-Ruiz et al., 2012b).

En el campo del deporte, se comenzó a utilizar la *TMG* con el trabajo de Praprotnik et al. (2000) donde demuestran que se producen cambios en la respuesta recogida después de realizar un ejercicio de alta intensidad con respecto a los valores de respuesta que mostraba el músculo cuando se encontraba en un estado de reposo absoluto. Este hecho lo evidenciamos posteriormente en un trabajo donde estudiamos el efecto de la fatiga en el bíceps braquial después de dos ejercicios, el primero de alto volumen y el segundo de alta intensidad (García-Manso et al., 2012).

En 2001, Valencic y colaboradores (Valencic et al. 2001) evaluaron la respuesta muscular en 14 sujetos sanos (edad entre 19 y 27 años) y un paciente que sufría denervación del músculo tibial anterior debido a una lesión en el nervio peroneo. Durante el experimento los sujetos se situaban en una silla especialmente diseñada con un brazo mecánico que permitió adoptar una flexión plantar de 20° para evaluar el torque en cada uno de los sujetos. Además, se colocaba en el músculo tibial anterior un sensor de deformación y electrodos permitiendo la valoración con *TMG* y *EMG*. Asimismo, se evaluaron las respuestas musculares provocadas de forma voluntaria, involuntaria con un único estímulo (impulso 1 ms) e involuntaria con una serie de estímulos (impulso 0.2 ms, frecuencia 33 Hz, duración del entrenamiento 2sg; pausa 3sg), simultáneamente con las tres técnicas empleadas para determinar el umbral de tensión para cada individuo, encontrando resultados muy similares en la contracción involuntaria de un único estímulo con las técnicas de *TMG* y Torque en los sujetos sanos (Figura 8.15) y en el sujeto que sufría de una denervación (Figura 8.16), lo que supone que la evaluación del desplazamiento radial permite conocer las características de un músculo aunque esté afectado por ciertas patologías.

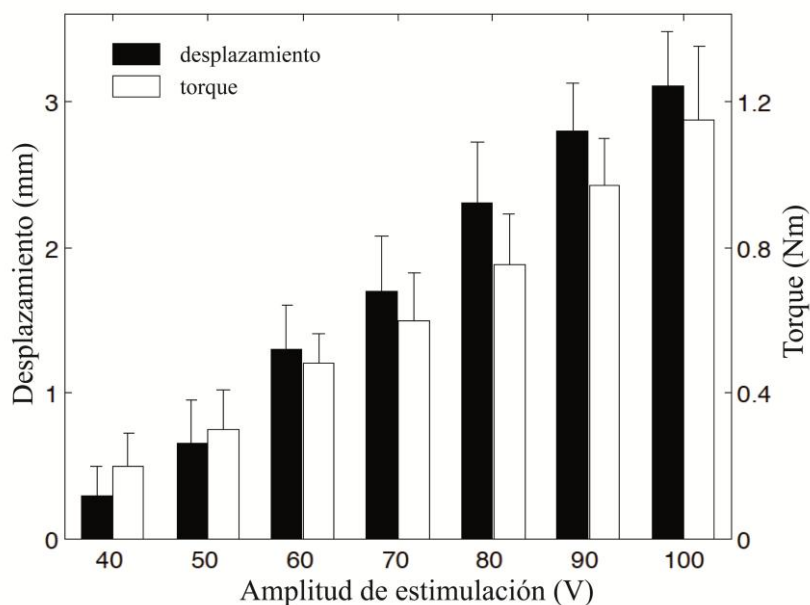


Figura 8.15. Valores medios y desviación estándar del desplazamiento radial del músculo tibial anterior y, el torque sobre la articulación del tobillo en los sujetos sanos. Adaptado de Valencic et al. (2001).

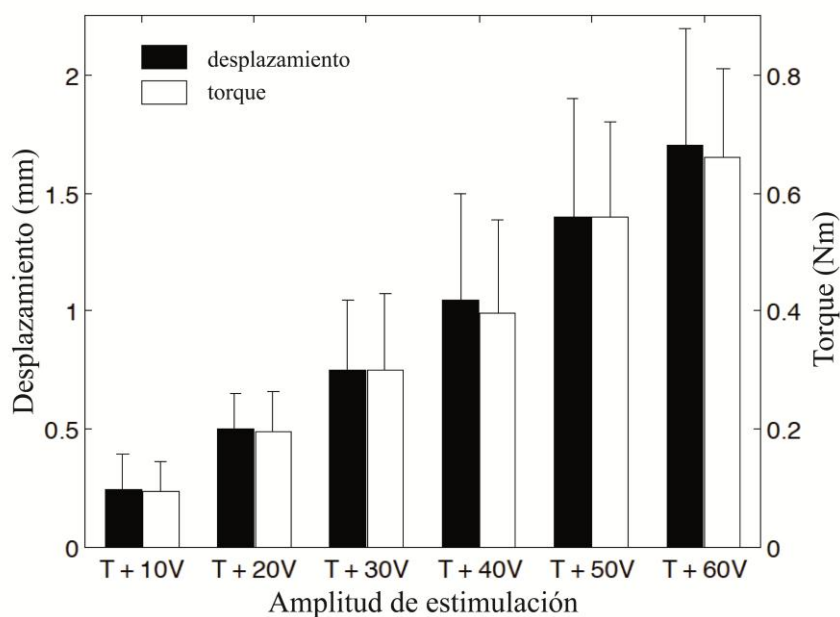


Figura 8.16. Valores medios y desviación estándar del desplazamiento radial del músculo del tibial anterior y, el torque sobre la articulación del tobillo en el paciente con denervación. Adaptado de Valencic et al. (2001).

Además añaden un gráfico (Figura 8.17) en el que muestran la relación ($r^2=0.8128$) que existe entre el T_c y el porcentaje de fibras musculares Tipo I haciendo referencia al estudio de Valencic y Knez (1997).

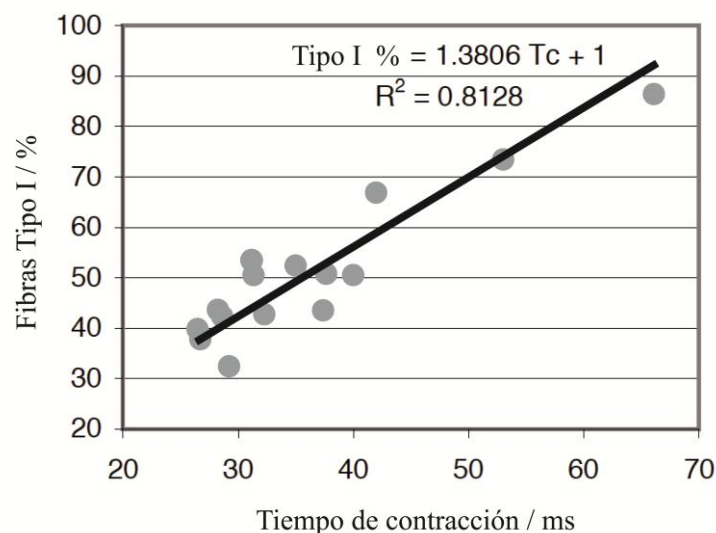


Figura 8.17. Correlación entre el tiempo de contracción (T_c) obtenido por el método *TMG* y el porcentaje de fibras musculares Tipo I obtenidos a partir de referencias (Ariano et al., 1973). Adaptado de Valencic et al., (2001).

8.3.2. 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 resultado de la deformación radial máxima del músculo evaluado (D_m), el cual presenta valores bajos cuando la rigidez es elevada y altos cuando ésta disminuye. Muestra la resistencia pasiva a la deformación radial del músculo. Su valor determina la magnitud de la respuesta mecánica 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 músculo cuando este 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 del músculo en los diferentes tipos de contracción muscular (concéntricas, isométricas y excéntricas con el músculo acortado o alargado).

En este sentido Simunic (2003) estudió la amplitud máxima de dos respuestas musculares (recogidas con TMG y Torque) adaptando los cuatro parámetros de tiempo (T_d , T_c , T_s y T_r) a cada una de las respuestas Dm_{TMG} y Dm_{torque} (Figura 8.18).

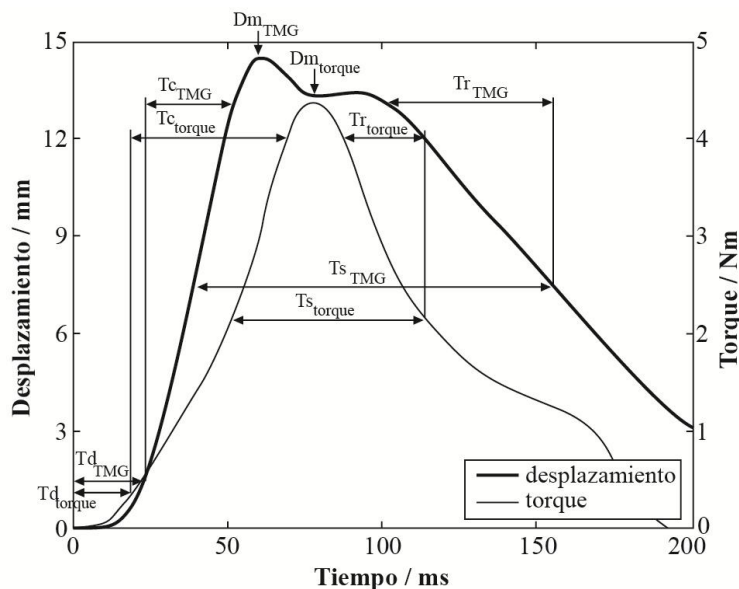


Figura 8.18. Definición de parámetros igual para la respuesta transversal (TMG) y la contracción longitudinal (Torque). Amplitud de contracción máxima (Dm), tiempo de activación (T_d), tiempo de contracción (T_c), tiempo de mantenimiento (T_s) y tiempo de relajación (T_r). Adaptado de Simunic, (2003).

Explica que el pico de la respuesta registrada en la contracción transversal (recogido con TMG) es más acentuado en los músculos con menor T_c . Basándose en la presunción de que en un músculo todas las fibras del mismo tipo se contraen al mismo tiempo cuando son estimuladas, utiliza distintos modelos de estimulación para caracterizar cada tipo de fibra muscular (tipo I o tipo II).

En el siguiente esquema (Figura 8.19) muestra como sería la respuesta al combinar el comportamiento de ambas fibras (fibras tipo I y tipo II) en su desplazamiento longitudinal y transversal del vientre muscular. En el modelo propuesto, Simunic acepta los datos que se pueden encontrar en la literatura especializada sobre la concentración selectiva de calcio por tipo de fibra y la fuerza longitudinal ejercida por cada una de ellas (Wetzel y Gros, 1998). La contracción longitudinal de la fibra muscular tipo II comienza a aumentar más tarde cuando la concentración de calcio y su amplitud es hasta nueve veces

superior que la contracción longitudinal de fibras tipo I (Wetzel y Gros, 1998; Sica y McComas, 1971).

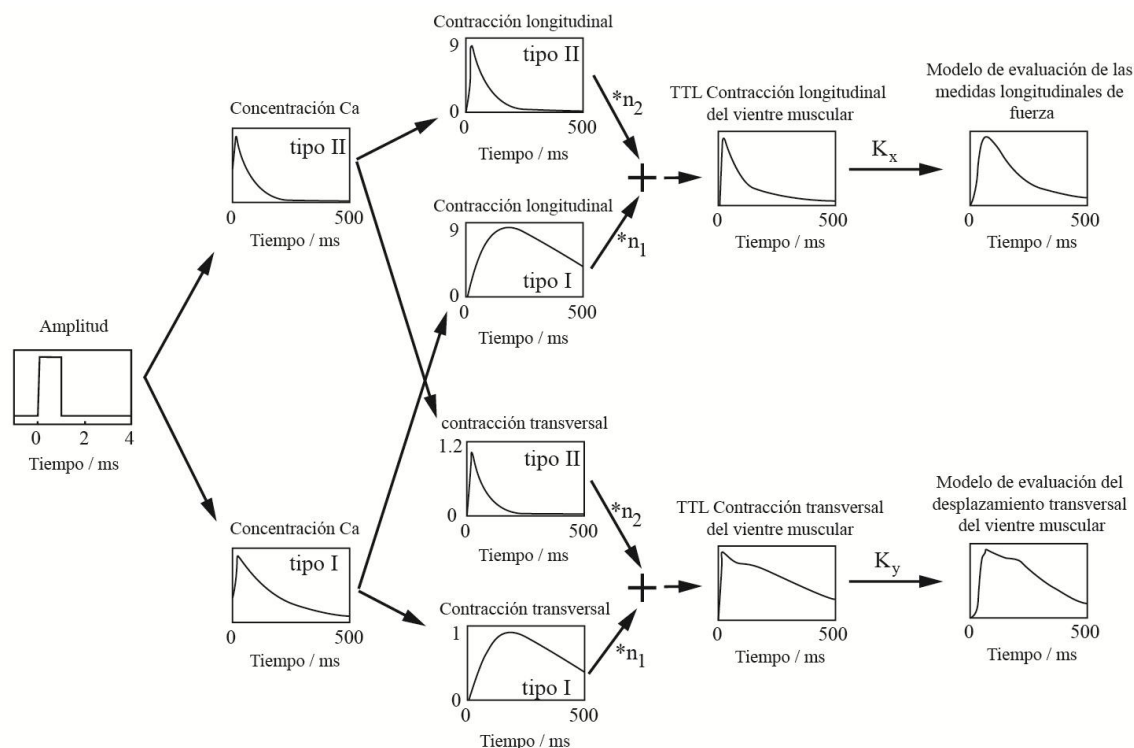


Figura 8.19. Modelo de conexión entre medidas longitudinales de fuerza y el desplazamiento transversal del vientre muscular. Adaptado de Simunic, (2003).

In vivo, la rigidez longitudinal del complejo músculo-tendón y la elasticidad del tendón no parecen estar vinculadas (Kubo et al., 2001). Esto supone que sus características morfológicas no parecen ser factores claves en la rigidez del músculo (Kubo et al., 2001a,b). Por su parte, Simunic (2003) 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 potencial riesgo de lesión que puede tener el mismo en determinadas modalidades deportivas. Una elevada rigidez (bajo valor de Dm), siempre que no alcance valores potencialmente patológicos, puede suponer elevada eficiencia en pruebas explosivas (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 (ejemplo: fútbol). Aun así, es necesario comprender que el Dm se ve afectado por diferentes factores como puede ser el tipo de musculatura, si esta se encuentra poco o muy tonificada y el tipo de hipertrofia que presente. En este sentido, Rodríguez-Ruiz et al., 2012a, registraron valores diferentes de Dm en los jugadores de voleyplaya de alto nivel. Los especialistas en defensa presentan valores entre 2 y 4 mm, mientras que los especialistas en bloqueo presentan valores entre 4 y 8 mm.

Para realizar mediciones de la rigidez muscular habitualmente se utilizaba una metodología conocida como *Myotonomer*. Sin embargo, Simunic et al. (2003) se dieron cuenta de que las mediciones de la rigidez con esta metodología no eran precisas, por lo que mejoraron el sensor de desplazamiento utilizado un separador (Figura 8.20). Este separador funciona como punto de referencia para conocer la profundidad que el sensor de desplazamiento ejerce sobre la superficie cutánea del músculo que es evaluado en su eje transversal (Dv).



Figura 8.20. Muestra del sensor de deformación con un separador incorporado. Adaptado de Simunic, (2003).

Estudios preliminares revelaban que Dm depende de la presión que se ejerce inicialmente con el sensor sobre la superficie cutánea (Dv) (Knez, 2000). Así Simunic (2003) trabajó con valores normalizados de Dv para cada sujeto de acuerdo con su valor máximo, y con independencia del ángulo de la articulación a la que se midió este valor. Observaron que cuando el ángulo del codo se reduce,

D_v disminuye también. Esta disminución fue estadísticamente significativa para el músculo braquioradial (*BR*) e insignificante para el músculo bíceps braquial (*BB*). Cuando los parámetros D_m y D_v se unieron en un solo parámetro se encontró una buena correlación ($r=0,53$) entre ambos parámetros (Figura 8.21). No obstante, en el caso de observaciones por separado no se encontró correlación, lo que significa que el parámetro D_v no es el único que tiene influencia en D_m .

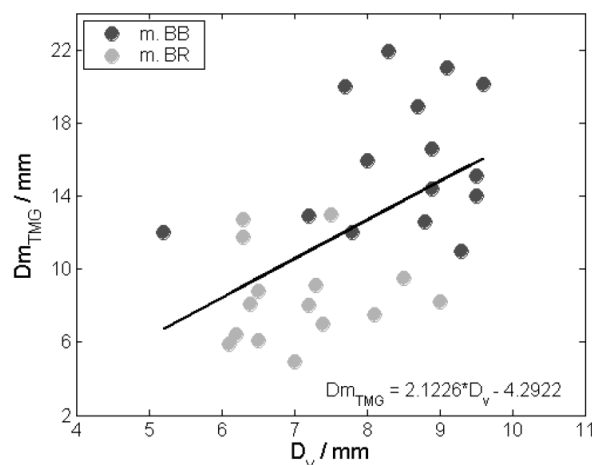


Figura 8.21. Correlación estadísticamente significativa con la tendencia lineal entre Dm_{TMG} y D_v ($N=15$) de los músculos evaluados (*BB* y *BR*) con un ángulo del codo de: 1,40 radianes. Adaptado de Simunic, (2003).

8.3.3. Potenciación muscular. La potenciación muscular, o potenciación post-activación, representa el incremento de la respuesta muscular contráctil después de realizar ejercicios de intensidad elevada (Vandervoort et al., 1983; Abbate et al., 2000; Sale, 2002; Verkhoshansky, 2000; Gullich, 1995) o al inicio de un ejercicio cuando el calentamiento es inadecuado. Según Simunic (2003) en este tipo de evaluaciones (*TMG*) existen tipos de respuesta muscular que corresponden con un fenómeno de potenciación muscular. Esta potenciación puede ser causada por un cierto número de contracciones voluntarias e involuntarias (provocadas mediante estimulación eléctrica de corta duración) o por pequeñas contracciones involuntarias con una duración más larga de lo normal, apareciendo un incremento en la amplitud de todas ellas. Simunic, estudió la potenciación de los parámetros de tiempo en las respuestas transversales y longitudinales. Expone que la observación de la potenciación en las respuestas transversales es más objetiva debido a que las contracciones longitudinales se ven afectadas en mayor medida por las propiedades

elásticas del tejido conjuntivo. Asimismo, en un estudio realizado con músculos de sapos determinan que, en las contracciones transversales los valores de T_d y T_c disminuyen, mientras que T_r y T_s se incrementan (Tabla 8.10). En cambio, en las contracciones longitudinales los parámetros de tiempo aumentaban mientras que la amplitud se mantenía sin cambios (Tabla 8.10). Estos valores indican la relación que existe entre el fenómeno de potenciación y la fatiga muscular, mostrando al músculo muy sensible a la fatiga cuando se estimula de forma aislada.

Tabla 8.10. Parámetros contráctiles transversales y longitudinales de gemelo de sapo medidos antes y después de estimular el músculo de forma aislada. Adaptado de Simunic, (2003).

Respuesta	Sincronización	T_d (ms)	T_c (ms)	T_s (ms)	T_r (ms)	D_m (mm)
Transversal	Antes	13.89	35.85	87.95	21.09	1,08
	Después	11.86	33.58	37.97	37.97	2,20
Longitudinal	Antes	13.00	33.65	19.54	19.54	0,91
	Después	14.22	38.50	26.00	26.00	0,90

8.3.4. Diferencias en la respuesta mecánica en diferentes músculos. Una de las aplicaciones más básicas de la TMG tras 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 antigravitatorios (posturales). Los músculos antigravitatorios 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 y 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 a 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 estructuras cambia significativamente, de forma que los músculos antigravitatorios tendrán

mayor porcentaje de fibras tipo I que los gravitatorios, ocurriendo lo contrario en relación a las fibras tipo II.

Determinar las características de unos u otros es algo bastante sencillo mediante la TMG. Ese fue el objeto de uno de los primeros trabajos publicados por Valencic & Knez (1997) cuando midieron cinco músculos de un sujeto que fueron seleccionados por las características de sus fibras (vasto lateral y bracoradial 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 (vasto lateral y bracoradial) mostraron una velocidad de deformación (V_{rn}) 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 $mm/s/mm$). Asimismo, Simunic et al. (2009) valoraron las diferencias de los valores de T_c entre vasto lateral y bíceps femoral de 170 atletas master y 51 sujetos sanos. Presentan el tiempo de contracción organizando la muestra en cuatro grupos de edad y también según el tipo de actividad deportiva realizada (velocistas, atletas de resistencia y no deportistas).

Los datos mostraron variaciones mayores en el bíceps femoral (SE_{min} : ± 1.6 ; SE_{max} : ± 9.8) que en vasto lateral (SE_{min} : ± 0.7 ; SE_{max} : ± 1.9). Además, a la edad de 35-44 años, los atletas rápidos (velocistas) mostraron un T_c más corto del bíceps femoral ($T_c = 26.5 \pm 1.6ms$) que los atletas resistencia ($T_c = 34.4 \pm 2.2ms$), pero estas diferencias desaparecen a la edad de más de 65 años (Tabla 8.11).

Tabla 8.11. Valores del tiempo de contracción del bíceps femoral y desviación estándar perteneciente a evaluaciones de sujetos de diferente edad y tipo de deporte practicado. Adaptado de Simunic et al., (2009).

	Edad (años)			
Bíceps Femoral T_c (ms)	35 – 44 a.	45 – 54 a.	55 – 64 a.	>65 a.
Atletas Velocistas	26.5 ± 1.6	30.9 ± 9.4	37.3 ± 5.1	44.1 ± 9.8
Atletas Resistencia	34.4 ± 2.2	39.4 ± 2.5	41.6 ± 2.3	44.5 ± 2.5
No atletas	30.9 ± 1.9	32.9 ± 2.4	43.9 ± 2.7	54.2 ± 2.7

En el músculo vasto lateral externo el efecto de la actividad deportiva no fue significativa (Tabla 8.12).

Tabla 8.12. Valores del tiempo de contracción del vasto lateral y desviación estándar perteneciente a evaluaciones de sujetos de diferente edad y tipo de deporte practicado. Adaptado de Simunic et al., (2009).

Tc del Vasto Lateral (ms) (Grupo - Edad)	Edad (años)			
	35 – 44 a.	45 – 54 a.	55 – 64 a.	>65 a.
Hombres Velocistas	23.2 ± 0.7	25.0 ± 0.7	25.5 ± 1.0	28.1 ± 0.7
Mujeres Velocistas	25.6 ± 1.0	24.0 ± 1.2	24.0 ± 1.2	27.5 ± 1.2
Hombres Fondistas	26.3 ± 0.9	26.3 ± 1.1	26.3 ± 1.1	25.5 ± 1.9

Los autores señalan que el bíceps femoral se deteriora con la edad en mayor proporción que el músculo vasto lateral externo. Además que la actividad deportiva tiene un efecto positivo sobre el bíceps femoral, por lo que recomiendan la realización de actividad física durante el proceso de envejecimiento para prevenir el deterioro y la capacidad funcional de esta musculatura.

García-García et al. (2011) realizaron un trabajo con una pequeña muestra de mujeres jóvenes, evaluando las diferencias entre los músculos erector espinal, recto abdominal y oblicuo externo. Encontraron diferencias significativas entre las propiedades mecánicas de los tres músculos evaluados, de forma que el erector espinal presentó los valores más bajos de T_c , mientras que D_m fue más elevado en el recto anterior del abdomen. T_d , T_r y T_s mostraron valores más bajos en la musculatura extensora del tronco que en los músculos flexores del (Tabla 8.13).

Tabla 8.13. Media y desviación típica de los diferentes parámetros evaluados, medidos en milisegundos (*Tc*, *Td*, *Ts* y *Tr*) y en milímetros (*Dm*) en ambos lados. Adaptado de García-García et al., (2011).

Músculo	Lado	Tc (mm)	Dm (mm)	Td (ms)	Ts (ms)	Tr (ms)
Erector Espinal	Derecha	15,22 ± 1,69	4,44 ± 0,93	18,76 ± 3,03	39,86 ± 13,53	19,72 ± 8,83
	Izquierda	15,98 ± 1,71	4,64 ± 0,35	18,46 ± 1,95	92,38 ± 38,47	69,56 ± 33,83
Recto Abdominal	Derecha	33,72 ± 3,51	7,1 ± 3,53	22,14 ± 2,21	185,26 ± 66,46	106,06 ± 43,38
	Izquierda	32,62 ± 8,18	8,78 ± 4,37	22,66 ± 0,83	187,42 ± 46,95	110,90 ± 43,61
Oblicuo Externo	Derecha	31,68 ± 8,58	5,56 ± 2,46	23,72 ± 2,84	178, ± 85,87	95,60 ± 64,94
	Izquierda	34,42 ± 7,84	5,88 ± 1,77	23,66 ± 1,92	176,92 ± 78,78	124,74 ± 74,85

Rodríguez-Ruiz et al. (2012b) analizaron las diferencias que existen entre las características mecánicas y la respuesta muscular de jugadores masculino y femenino de la elite del voleibol encontrando grandes diferencias entre grupos. El grupo de las mujeres presenta mayores desequilibrios musculares con una diferencia pronunciada en la *Vrn* de vasto medial (*VM*: $p < 0.05$), recto femoral (*RF*: $p < 0.001$) y bíceps femoral (*BF*: $p < 0.001$) de ambas piernas y entre *BF* y *VM* ($p < 0.05$) en contraste con los hombres, donde las diferencias significativas se encuentran entre el *BF* y el vasto lateral externo (*VL*) de la pierna izquierda ($p < 0.05$) y entre *VL* de ambas piernas ($p < 0.01$). Además, en los hombres existían diferencias significativas en *Dm* entre *VM* y *RF* ($p < 0.005$), entre *VM* y *BF* ($p < 0.005$), entre *VL* y *RF* ($p < 0.05$) y entre *VL* y *BF* ($p < 0.005$) de la pierna derecha. En cambio, en la pierna izquierda las diferencias se encontraron entre *VM* y *RF* ($p < 0.001$) y *VL* y *RF* ($p < 0.005$). Por tanto, basándose en las diferencias más pronunciadas que muestran las mujeres en *Vrn* entre la musculatura responsable de la extensión y flexión de la articulación de la rodilla, proponen conveniente establecer ejercicios destinados a enseñar una técnica de aterrizaje mejor que incluya una serie de ejercicios compensatorios diseñados para mejorar

la estabilidad de la rodilla que favorezcan la alineación de las cargas en las articulaciones reduciendo el riesgo de lesión.

8.3.5. Evolución de la respuesta muscular con la edad. Las características morfológicas y neurales de la musculatura, así como la capacidad contráctil y sus peculiaridades biomecánicas, evolucionan con la edad. Con el envejecimiento, la atrofia muscular se presenta y se acelera con el paso de los años. Primordialmente, el comienzo de la pérdida de las fibras musculares junto a la reducción de su tamaño, causan el proceso conocido como sarcopenia. En este sentido, el estudio de las propiedades musculares que implique un mejor entendimiento del desarrollo, funcionamiento y deterioro del sistema muscular, proporciona herramientas para mejorar la calidad de vida en los seres humanos. Con la *TMG* se han realizados algunos estudios que siguen esta línea.

Pisot et al. (2001), realizaron una investigación utilizando la *TMG* sobre la influencia de las propiedades biomecánicas de los músculos esqueléticos durante el desarrollo motor de los niños. Los autores señalan que los movimientos específicos que realizan a esas edades son más naturales (caminar o correr) que lo que sugiere realizar un sprint rápido. Sugieren que las diferencias musculares de la parte anterior (*RF*) y la parte posterior (*BF*) de las piernas son elevadas ($p < 0.001$). Además, encontraron una fuerte correlación entre los valores obtenidos del *BF* y los tiempos obtenidos de los niños que tienen mayor velocidad en un sprint.

Siguiendo en la misma línea, este grupo de investigación, publica otro trabajo (Pisot et al., 2004) donde controlan a 187 niños sanos de 9 años (98 niños: estatura: 139.8 ± 6.44 cm, peso corporal: 33.9 ± 6.98 kg; 89 niñas, estatura: 140.59 ± 6.37 , peso corporal: 33.6 ± 7.39 kg) con la *TMG* y comparan los resultados obtenidos de *Tc*, *Td* y *Dm* con los de una prueba de velocidad de 14 metros para verificar que los niños más rápidos suman *Td* y *Tc* menores, correlacionando así con un alto porcentaje de fibra Tipo II (Dahmane et al., 2001). Aunque los autores no lo comentan, entendemos que hubiera sido necesario tener información sobre el volumen muscular y la sección transversal de esa musculatura y así concretar de forma más fina las razones del valor más alto de *Dm* entre los niños más rápidos.

En un trabajo posterior, Pisot et al. (2007) publicaron un estudio longitudinal (2001-2006) en el que controlaron 90 niños de 8 a 14 años (niños: 46; niñas: 44) que fueron organizados por grupos en función del tipo y volumen de actividad física que realizaban. Los autores observaron como, a diferencia de lo que teóricamente debe ocurrir en etapas posteriores de la vida, el T_c del vasto lateral disminuía ligeramente entre los 8 y 9 años de edad aunque sin grandes diferencias entre sujetos activos y sedentarios. Por el contrario, los valores de T_c en bíceps crural 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).

Por su parte, Simunic et al. (2005b) estudiaron 80 personas entre 6 y 77 años de edad demostrando la existencia de cambios significativos de los valores de T_d y T_c en vasto medial y vasto lateral del cuádriceps y en recto anterior del cuádriceps y bíceps crural. En todos ellos los valores de T_d y T_c aumentaron con la edad pasando de 20-25 *ms* a los 30 ó incluso 40 *ms* según el músculo evaluado. Tr y Ts también aumentaron su valor con la edad excepto en el caso de Tr de vasto lateral y bíceps crural que disminuía con el envejecimiento y la reducción de actividad.

En 2009 realizan otro trabajo (Simunic et al., 2009) donde explican cómo, los atletas no sufren cambios significativos en los músculos no posturales mientras que, en las personas que no realizan actividad deportiva regular, los músculos no posturales se deterioran más, mientras que, en los músculos posturales ocurre lo contrario ya que tienen suficientes estímulos a diario que impiden un mayor deterioro.

En este sentido, Rodríguez-Ruiz et al. (2013) estudiaron la V_{rn} , en vasto lateral y bíceps femoral, en 84 sujetos masculinos organizados en diferentes grupos de edad (sujetos jóvenes (T), estudiantes universitarios (U), sujetos adultos (A) y ancianos (E)). Estos músculos fueron seleccionados por tratarse de estructuras encargadas de la flexión y extensión de la articulación de la rodilla. Observaron diferencias de E con T ($p = 0.000$), con U ($p = 0.000$), y con A ($p = 0.018$) y entre T y U ($p = 0.010$) y T y A ($p = 0.000$) en el VL de la pierna derecha (Figura 8.22) y entre E y T ($p = 0.000$), E y U ($p = 0.003$) y T y A ($p = 0.004$) en el VL de la pierna izquierda (Figura 8.23).

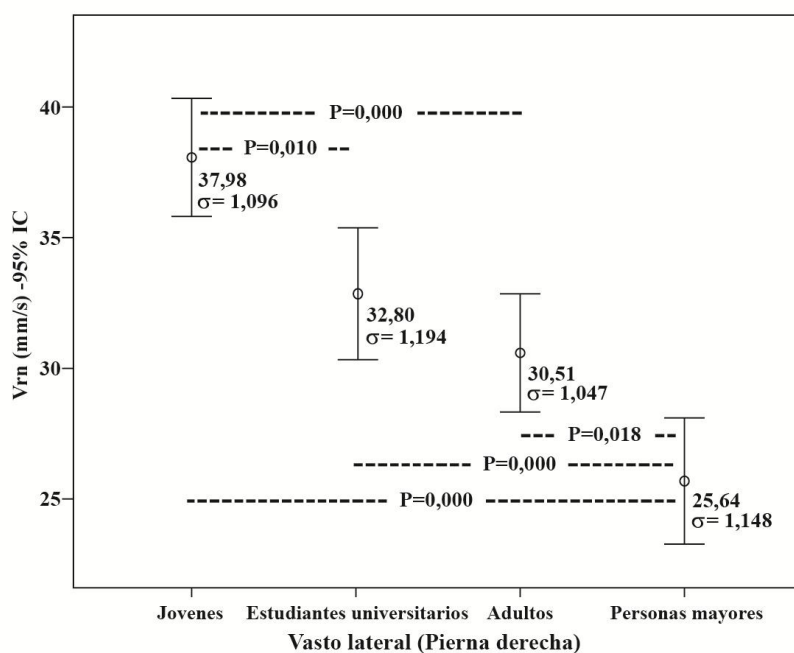


Figura 8.22. Medias de la Velocidad de Respuesta Normalizada (V_{rn}) enunciadas en mm/s y el 95% del Intervalos de Confianza (95% IC) en el Vasto Lateral (VL) de la pierna derecha en cada uno de los grupos analizados ($p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2013).

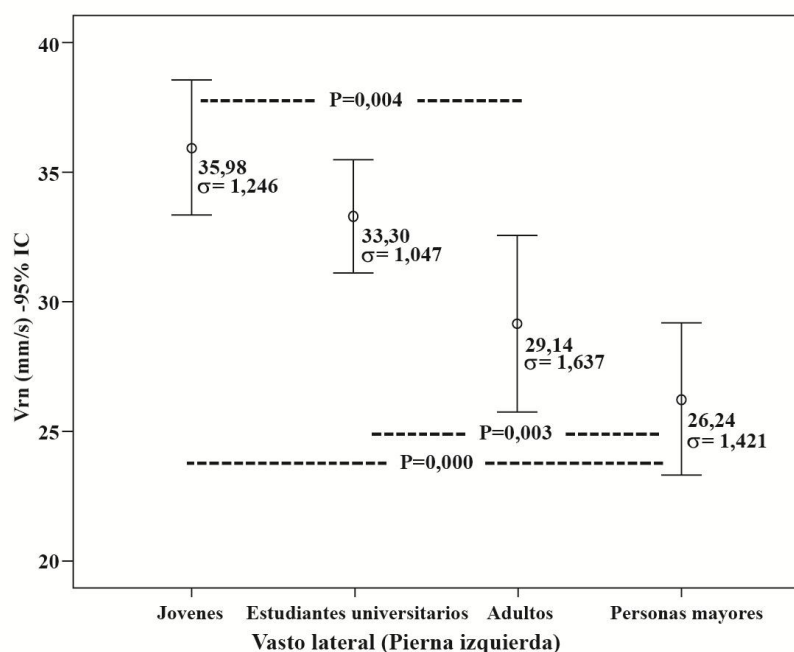


Figura 8.23. Medias de la Velocidad de Respuesta Normalizada (V_{rn}) enunciadas en mm/s y el 95% del Intervalos de Confianza (95% IC) en el Vasto Lateral (VL) de la pierna izquierda en cada uno de los grupos analizados ($p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2013).

Por otro lado, coincidiendo con un trabajo propuesto por Simunic (Simunic et al., 2009), los valores de BF sugieren un comportamiento diferente a los de VL. Los datos indican un incremento de V_{rn} con la edad en VL de ambas piernas y una

disminución de los valores en *BF* solo en *E*. La disminución en *Vrn* fue más notable en la pierna derecha entre *A* y *E* ($p=0.020$) (Figura 8.24), mientras que en la pierna izquierda no se encontraron diferencias estadísticamente significativas (Figura 8.25).

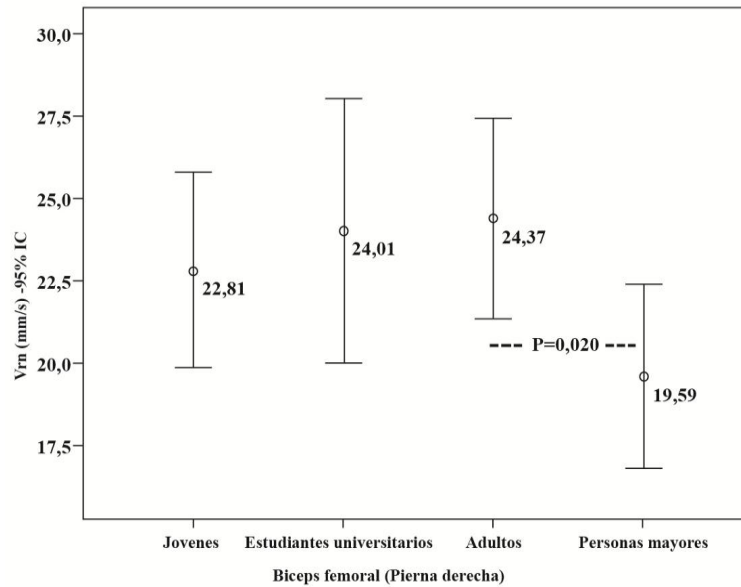


Figura 8.24. Medias de la Velocidad de Respuesta Normalizada (*Vrn*) enunciadas en *mm/s* y el 95% del Intervalos de Confianza (95% *IC*) en el Bíceps Femoral (*BF*) de la pierna derecha en cada uno de los grupos analizados ($p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2013).

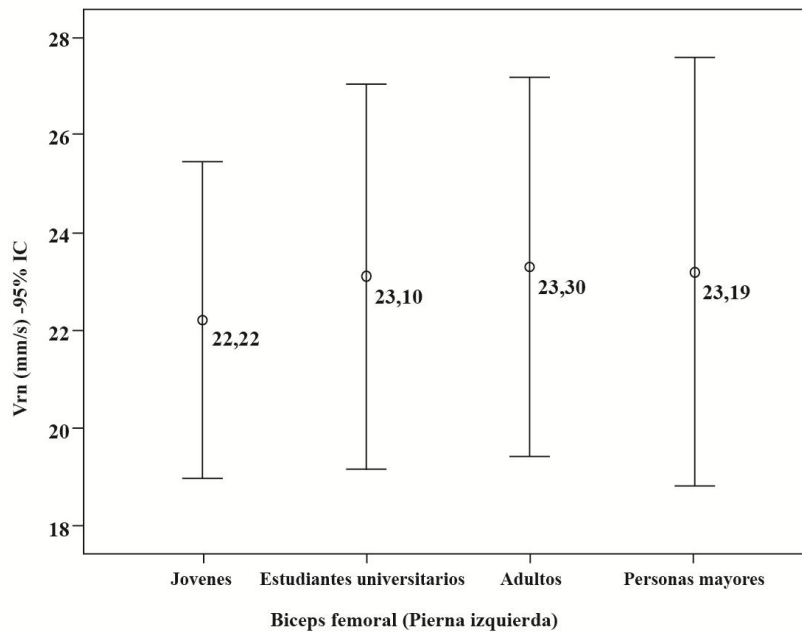


Figura 8.25. Medias de la Velocidad de Respuesta Normalizada (*Vrn*) enunciadas en *mm/s* y el 95% del Intervalos de Confianza (95% *IC*) en el Bíceps Femoral (*BF*) de la pierna izquierda en cada uno de los grupos analizados ($p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2013).

8.3.6. Balance muscular. La *TMG* es una herramienta especialmente interesante para poder evaluar de forma sencilla y precisa la evolución de estructuras musculares que son sometidas a recuperación tras procesos de deterioro o patología de distinta índole. En esta línea, Simunic et al. (2005a) realizan un trabajo sobre la evolución de *Dm* después de 12 días de rehabilitación del bíceps femoral de un futbolista en la que muestra (Figura 8.26) como el control de este parámetro evoluciona con el tiempo, mostrando la recuperación de esta estructura hasta alcanzar respuestas propias de una musculatura sana y no alterada por la lesión.

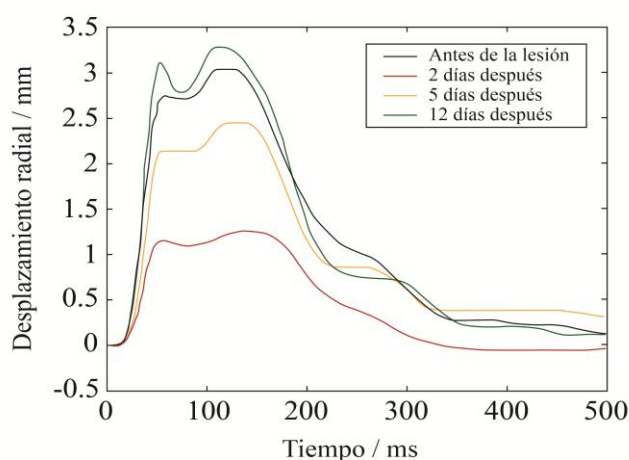


Figura 8.26. Registro de la respuesta muscular realizado con *TMG* antes de sufrir la lesión, y a los 2, 5 y 12 días después, durante el periodo de recuperación. Adaptado de Simunic et al., (2005c).

En este sentido, la articulación de la rodilla ha sido estudiada por diversos autores para conocer el comportamiento que adopta la musculatura circundante en cada una de sus funciones. Así, Rusu et al. (2009a) utilizan la *TMG* para realizar un control exhaustivo y preciso del vasto medial y el vasto lateral externo durante un periodo de entrenamiento de resistencia aplicado a jóvenes jugadores de fútbol para evaluar y estudiar el rol de cada uno y su incidencia sobre la estabilidad de la articulación de la rodilla y los problemas que pudieran desencadenar desequilibrios musculares. El control de *Tc* y *Dm* permitieron a los autores controlar la evolución de los cambios estructurales y funcionales que pudieran derivar en riesgos de lesión.

Rodríguez-Ruiz et al. (2012a), hicieron un uso similar de esta herramienta para estudiar las características mecánicas de los músculos encargados de la extensión y flexión de la articulación de la rodilla en jugadores de voleibol. En este

trabajo, los autores encontraron diferencias importantes entre hombres y mujeres de la élite de este deporte como consecuencia del diferente nivel de entrenamiento y rendimiento y de las peculiaridades específicas que muestra el sistema músculoesquelético en cada género.

En un estudio posterior, Rodríguez-Ruiz et al. (2012a) hicieron uso de la *TMG* para evaluar el balance entre estructuras musculares que podrían verse afectadas por el rol específico que tiene asignado un deportista durante la práctica intensa de una modalidad deportiva (voleyplaya masculino y femenino). Específicamente analizaron la relación existente entre el lado de la cancha que ocupa el jugador habitualmente y los cambios que se detectan en la respuesta y el balance de la musculatura que compone la extremidad inferior (Tabla 8.14).

Tabla 8.14. Ejemplo del tiempo de mantenimiento de la contracción en el VL de 4 parejas de voleyplaya (2 masculinas y 2 femeninas) dependiendo de la posición que ocupa cada jugador en la cancha. Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2012a).

Equipo	Jugador	Tiempo de sustentación (Ts - ms)		Posición en la cancha
		Derecha	Izquierda	
A	Masculino 1	129.2	116.8	Izquierda
	Masculino 2	36	39.7	derecha
B	Masculino 3	41.2	38.4	Izquierda
	Masculino 4	61.3	79.1	derecha
C	Femenino 1	128.6	44	Izquierda
	Femenino 2	43.1	62.9	derecha
D	Femenino 3	41.9	34.2	Izquierda
	Femenino 4	36.1	42.6	derecha

En un estudio posterior, Rey y colaboradores (2012b) estudiaron el recto femoral (*RF*) y bíceps femoral (*BF*) en 78 jugadores profesionales de fútbol (edad: 26.6 ± 4.4 años; Estatura: 179.2 ± 5.3 cm; Peso corporal: 75.8 ± 5.3 kg) divididos en grupos por posición de juego [Porteros: (*P*, n=8); Defensa central: (*DC*, n=11); Defensa Lateral: (*DL*, n=14); Centrocampista: (*CM*, n=18); Extremo (*EM*, n=16); Delantero: (*D*, n=12)]: Los autores sólo encontraron diferencias estadísticas en

RF. Los valores de *Tc* eran en *EM* significativamente mayores ($p<0.05$) al compararlos con *DC* y *P* (*ES* fue de 1.0 y 1.4 respectivamente). Las diferencias significativas en *Tr* se encontraron entre *DC* y *CM* ($P<0.05$) (*ES*=1.3) y en *Ts*, donde los valores fueron significativamente mayores en *CM* que en *DC*, *DL*, *EX* y *D* ($p<0.05$) (*ES* entre 0.9 y 1.6).

8.3.7. Diferencias entre modalidades deportivas. 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 sólo 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.

Además, los requerimientos fisiológicos y mecánicos que conlleva la práctica de cada modalidad deportiva provocan adaptaciones agudas y crónicas que afectan a numerosos aspectos morfológicos y funcionales del deportista. Tales transformaciones son las que le van a permitir ser eficientes en su modalidad.

La relación que existe entre el estado de la musculatura de deportistas que practican distintas disciplinas fue estudiada por Djordjevic, et al. (2000), anunciando la *TMG* como un instrumento válido para el estudio de este tipo de adaptaciones musculares que genera el entrenamiento. Para ello, realizaron valoraciones a 25 deportistas de disciplinas totalmente diferentes (13 velocistas y 12 ciclistas) encontrando diferencias significativas ($p<0.01$) en *Tc* entre grupos con valores más bajos para los velocistas que, al menos a priori, deberían tener una musculatura más rápida y explosiva (mayor % *FT*) (Figura 8.27). No obstante, los autores no encontraron diferencias importantes en los otros parámetros evaluados.

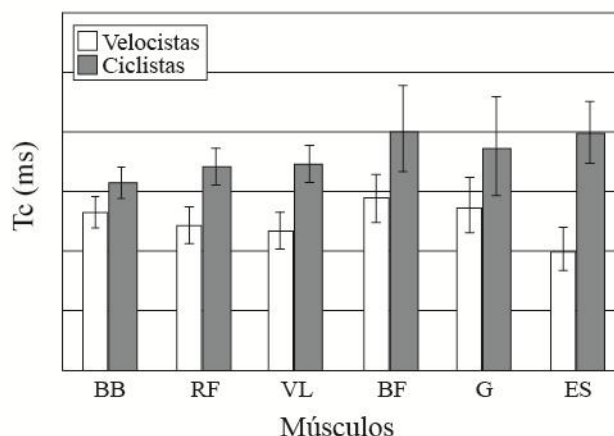


Figura 8.27. Representación gráfica de los valores de T_c de los músculos evaluados con TMG en los practicantes de dos modalidades deportivas (velocistas y ciclistas) con perfil condicional diferenciado. Adaptado de Djordjevic, et al., (2000).

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. Esto fue demostrado por Heredia et al. (2011), cuando compararon 26 ex-jugadores profesionales de fútbol (edad: 61.7 ± 6.8 años) con sujetos adultos que realizaban una actividad física moderada (edad: 56.2 ± 4.2 años). Los resultados mostraron valores de V_{rn} significativamente superiores y D_m significativamente menores de VL y BF en el grupo jugadores de fútbol (Figura 8.28).

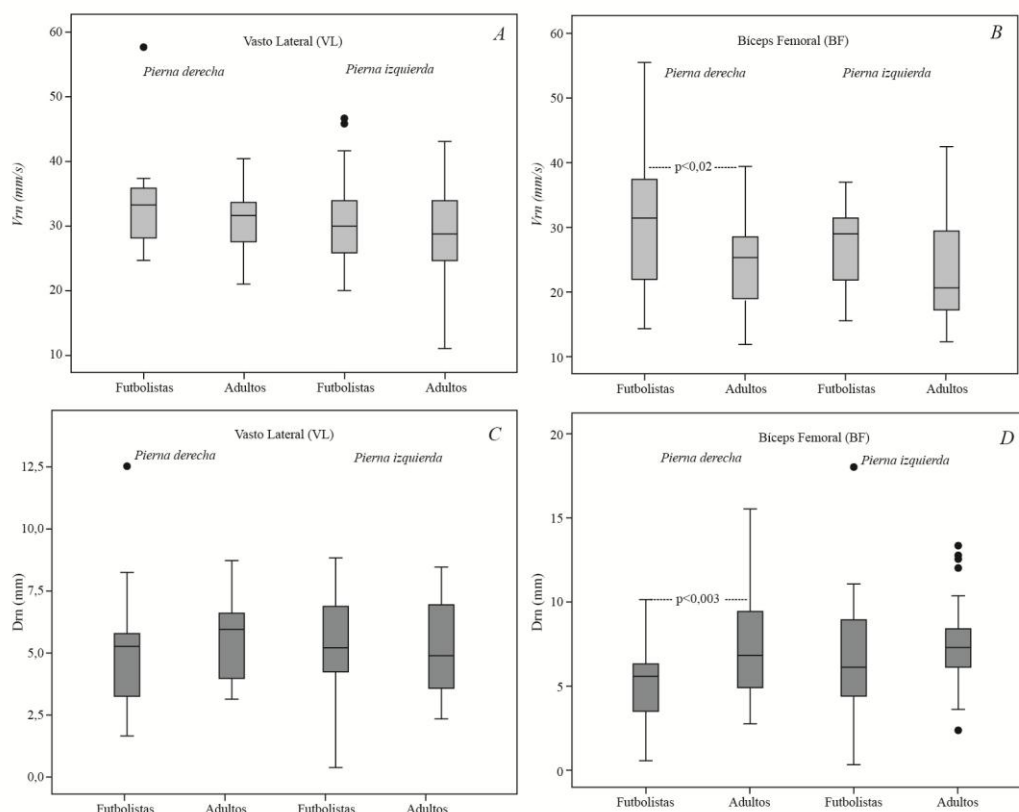


Figura 8.28. Box-plot de la Velocidad de Respuesta Normalizada (V_{rn}) enuciadas en mm/s -- en el Vasto Lateral (VL) y Bíceps Femoral (BF) (A y B); y del máximo desplazamiento radial o stiffness (D_m) enuciados en mm en el Vasto Lateral (VL) y Bíceps Femoral (BF) (C y D) de ambas piernas los dos grupos analizados. Adaptado de Heredia et al., (2011).

8.4. CONTROL DE ALTERACIONES PATOLÓGICAS DEL SISTEMA NEUROMUSCULAR.

El conocimiento de los orígenes de las diferentes patologías y de los sistemas funcionales que se ven afectados es un aspecto relevante para poder afrontar su curación y plantear su rehabilitación de una forma correcta. Este fue el origen de la TMG y, por ello, ha sido frecuentemente utilizada en clínica como herramienta de control de la recuperación e incluso para mejorar los mecanismos de prevención de numerosas patologías. Algunos ejemplos de su aplicación los encontramos en los siguientes apartados.

8.4.1. Control de atrofia muscular en personas amputadas. Burger et al. (1996) evaluaron los posibles cambios de volumen que sufre el músculo glúteo mayor y sus propiedades contráctiles en personas amputadas por encima de la articulación de la rodilla. Para ello emplearon una muestra compuesta por 7 sujetos (edad: 47.4 años) amputados en una de sus piernas (lado del miembro amputado, A; lado del miembro no amputado, NA), y 21 sujetos sanos (GC, edad: 34.0 años) que

sirvieron como grupo control. Los autores observaron una disminución estadísticamente significativa ($p=0.003$) en el desplazamiento del vientre muscular del lado lesionado de los sujetos amputados ($Dm=4.9 \pm 2.8 \text{ mm}$) en comparación con el grupo control ($Dm=9.8 \pm 3.1 \text{ mm}$), además de diferencias bilaterales ($Dm=8.4 \pm 2.4 \text{ mm}$; $Dm=4.9 \pm 2.8 \text{ mm}$). El periodo de latencia ($T1$) en el lado lisiado era significativamente más largo ($T1_A$: $45.3 \pm 8.8 \text{ ms}$; $T1_{NA}$: $38.0 \pm 12.4 \text{ ms}$; $T1_{GC}$: $32.1 \pm 7.6 \text{ ms}$) y la pendiente de la curva de Dm menor que en el grupo control. En opinión de los autores esto indica una atrofia del glúteo mayor y muestra que es un músculo más lento en el lado lisiado que en el que no sufre de amputación (Tabla 8.15).

Tabla 8.15. Valores medios del periodo de latencia ($T1$), tiempo de pico a pico ($T2$) y pendiente del impulso ($A/T2$). Adaptado de Burger et al., (1996).

Músculo Glúteo Mayor	<i>N</i>	<i>T1 (ms)</i>	<i>T2 (ms)</i>	<i>Pendiente (A/T2)</i>
Miembro Amputado	7	45.3 (8.8 ^a)	62.2 (25)	0.021 (0.016 ^b)
Miembro no Amputados	7	38.0 (12.4)	67.0 (25)	0.038 (0.045 ^c)
Sanos	21	32.1 (7.6)	49.8 (18)	0.080 (0.038)
Dónde: A es amplitud.				

^a Diferencia entre el miembro amputado y los sujetos sanos ($P = 0.12$) y ^b ($P = 0.001$) respectivamente. ^c Diferencia entre miembro no amputado y sujetos sanos ($P = 0.78$)

8.4.2. Control de enfermedades neuromusculares. Knez et al. (1999) compararon los datos recogidos con *TMG* de la respuesta de los músculos bíceps braquial y braquioradial de personas con problemas neuromusculares con los valores obtenidos de sujetos sanos. Encontraron una gran diferencia en el valor de Dm de los dos músculos evaluados en ambos grupos, demostrando que existen importantes diferencias en la respuesta del vientre muscular en pacientes con enfermedades neuromusculares respecto a los sujetos sanos (Figura 8.29 y 8.30). Además, destacan que evaluar la respuesta del vientre muscular da información valiosa sobre el progreso y evolución de la enfermedad neuromuscular.

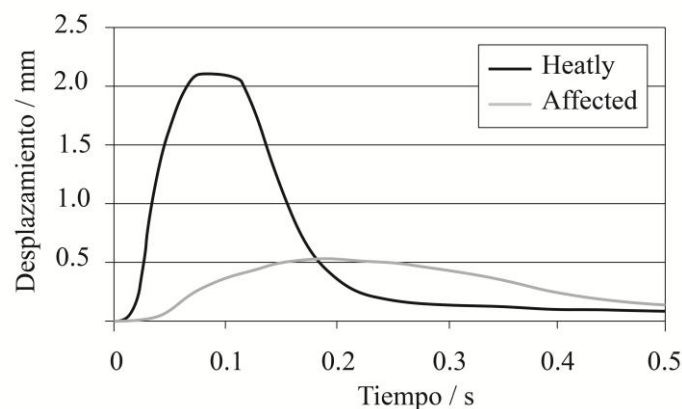


Figura 8.29. Respuesta del vientre muscular a un estímulo único del músculo braquiorradial en sujetos sanos y un paciente con enfermedad neuromuscular. Adaptado de Knez et al., (1999).

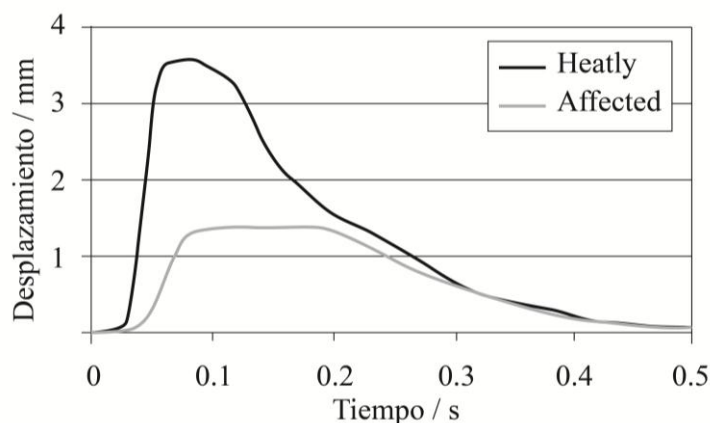


Figura 8.30. Respuesta del vientre muscular a un estímulo único del músculo bíceps braquial en sujetos sanos y un paciente con enfermedad neuromuscular. Adaptado de Knez et al., (1999).

8.4.3. Musculatura espástica. Una de las patologías neuromusculares limitantes en las que se ha utilizado la *TMG* ha sido la espasticidad muscular, es decir, aquella patología que hace referencia a músculos tensos y rígidos con reflejos tendinosos alterados presentando respuestas profundas y exageradas.

En esta línea, Grabljevec et al. (2004) evaluaron la musculatura extensora de ambas piernas en 25 sujetos que padecían poliomielitis, encontrando que los valores obtenidos con la *TMG* muestran una correlación positiva con los valores de dinamometría. Los resultados de este trabajo son similares a los obtenidos por Burger et al. (1996) al evaluar el glúteo y a los aportados por Valencic et al. (2000)

que correlaciona la *TMG* con el porcentaje de fibras Tipo I determinado histoquímicamente ($n=11$; $r=0.71$; $p < 0.002$) al evaluar 11 músculos (bíceps braquial, tríceps braquial, extensor digital, flexor digital, recto femoral, bíceps femoral, vasto lateral, vasto interno, erector espinal, gastrocnemio medial y tibial anterior).

En otro trabajo, Grabljevec et al. (2005) compararon la fuerza y la respuesta muscular de los músculos encargados de la flexión y extensión de la articulación rodilla en sujetos poliomielíticos y sujetos sanos. La muestra estaba compuesta por 20 sujetos que pasaron una poliomielitis con nuevos síntomas (*SYM*), 10 sin nuevos síntomas (*ASYM*) y 15 sujetos sanos como grupo control. Según los autores, la *TMG* sirve para detectar que una resistencia significativamente menor y alteraciones funcionales del recto femoral de los sujetos enfermos podrían estar vinculadas a cambios en la composición de los músculos afectados (mayor cantidad de fibras tipo I en los músculos afectados por la poliomielitis).

8.4.4. Encamados de larga duración. Aquellos sujetos obligados a permanecer largos periodos de tiempo inmovilizados y encamados sufren importantes pérdidas en su masa ósea (osteopenia) y su masa muscular (sarcopenia). La sarcopenia fue definida por primera vez por Irving Rosenberg en 1989 para describir la pérdida de masa muscular que va asociada a la pérdida de fuerza y función muscular.

En este sentido, Pisot et al. (2008) utilizaron la *TMG* para evaluar durante un estado de ingravidez simulada (reposo en cama de 35 días) la respuesta mecánica de los músculos [bíceps braquial (*BB*), vasto lateral (*VL*), bíceps femoral (*BF*) y gastrocnemio interno (*GM*)]. Para ello realizaron una valoración *pre* y *post* al estado de reposo a 10 sujetos (edad 22.3 ± 2.2 años). Estos mostraron valores iniciales de *Tc* más bajos en *VM* (25.1 ± 2.0 ms) y más altos en *BF* (31.0 ± 7.6 ms). Después de los 35 días los valores difieren según los músculos. Por ejemplo, observaron un incremento del 18% de *Tc* en *GM* ($p < 0.01$) (Tabla 8.16) y de *Dm* en *VM* (24%, $p < 0.01$), en *BF* (26%, $p < 0.01$) y en *GM* (30%, $p < 0.01$) (Tabla 8.17). Según los autores, los incrementos observados en *Dm* pueden ser atribuidos a una disminución de la capacidad contráctil del músculo, así como a una mayor rigidez del tendón, causando un alargamiento de las fibras musculares y unas oscilaciones del tejido no contráctil que sigue a la contracción muscular.

Tabla 8.16. Tiempo de contracción (T_c) antes (*Pre*) y después (*Post*) de los 35 días en cama, de todos los músculos evaluados. Adaptado de Pisot et al., (2008).

Músculo	Tc (ms)		%Δ
	Pre	Post	
Bíceps Braquial	29.2 ± 4.1	27.5 ± 2.2	-6
Vasto medial	25.2 ± 2.0	25.1 ± 2.5	0
Bíceps Femoral	31.0 ± 7.6	29.8 ± 6.1	-4
Gastrocnemio medial	26.4 ± 3.1	31.0 ± 6.0	18*

* $P < 0.01$. Los cambios relativos son presentados y marcados para la significación estadística (%Δ)

Tabla 8.17. Máximo desplazamiento (D_m) antes (*Pre*) y después (*Post*) de los 35 días en cama, de todos los músculos evaluados. Adaptado de Pisot et al., (2008).

Músculo	Dm (mm)		%Δ
	Pre	Post	
Bíceps Braquial	15.8 ± 2.0	15.0 ± 1.8	-5
Vasto medial	8.7 ± 1.6	10.8 ± 1.5	24*
Bíceps Femoral	5.3 ± 1.0	6.6 ± 1.0	26*
Gastrocnemio medial	4.2 ± 0.8	5.5 ± 1.1	30*

* $P < 0.01$. Los cambios relativos son presentados y marcados para la significación estadística (%Δ)

8.4.5. Enfermos con polineuropatía diabética. La polineuropatía es la complicación más frecuente de la diabetes mellitus (Romero et al., 1996). Su prevalencia oscila entre el 5 y el 80 % de los diabéticos examinados dependiendo de los criterios diagnósticos utilizados. Las lesiones estructurales más frecuentemente se caracterizan por la pérdida de fibras nerviosas, atrofia y lesiones estructurales específicas. Los estudios experimentales han demostrado asociación entre las alteraciones estructurales, funcionales y la disminución de la velocidad de conducción nerviosa en modelos animales y humanos con polineuropatía diabética.

Con el objeto de establecer un nuevo método para evaluar la polineuropatía diabética antes de que apareciera la primera señal clínica, Rusu et al. (2009b) presentaron un trabajo intentando proponer la *TMG* como instrumento para

predecir su evolución. Relacionaron la información obtenida con esta herramienta en un paciente con polineuropatía diabética asociada con artritis reumatoide y operado de hernia lumbar y valores de referencia obtenidos en un estudio anterior con sujetos sanos (T_c : $32,83 \pm 4,5$ ms; T_d : 28,7 ms; D_m : 8,17 mm). Entre los valores obtenidos del paciente, se puede notar que el T_c es mayor que los valores tomados como normales en la mayor parte de los músculos evaluados, aunque menos evidente en el caso del tibial anterior (TA) (Figura 8.31).

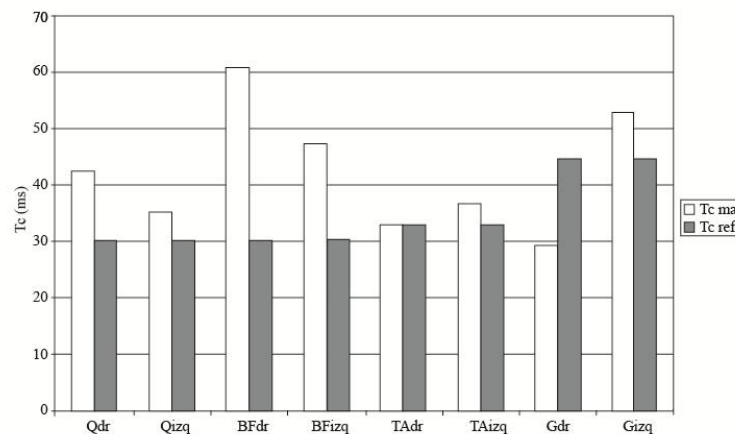


Figura 8.31. Tiempo de contracción (ms) de los músculos cuádriceps (Q), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) y gastrocnemio (G) de la pierna derecha e izquierda, del sujeto evaluado con polineuropatía diabética asociada con artritis reumatoide y operado de hernia de disco lumbar (T_c mas), frente a valores de referencia en sujetos sanos (T_c ref). Adaptado de Rusu et al., (2009b).

Según los autores, la respuesta muscular al estímulo eléctrico (D_m) reveló un movimiento muscular transversal por debajo de los valores considerados normales en todos los músculos evaluados con la excepción del bíceps femoral izquierdo y el cuádriceps del lado derecho (Figura 8.32). Sin embargo, la mayor parte de los valores de T_d muestran una caída en relación a los valores de referencia (Figura 8.33).

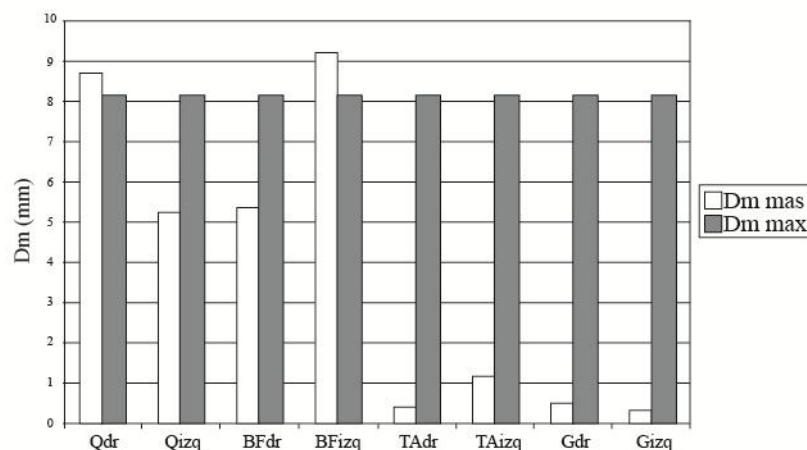


Figura 8.32. Valores del Desplazamiento radial máximo (*mm*) de los músculos cuádriceps (Q), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) y gastrocnemio (G) del sujeto evaluado con polineuropatía diabética asociada con artritis reumatoide y operado de hernia de disco (*Dm mas*), frente a valores de referencia en sujetos sanos (*Dm max*). Adaptado de Rusu et al., (2009b).

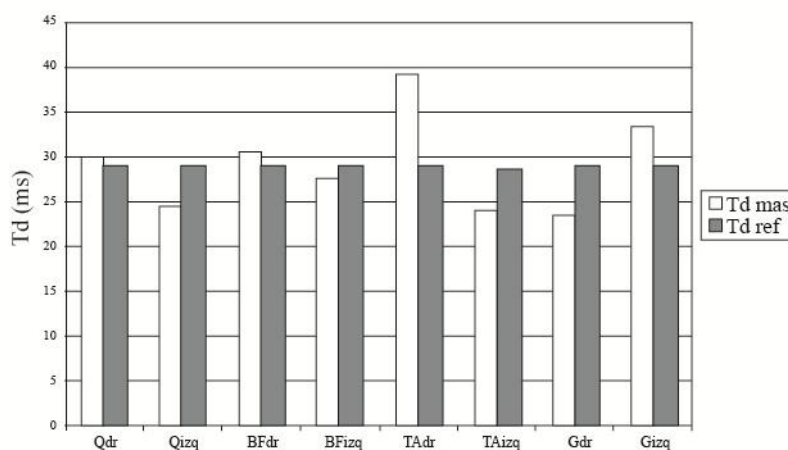


Figura 8.33. Valores del tiempo de activación (*ms*) de los músculos cuádriceps (Q), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) y gastrocnemio (G) del sujeto evaluado con polineuropatía diabética asociada con artritis reumatoide y operado de hernia de disco lumbar (*Td mas*), frente a valores de referencia en sujetos sanos (*Td ref*). Adaptado de Rusu et al., (2009b).

Además, los autores explican cómo estos resultados demuestran que el uso de este sistema de investigación neuromuscular (TMG) permite el control del tratamiento farmacológico y la evaluación del proceso de rehabilitación en el contexto de la polineuropatía.

8.4.6. Enfermos con esclerosis múltiple. La esclerosis múltiples (*EM*) es una enfermedad desmielinizante con gran heterogeneidad en lo que a la evolución clínica se refiere (Neamtu et al., 2011). La sintomatología asociada incluye anormalidades motoras, alteraciones visuales y comatosensitivas, disfunciones intestinales y uterinas (Crenshaw et al., 2006; Achiron et al., 2000; Almarcegui et al., 2010). En este sentido, Neamtu et al. (2011) trataron de incorporar la técnica *TMG* en el seguimiento de la *EM* utilizándola para predecir los cambios que sufre el músculo durante el transcurso de dicha patología. Para ello, los autores evaluaron a 20 pacientes (9 hombres y 11 mujeres) (edad: 38.15 ± 11.19 años) diagnosticados con esclerosis múltiple y dividiendo la muestra en dos subgrupos. Un primer grupo, compuesto por 13 pacientes (7 hombres y 3 mujeres), habían desarrollado signos clínicos (Grupo A) y un segundo grupo, compuesto por 7 pacientes (2 hombres y 5 mujeres), que no habían desarrollado aún signos de la enfermedad (Grupo B). Asimismo, se les realizó una evaluación a todos los pacientes en los músculos de la parte inferior de ambas piernas [gastrocnemio lateral (*GL*), gastrocnemio medial (*GM*) y tibial anterior (*TA*)] a una intensidad de estímulo de entre 10 y 65 miliamperios. Los valores recogidos de *Dm* y *Tc* en ambos grupos (Tabla 8.18), indicaron un alto tono muscular sobre todo en *GM* ($Dm_{derecha}$: 1.43 ± 0.68 mm; $Dm_{izquierda}$: 1.32 ± 1.06 mm) que, según los autores, es debido a la disminución sobre el control motor que sufren este tipo de pacientes durante la ejecución de la marcha. Por otro lado, los valores de *Tc* se mostraron excesivamente altos (Tabla 8.14) sobre todo en el *TA* ($Tc_{derecha}$: 59.73 ± 15.94 ms; $Tc_{izquierda}$: 60.71 ± 20.21 ms) correlacionando así con un alto grado de fatiga muscular.

Tabla 8.18. Valores y desviación estándar de *Dm* y *Tc* de los músculos evaluados (*GL*, *GM* y *TA*) en ambas piernas en los pacientes que habían desarrollado signos clínicos (*A*) y en los pacientes que no habían desarrollado signos de la enfermedad (*B*). Adaptado de Neamtu et al., (2011).

	Grupo	GL		GM		TA	
		Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
Dm	A	3.39 ± 2.33	4.49 ± 2.72	1.43 ± 0.68	1.32 ± 1.06	4.07 ± 2.16	4.40 ± 2.34
	B	3.30 ± 2.34	3.63 ± 2.39	2.16 ± 2.56	1.13 ± 0.88	4.01 ± 2.48	3.36 ± 2.57
Tc	A	47.76 ± 24.60	48.63 ± 24.85	28.98 ± 9.91	28.33 ± 18.79	59.73 ± 15.94	60.71 ± 20.21
	B	32.61 ± 17.80	37.74 ± 12.49	26.73 ± 20.53	32.19 ± 14.56	46.41 ± 24.03	60.99 ± 23.04

8.4.7. Sujetos con enfermedades degenerativas del sistema nervioso central. La enfermedad de Alzheimer se asocia con una variedad de características no cognitivas, incluyendo la función motora (por ejemplo, alteración de la marcha) (Scarmeas et al., 2005; Boyle et al., 2009). En este sentido, Rodríguez-Ruiz et al. (2012b) observaron los efectos que provoca un programa de actividad física con tareas destinadas a trabajar el equilibrio (24 sesiones), la coordinación (36 sesiones), la movilidad articular (24 sesiones), la eficiencia metabólica (24 sesiones) y la potencia muscular (36 sesiones), sobre la capacidad de contracción de los músculos de las extremidades inferiores. Realizando una valoración *pre* y *post* al programa de actividad física en los músculos vasto lateral externo (*VL*), vasto lateral interno (*VM*), recto femoral (*RF*) y bíceps femoral (*BF*), en 18 pacientes (12 hombres y 6 mujeres) diagnosticados con Alzheimer (*AD*) en estado leve-moderado con una edad media de 75.3±5.6 años.

Los valores de *Vrn* y *Dm* fueron estudiados registrando mayores cambios en *RF* donde la *Vrn* incrementó significativamente ($p \leq 0.05$) en ambas piernas y, en *Dm*, con tendencia a incrementar en la pierna derecha (*pre*= 3.2 ±2.6 mm; *post*=3.7 ±2.3 mm) y a disminuir en la izquierda (*pre*= 4.1 ±3.1 mm; *post*= 3.1 ±1.5 mm). El *VL* muestra el mismo comportamiento para *Vrn* y *Dm* aunque no son cambios estadísticamente significativos, sin embargo, en *VM*, se obtienen valores similares en *Vrn*, mientras que, *Dm* disminuye ligeramente en la pierna izquierda y aumenta en la derecha. (Tabla 8.19).

Tabla 8.19. Media y desviación estándar de *Vrn* y *Dm* de los músculos analizados en pacientes con *AD* en los test antes (*Pre*) y después (*Post*) a la intervención; diferencias obtenidas entre tests (** $p \leq 0.05$); y el tamaño de efecto de la muestra (*ES*). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2012b).

Músculo	Vrn (mm/s)				Dm (mm)			
	Pre	Post	Diff.	Stat.	Pre	Post	Diff.	Stat.
RF Derecho	24,3 (±3)	34,0 (±6,0)	9,7**	$p=0,000$ $ES=2,54$	3,2 (±2,6)	3,7 (±2,3)	0,5	$p=0,535$ $ES=0,20$
RF Izquierdo	25,0 (±4,6)	33,8 (±6,2)	8,9**	$p=0,000$ $ES=1,91$	4,1 (±3,1)	3,1 (±1,5)	-1	$p=0,180$ $ES=-0,31$
VL Derecho	29,9 (±7,7)	31,0 (±5,0)	1,2	$p=0,435$ $ES=0,15$	3,6 (±1,9)	3,9 (±1,3)	-0,3	$p=0,435$ $ES=0,15$
VL Izquierdo	32,5 (±8,2)	30,2 (±9,1)	-2,3	$p=0,227$ $ES=-0,29$	3,6 (±1,8)	3,2 (±1,2)	0,4	$p=0,381$ $ES=-0,24$
VM Derecho	41,9 (±12,7)	41,2 (±9,91)	-0,7	$p=0,807$ $ES=-0,06$	4,2 (±2,5)	4,8 (±2,4)	0,6	$p=0,212$ $ES=0,24$
VM Izquierdo	41,3 (±9,6)	37,2 (±9,8)	-7,7	$p=0,153$ $ES=-0,43$	4,2 (±2,8)	5,1 (±2,7)	0,9	$p=0,075$ $ES=0,33$
BF Derecho	21,4 (±8,0)	39,9 (±13,8)	18,4**	$p=0,000$ $ES=2,35$	4,2 (±3,4)	3,5 (±2,3)	-0,7	$p=0,811$ $ES=-0,23$
BF Izquierdo	18,2 (±9,3)	40,8 (±11,4)	22,6**	$p=0,001$ $ES=2,43$	3,5 (±2,8)	4,1 (±3,2)	0,6	$p=0,384$ $ES=0,22$

Con estos valores los autores explican que un programa de actividad física adaptado a pacientes diagnosticados con *AD* provoca cambios en la morfología y la respuesta muscular, lo que reduce el riesgo de caída y aumenta la calidad de vida de estas personas.

8.4.8. Enfermos con claudicación intermitente. La claudicación intermitente (*PAD*) forma parte de las enfermedades vasculares periféricas, donde se describen las alteraciones del sistema arterial, venoso y linfático de nuestro organismo. Es un trastorno caracterizado por la aparición de un dolor muscular intenso localizado en las piernas, en la región de la pantorrilla o el muslo, que aparece al caminar o realizar un ejercicio físico y que mejora al detener la actividad. Existen diferentes grados, pudiendo llegar a resultar una enfermedad discapacitante. El síntoma más

común se caracteriza por un dolor en las pantorrillas que se produce durante la marcha y se alivia con el descanso (Harrison et al., 1994).

En este sentido, Gasparini y colaboradores (2012) valoraron la respuesta muscular, mediante la *TMG*, en personas que sufrían de *PAD* con el objetivo de encontrar diferencias frente a la respuesta muscular de sujetos sanos. Evaluaron a 17 sujetos (14 hombres y 3 mujeres; edad: 62.7 ± 10.3 años; peso corporal: 76.2 ± 13.6 kg; estatura: 172.0 ± 9.9 cm; *IMC*: 25.6 ± 3.1) que sufrían de *PAD* desde hacía un mínimo de 3 meses, con un *ABI* (*ankle brachial index*) menor a 0.8 y que, además, fueran capaces de caminar entre 50 y 350 metros. Por otro lado, evaluaron a 17 sujetos sanos (12 hombres y 5 mujeres; edad: 58.3 ± 8.2 años; peso corporal: 80.5 ± 16.4 kg; estatura: 172.2 ± 5.3 cm; *IMC*: 27.2 ± 4.0), cuyos datos se utilizarían como grupo control.

En ambos casos se utilizaron dos protocolos diferentes de evaluación. El primer protocolo consistió en realizar un estímulo de 1 ms de duración cada 30 segundos en el gastrocnemio (*GM*) hasta encontrar la máxima deformación y así calcular el promedio entre las tres mayores amplitudes de respuesta recogidas para utilizar estos datos en el análisis estadístico. Tras 5 minutos de descanso, se realizó el segundo protocolo que consistía en una estimulación eléctrica múltiple de 1 Hz durante 1 minuto, utilizando la misma intensidad que la empleada para obtener la mayor amplitud en la respuesta en el protocolo anterior.

Los pacientes con *PAD* fueron divididos en dos grupos en función de los valores medios del *ABI* (0.50 ± 0.16 para los inferiores y 0.81 ± 0.16 para los superiores), mientras que en el grupo control (sujetos sanos) la media de *ABI* fue de 1.07 ± 0.10 . En el primer protocolo el valor de *Dm* del *GM* no presentaba diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes grupos ($p=0.361$), mientras que las diferencias de *Tc* entre los tres grupos si fue significativa ($F=5.952$; $p=0.005$).

Cuando el *GM* fue estimulado de forma intermitente a baja frecuencia (1 Hz) en un sujeto sano, se observó un incremento de *Vc* a lo largo de la estimulación (Figura 8.34). Mientras que en un sujeto con *PDA*, el *Tc* disminuye durante los primeros 30 s y luego tiende a aumentar, por lo que la *Vc* se reduce a partir de los 30 s (Figura 8.35).

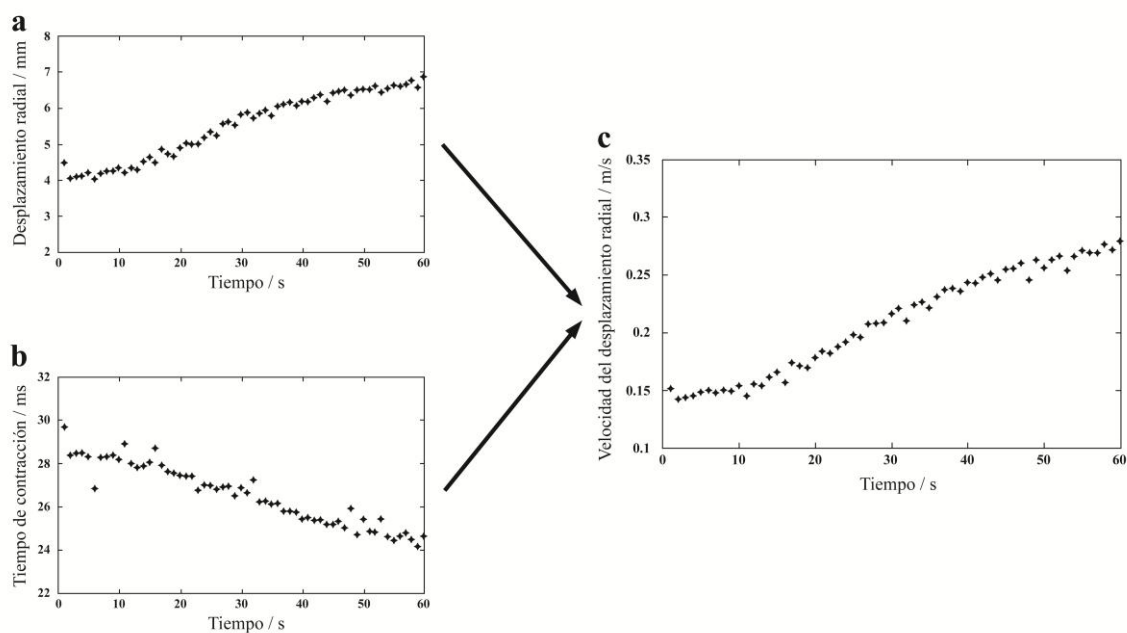


Figura 8.34. Resultado obtenido con la TMG de un individuo sano durante 60 sg de estimulación a 1Hz e impulsos eléctricos supramáximos en el GM. a) Máximo desplazamiento (Dm), b) Tiempo de contracción (Tc), c) Velocidad de contracción del desplazamiento radial (Vc). Adaptado de Gasparini et al., (2012).

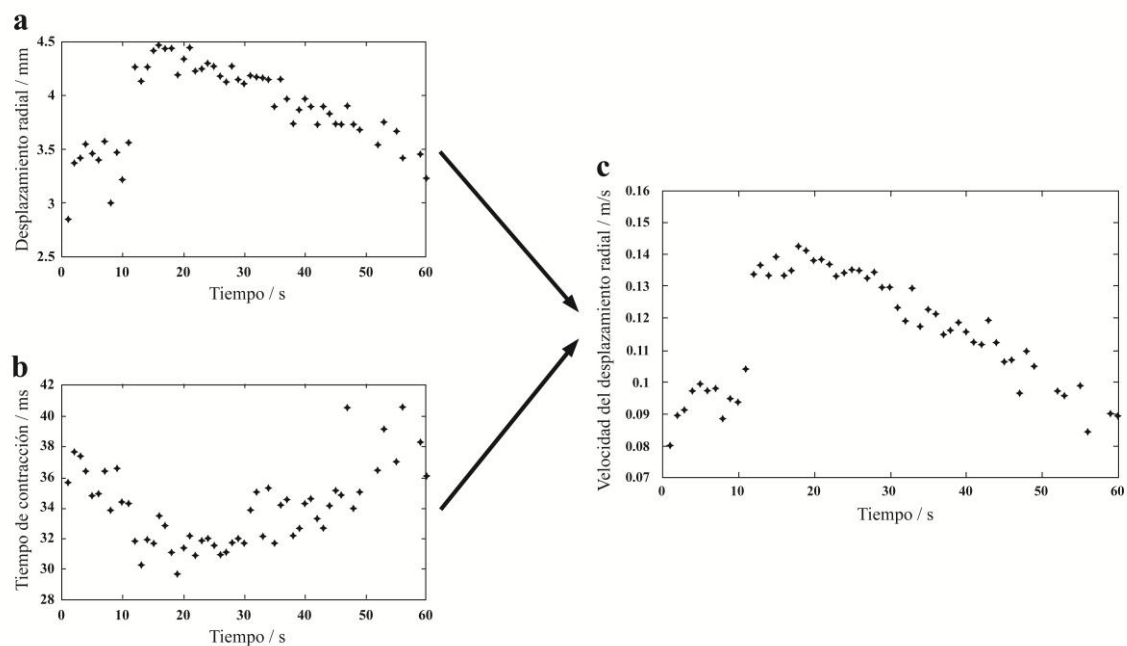


Figura 8.35. Resultado obtenido con la TMG de un paciente con PAD durante 60 sg de estimulación a 1 Hz e impulsos eléctricos supramáximos en el GM. a) Máximo desplazamiento (Dm), b) Tiempo de contracción (Tc), c) Velocidad de contracción del desplazamiento radial (Vc). Adaptado de Gasparini et al., (2012).

En este sentido, los autores observan que la fatiga muscular aparecía antes en los músculos evaluados de los pacientes con *PAD* independientemente de la gravedad del paciente, a diferencia de los sujetos sanos que se utilizaron como grupo control. Concluyendo que la relación entre el flujo arterial de sangre en las piernas y el rendimiento de los músculos de la zona es poco efectiva en este tipo de personas.

8.4.9. Control de la recuperación post-operatoria. La recuperación post operatoria es de gran importancia en la vida de cualquier persona y, aún más, en la de un deportista, que ha de destinar el mayor tiempo posible de su carrera a conseguir un adecuado estado de forma que le permita afrontar la competición en las mejores condiciones posibles. Por este motivo, el paso por un proceso quirúrgico y el consecuente período de recuperación irrumpe directamente en su estado físico al no permitirle realizar los entrenamientos con normalidad hasta volver al estado de partida. La *TMG* se muestra como una herramienta idónea para el seguimiento del estado muscular tras un proceso operatorio como muestra Simunic y colaboradores (2005c).

Los autores evaluaron a 58 sujetos (43 hombres y 15 mujeres; edad 27.2 ± 9.7 años) que se sometieron a una operación de reconstrucción del ligamento cruzado anterior (*ACL*). En el trabajo propuesto, los músculos: vasto lateral externo (*VL*), vasto lateral interno (*VM*), recto femoral (*RF*) y bíceps femoral (*BF*), fueron evaluados antes y semanalmente después de la cirugía durante los cinco meses posteriores. Seis de los sujetos fueron evaluados un año después para ver el progreso. Los resultados se presentaron cronológicamente para todos los músculos evaluados y se mostraron los porcentajes de simetrías laterales de cada uno de los músculos evaluados (Figura 8.36). Según los autores, es evidente una caída en la simetría en *VM* y *BF*, de 141% a 83% y de 196% a 84% respectivamente. La mayor asimetría se encontraba en *BF* seguido de *VM*, *RF* y *VL*.

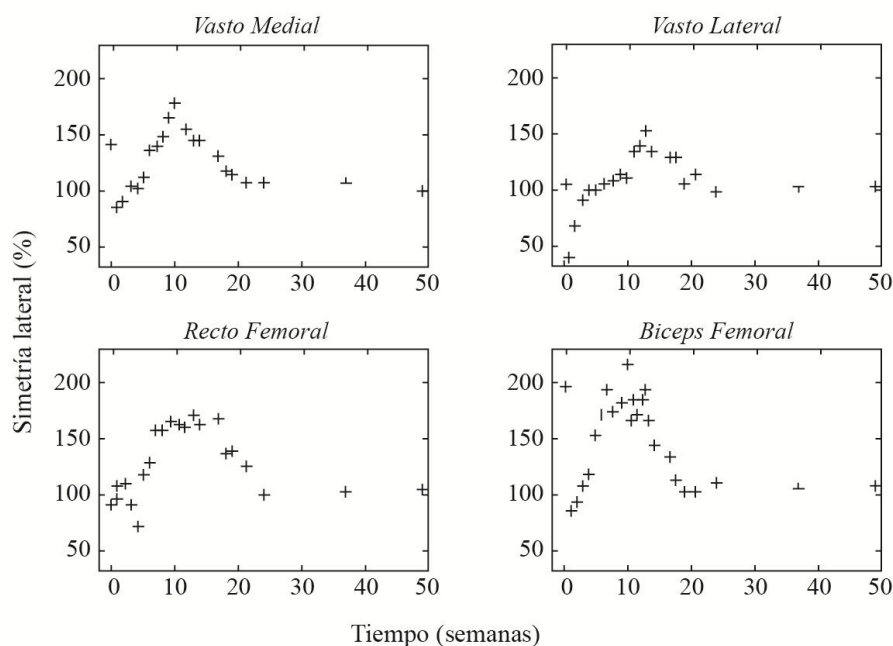


Figura 8.36. Representación cronológica de la simetría del tono muscular calculado de la respuesta mecánica. Adaptado de Simunic et al., (2005c).

Los autores muestran la evolución de los músculos evaluados tras la lesión y el tiempo que tardan en recuperar su estado inicial mediante los valores aportados por la *TMG*. Concluyendo que el tiempo estimado es de 24 semanas y proponiendo el uso de esta metodología para el seguimiento y control de la atrofia muscular funcional y estructural. Así como de las asimetrías de los extensores y flexores de la rodilla después de una cirugía de estas características, lo cual provoca una mejora en el proceso de rehabilitación permitiendo identificar los ejercicios que se incluirán o no en cada caso.

RECOMENDACIONES FINALES

9. 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, *EMG*, etc.). No obstante, su interpretación hace necesario una importante formación del investigador sobre la respuesta muscular y las modificaciones que ésta pueda sufrir en respuesta a patologías concretas 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

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Abbate F, Sargeant AJ, Verdijk PW & de Haan A. (2000). Effects of high-frequency initial pulses and posttetanic potentiation on power output of skeletal muscle. *Journal Applied Physiology*. 88: 35-40.
2. Achiron A & Barak Y. (2000). Multiple sclerosis – from probable to definite diagnosis: a 7-year prospective study. *Archives of Neurology*. 57(7):974–979.
3. Almarcegui C, Dolz I, Pueyo V, Garcia E, Fernandez FJ, Martin J, Ara JR & Honrubia F. (2010). Correlation between functional and structural assessments of the optic nerve and retina in multiple sclerosis patients. *Clinical Neurophysiology*. 40(3):129–135.
4. Ariano MA, Armstrong RB & Edgerton VR. (1973). Hindlimb muscle fiber populations of five mammals. *Journal Histochemistry & Cytochemistry*. 21: 51-55.
5. Barry DT, Geiringer SR & Ball RD. (1985). Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle Nerve*. 8: 189-194
6. Belic A, Knez N, Karba R & Valencic V. (2000). Validation of the human muscle model. Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference. Session 1: Issues on Whole Body Modeling. Vancouver (Canadá) 16-20 de Julio de 2000.
7. Boyle PA, Buchman AS, Wilson RS, Leurgans SE & Bennett DA. (2009). Association of Muscle Strength with the Risk of Alzheimer's Disease and the Rate of Cognitive Decline in Community-280 Dwelling Older Persons. *Archives of Neurology*. 66(11): 1339–1344.
8. Burger H, Valencic V, Marincek C & Kogovsek N. (1996). Properties of musculus gluteus maximus in above-knee amputees. *Clinical Biomechanics*. 11(1): 35–38.
9. Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M & Ochiana G. (2011a). Tensiomyographic characteristics of Rectus Femoris after a single bout of intense exercise. *Journal of Social Sciences*. 7 (3): 354-357.
10. Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M, Pradas F & Da Silva ME. (2011b). 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. *European Journal of Applied Physiology*, 111: 2271–2279.

11. Crenshaw SJ, Royer TD, Richards JG & Hudson DJ. (2006). Gait variability in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*. 12(5):613–619..
12. Chumanov ES, Heiderscheit GC & Thelen DG. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*. 40(16): 3555-3562.
13. Dahmane R, Valencic V, Knez N & Erzen I. (2000). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 38: 51-55.
14. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B & Valencic V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal Biomechanics*. 38(12): 2451-2459.
15. Dahmane R, Djordjevic S & Smerdu V. (2006). Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Medical & Biological Engineering* (Print ed.), Nov. 44(11): 999-1006.
16. Dahmane R. (2007). Innovations and Advanced Techniques in Computer and Information Sciences and Engineering. (397–401). T. Sobh (ed.). <http://www.springerlink.com/content/r937p2176017h103>
17. Díez-Vega I, Rodríguez-Matoso D, Fernández-del Valle M, Sagastume R, Estévez R, Molina-Martín JJ & Rodríguez-Ruiz D. (2011). Diferencia funcionales en la musculatura de la rodilla en jugadoras profesionales de voleibol. *Kronos: la revista científica de actividad física y deporte*. 10(2): 55-62
18. Dias PS, Fort JS, Marinho DA, Santos A & Marques MC. (2010). Tensiomyography in Physical Rehabilitation of High Level Athletes. *The Open Sports Sciences Journal*. 3: 47-48
19. Ditroilo M, Hunter AM, Haslam S & De Vito G. (2011). The effectiveness of two novel techniques in establishing the mechanical and contractile responses of biceps femoris. *Physiological Measurement*. 32: 1315–1326.

20. Ditroilo M, Smith J, Fairweather M & Hunter A. (2013). Long-term stability of tensiomyography measured under different muscle conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.01.014>
21. Djordjevic S, Valencic V, Knez N, Dahmane R, Jurcic-Zlobec B, Bednarik J, Simunic B, Kersevan K & Godina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles of two groups of sportsmen-sprinters and cyclist measured by Tensiomyography. Abstract Book pp. 220. 2000 Pre-Olympic Congress, Brisbane (Australia).
22. Djordjevic S, Kersevan K, Simunic B, Rozman S & Valencic V. (2002). New model of angle specific strength training protocol. 7th Annual Congress of the European College of Sport Science in Athens, Greece.
23. Djordjevic S, Tomazic S, Zupancic G, Pisot R & Dahmane R. (2012). *The Influence of Different Elbow Angles on the Twitch Response of the Biceps Brachii Muscle Between Intermittent Electrical Stimulation*. (283-296). Ed. Intech.
24. García-García O, Serrano V & Martínez RI. (2011). 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*. 11(2): 63-69.
25. García-García O, Cancela-Carral JM, Martínez-Trigo R, Serrano-Gómez V. (2013). Differences in the contractile properties of the knee extensor and flexor muscles in professional road cyclists during the season. *Journal of Strength and Conditioning Research*. doi:1.1519/JSC.0b013e31828155cd
26. García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, De Saa Y, Vaamonde D & Rodríguez-Ruiz D. (2010). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3(3): 98-102.
27. García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, de Saa Y, Sarmiento S & Quiroga ME. (2011a). Assessment of muscle fatigue after an ultraendurance triathlon using Tensiomyography (TMG). *Journal of Sport Science*. 29(6): 619-625.
28. García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y & Calderón J. (2011b). Effect of cold-water immersion on skeletal muscle

- contractile properties in soccer players. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 90(5): 356-363.
29. García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, de Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D & da Silva-Grigoletto ME. (2012). Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 22(4):612-619.
30. Gasparini M, Sabovic M, Gregoric ID, Simunic B & Pisot R. (2012). Increased Fatigability of the Gastrocnemius Medialis Muscle in Individuals with Intermittent Claudication. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. doi:10.1016/j.ejvs.2012.04.024
31. Gorelick ML & Brown JM (2007). Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *European Journal of Applied Physiology*. 100(1): 35-44.
32. Grabljevec K, Simunic B, Kersevan K, Krizaj D, Kosorok V & Gregoric M. (2004). 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 (139–143). Ljubljana, Slovenia.
33. Grabljevec K, Burger H, Kersevan K, Valencic V & Marincek C. (2005). Strength and endurance of knee extensors in subjects after paralytic poliomyelitis. *Disability and Rehabilitation*. 27(14): 791-802.
34. Gullich A & Schmidtbleicher D. (1995). Short-term potentiation of power performance induce by maximal voluntary contractions. In: Book of Abstracts- XVth Congress of the international Society of Biomechanics. Hakkinen K, Keskinen K. L., Komi P. and Mero A., ed. Jyväskylä.ISB, 348-349.
35. Hafner I, Simunic B, Valencic V, Djordjevic S, Stusek P & Znidaric G. (2003). Geometric model of muscle contraction, EUROCON, Ljubljana, Slovenia.
36. Harrison TR & Isselbacher KJ. (1994). Harrison's principles of internal medicine. *New York: McGraw-Hill*.
-

37. Heredia J, Rodríguez-Matoso D, Mantecón A, Sarmiento S, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. (2011). Evaluación de la musculatura flexora y extensora de la articulación de la rodilla en personas mayores en función de su nivel de actividad física anterior. *Kronos: la revista científica de actividad física y deporte*. 10 (2): 25-32.
38. de Hoyo M, Álvarez-Mesa, Sañudo B, Carrasco L & Domínguez L. (2012). Immediate Effect of Kinesio Taping on Muscle Response in Young Elite Soccer Players. *Journal Sport Rehabilitation*. PMID 23006787
39. de Hoyo M, Carrasco L, da Silva-Grigoletto ME, Caballero-Villarraso J, Arriaza E & Escobar M. (2013). Impact of an acute bout of vibration on muscle contractile properties, creatine kinase and lactate dehydrogenase response. *European Journal of Sport Science*. DOI:10.1080/17461391.2013.774052.
40. Hunter AM, Smith IJ, Watt JM, Yirrell Ch & Galloway SD. (2006). The effect of massage on force production and Tensiomyography. *Medicine Science Sports Exercise*. 38(5): S27.
41. Hunter AM, Galloway S, Smith IJ, Tallent J, Ditroilo M, Fairweather M & Howatson G. (2012). Assessment of eccentric exercise-induced muscle damage of the elbow flexors by tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 22: 334–341.
42. Kersevan K, Valencic V & Knez N. (2001). Fatigue process of Type I and Type II muscle fibers. Proceedings of 7^a Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation (106-109). Department of Biomedical Engineering and Physics University. Viena (Austria).
43. Kersevan K. (2002). *Comparison of biomechanical and myoelectrical biceps brachii response in men*. Master Thesis, Faculty of Electrical Engineering, Ljubljana.
44. Kersevan K, Valencic V, Djordjevic S & Simunic B. (2002). The muscle adaptation process as a result of pathological changes or specific training procedures. *Cellular and Molecular Biology Letter*. 7(2): 367-369.
45. Knez N, Valencic V, Godina N & Djordjevic S. (1999). Non-invasive measurement of muscle tension and its relevance in sport. Book of abstracts of Sport kinetic: theories of human motor performance and their reflections in practice.

46. Knez N. (2000). *Modeliranje odziva trebuha skeletne mišice na električno stimulacijo: doktorska disertacija*. Página: 153.
47. Knez N & Valencic V. (2000). Influence of impulse duration on skeletal muscle belly response. Proceedings of IX Electrochemical and Computer Science Conference. 21-23 de septiembre de 2000. Portoroz (Eslovenia).
48. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645-651.
49. Kubo K, Kanehisa H & Fukunaga T. (2001a). Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures?. *European Journal Applied Physiology*. 85 (3-4): 226-232.
50. Kubo K, Kanehisa H, Ito M & Fukunaga T. (2001b). Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *Journal Applied Physiology*. 91(1): 26-32.
51. Lucia A, Oliván J, Gómez-Gallego F, Santiago C, Montil M & Foster C. (2007). Citius and longius (faster and longer) with no alpha-actinin-3 in skeletal muscles?. *British Journal of Sports Medicine*. 41(9): 616-617.
52. Lukic D. (2003). La tensiomiografía al servicio del deportista. Taller II Congreso Internacional Universitario sobre Ciencias de la Salud y el Deporte. Madrid: Universidad San Pablo CUE.
53. Maton B, Petitjean M & Cnockaert JC. (1990). Phonomyogram and electromyogram relationships with isometric force reinvestigated in man. *European Journal Applied Physiology*. 60: 194-20.
54. Merletti R, Conte LRL & Sathyan D. (1995). Repeatability of electrically-evoked myoelectric signals in human tibialis anterior muscle. *Journal Electromyography Kinesiology*. 5(2): 67-80.
55. Neamtu M, Rusu L, Rusu P, Neamtu OM, Georgescu D & Iancau M. (2011). Neuromuscular assessment in the study of structural changes of striated muscle in multiple sclerosis. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*. 52(4): 1299-1303.

56. Orizio C & Veicsteinas A. (1992). Soundmyogram analysis during sustained maximal voluntary contraction in sprinters and long distance runners. *International Journal of Sports Medicine*. 13: 594-599.
57. Orizio C. (2002). Comments on the letter “accelerometer and mechanomyogram”. *Journal Biomechanics*. 35(3):385.
58. Pisot R, Valencic V, Simunic B & Praprotnik U. (2001). Proceedings of International Sports Medicine Conference (176-177). Trinity College Dublin (Dublín).
59. Pisot R, Valencic V & Simunic B. (2002). Influence of biomechanical properties of particular skeletal muscles on child motor development. *Ann Ser Hist Nat*. 12: 99-106.
60. Pisot R, Kersevan K, Djordjevic S, Medved V, Zavrsnik J & Simunic B. (2004). Differentiation of skeletal muscles in 9-year old children. *Kinesiology*. 36(1): 90-97.
61. Pisot R, Dolenc P, Jurdana M, Setina T, Volmut T & Simunic B. (2007). Skeletal muscle differentiation related to child physical activity. En Bala, G. Bala, Gustav. Zbornik radova interdisciplinarne naucne konferencije sa medunarodnim ucescem Antropološki status i fizicka aktivnost dece, omladine i odraslih. Novi Sad: Fakultet sporta i fizickog vaspitanja (249-258).
62. Pisot R, Narici MV, Simunic B, De Boer M, Seynness O, Jurdana M, Biolo G & Mekjavic IB (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *European Journal Applied Physiology*. 140: 409-414.
63. Praprotnik U, Valencic V, Coh M, Djordjevic S, Knez N, Simunic B, Krenker A & Kersevan K. (2000). Modifications of muscle vastus lateralis belly response to twitch stimulation after high intensity exercise. Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK, Portoroz, Slovenia. Ljubljana: IEEE Region 8, Slovenian section IEEE. B: 313-316.
64. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J & Cásais L. (2012a). The effect of recovery strategies on contractile properties using Tensiomyography and perceived muscle soreness in professional soccer players. *Journal of Strength and Conditioning*. doi:10.1519/JSC.0b013e3182470d33.

65. Rey E, Lago-Peñas C & Lago-Ballesteros J. (2012b). Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. doi:10.1016/j.jelekin.2012.06.003
66. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM (2010a). Reproducibilidad a corto plazo de la respuesta muscular mediante tensiomiografía. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3(3): 98-102.
67. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Sarmiento S, De Saa Y & García-Manso JM. (2010b). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 10 (40): 620-629.
68. Rodríguez-Matoso D, García-Manso JM, Sarmiento S, de Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D & da Silva-Grigoletto ME. (2012a). Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 55(1): 28-40.
69. Rodríguez-Matoso D, Estévez R, Guimaraes-Ribeiro D, García-Manso J.M, & Rodríguez-Ruiz D. (2012b) “Diferencias mecánicas entre las porciones anatómicas del deltoides”. *VII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte*, organizado por la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Granada y la Asociación Española de Ciencias del Deporte.
70. Rodríguez-Matoso D, Mantecón A, Barbosa E, Sarmiento S, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. (In Press). Mechanical response of the flexor and extensor muscles of the knee in Bodyboarders of high level during the competition. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*.
71. Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa J, de Saa Y, Perdomo G & García-Manso JM. (2012a). The tensiomyography used for evaluating high level beach volleyball players. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 18(2): 95 – 99.
72. Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Quiroga ME, Sarmiento S, García-Manso JM & da Silva-Grigoletto ME. (2012b). Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature of volleyball players. *European Journal of Sport Science*. 12(5): 399-407.

73. Rodríguez-Ruiz D, García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S & Pisot R. (2013) Effects of age and physical activity on response speed in knee flexor and extensor muscles. *European Review of Aging and Physical Activity*. DOI: 10.1007/s11556-013-0127-7
74. Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Bartolomé D & García-Manso JM. (In Press). Changes in the response of knee extensor and flexor muscles after participation in a physical activity program for Alzheimer's patients. *Journal of Nutrition, Health and Aging*.
75. Rodríguez-Ruiz D, Díez I, Rodríguez-Matoso D, Fernández-del Valle M, Sagasturme R & Molina JJ. (In press). Functional analysis of the musculature of the knee in professional male and female volleyball players. *Journal Sport Biomechanics*.
76. Ruiz JR, Fernández-Valle M, Verde Z, Díez-Vega I, Santiago C, Yvert T, Rodríguez-Romo G, Gómez-Gallego F, Molina JJ & Lucia A. (2011). ACTN3 R577X polymorphism does not influence explosive leg muscle power in elite volleyball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 20(6), e34-e41.
77. Rusu L, Cernaianu S, Vasilescu M, Baltac G, Ciocanescu D & Fortan C. (2009a). Assessment of knee stability using neuromuscular measurement in soccer players. XVIII International Congress on Sports Rehabilitation and Traumatology. Pp.98–99.
78. Rusu L, Calina M, Avramescu ET, Paun E & Vasilescu M. (2009b). Neuromuscular investigation in diabetic polyneuropathy. *Romain Journal of Morphology Embriology*. 50(2): 283-290.
79. Sale D. (2002). Postactivation potentiation: Role in human performance. *Exercise Sport Science*. 30: 138-143.
80. Santiago C, Rodríguez-Romo G, Gómez-Gallego F, González-Freire M, Yvert T, Verde Z, Naclerio F, Altmäe S, Esteve-Lanao J, Ruiz JR & Lucia A. (2010). Is there an association between ACTN3 R577X polymorphism and muscle power phenotypes in young, non-athletic adults?. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 20(5): 771-778.
81. Scarmeas N, Albert M, Brandt J, Blacker D, Hadjigeorgiou G, Papadimitriou A, Dubois B, Sarazin M, Wegesin D, Marder K, Bell K, Honig L & Stern Y. (2005).

- Motor signs predict poor outcomes in Alzheimer disease. *Neurology*, 64:1696 – 1703.
82. Sica REP & McComas AJ. (1971). Fast and slow twitch units in a human muscle. *Journal Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 34(2), 113-120.
83. Singh K, Melis EH, Richmond FJ & Scott SH. (2002). Morphometry of Macaca mulatta forelimb. II. Fiber-type composition in shoulder and elbow muscles. *Journal Morphology*. 251(3): 323-332.
84. Simunic B & Valencic V. (2001). Non-invasive selective measurement of m. vastus medialis and m. vastus lateralis contractile properties at different knee angle. Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE. B: 363-366. Portoroz (Eslovenia).
85. Simunic B. (2003). *Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation*. Tesis Doctoral. Facultad de Ingeniería Eléctrica. Ljubljana (Eslovenia).
86. Simunic B, Rozman S & Pisot R. (2005a). Detecting the velocity of the muscle contraction. III International Symposium of New Technologies in Sport, Sarajevo.
87. Simunic B, Pisot R, Djordjevic S & Kugovnik O. (2005b). Age related changes of the skeletal muscle contractile properties (570–573). In: Milanovic D, Prot F (eds), *4th International Scientific Conference on Kinesiology “Science and Profession-Challenge for the Future”*. Proceedings Book.
88. Simunic B, Rozman S, Djordjevic S, Stok R & Pisot R. (2005c). Monitoring of pre- and post-operative muscle adaptation of ACL reconstruction rehabilitation process. *European College of Sport Science. Annual Congress* (Belgrade).
89. Simunic B, Pisot R & Rittweger J. (2009). The effect of ageing on contraction time of postural and non-postural skeletal muscles in masters athletes. M. Mikalaèki (edt.). Proceedings book Exercise and quality of Life. Novi Sad: University of Novi 2 Sad, Faculty of Sport and Physical Education. Pp, 185-190.
90. Simunic B, Krizaj K & Pisot R. (2010). Twitch parameters in transversal and longitudinal of Biceps Brachii response. *Annales Kinesiologiae*. 1(1): 61-80.
91. Simunic B, Degens H, Rittweger J, Narici M, Mejkavic IB & Pisot R. (2011). Non-invasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. *Medicine & Science in Sports and Exercise*. 43(9):1619-1625.
-

92. Simunic B. (2012). Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.04.003>
93. Smith IJ & Hunter A. (2006). The Effect of Titanic Stimulated Induced Fatigue on the Relationship between TMG and Force Production of the Gastrocnemius Medialis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 38(5): S179-S180.
94. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jimenez S, Usach R, Moreno D & Marffuletti NA. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(4): 761-766.
95. Valencic V. (1990). Direct measurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in external control of human extremities*. 10: 575-584. Nauka (Belgrado).
96. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artific Org*. 21: 240-242.
97. Valencic V, Djordjevic S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, Praprotnik U, Simunic B, Kersevan K, Bednarik J & Godina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomyographic measurement methos (507). *Proceedings of Pre-Olympic Congress. Sports Medicine and Physical Education International Congress on Sport Science*. Brisbane (Australia).
98. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tensiomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engienring*. 1: 1-10.
99. Vandervoort AA, Quinlan J & McComas AJ. (1983). Twitch potentiation after voluntary contraction. *Experimental Neurology*. 81: 141-52.
100. Verjoshansky Y & Siff MC. (2000). *Superentrenamiento*. Barcelona: Ed. Paidotribo
101. Wetzel P & Gros G. (1998). Decay of Ca²⁺ and force transients in fast and slow-twitch skeletal muscles from rat, mouse and Etruscan shrew. *Journal Experimental Biology*. 201: 375–384.
102. Wong YM. (2001). Letter to the editor: accelerometer and mechanomyogram. *Journald Biomechanics*. 34(4):557.

103. Yang N, MacArthur DG, Gulbin JP, Hahn AG, Beggs AH, Easteal S, & North K. (2003). ACTN3 genotype is associated with human elite athletic performance. *American Journal Human Genetics*. 73: 627-31.
104. Zagar T & Krizaj D. (2005). Validation of an accelerometer for determination of muscle belly radial displacement. *Medical & Biology Engineering & Computing*, 43(1): 78-84.
105. Zagorc, M., Simunic, B., Pisot, R. & Oreb, G.A. (2010). Comparison of contractile parameters among twelve skeletal muscle of inter-dance couples. *Kinesiologia Slovenia*, 16(3): 57-65.
106. Zhang, Y., Frank, C.B., Rangayan, R.M. & Bell, G.D. (1992). A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps. *IEEE Transactions Biomedical Engineering*, 39: 1045-1052.
107. Zhang, Y., Frank, C.B., Rangayan, R.M. & Bell, G.D. (1996). Relationships of the vibromyogram to the surface electromyogram of the human rectus femoris muscle during voluntary isometric contraction. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33(4): 395-403.

PARTE EXPERIMENTAL

11.1. Estudio – I

Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions

Revista Andaluza de Medicina del Deporte (RAMD). 3(3): 81-86. 2010.

ISSN: 1888-7546

Rodríguez-Matoso, D.¹, Rodríguez-Ruiz¹, D., Sarmiento, S.¹, Vaamonde, D.², da Silva-Grigoletto, M.E.³, García-Manso, J.M.¹

¹Departamento de Educación Física. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. España.

²Departamento de Ciencias Morfológicas. Facultad de Medicina. Universidad de Córdoba. Córdoba. España.

³Centro Andaluz de Medicina del Deporte. Córdoba. España.

INTRODUCCIÓN

Los técnicos deportivos necesitan pruebas objetivas y equipos de medición precisos que permitan conocer el estado del deportista y disponer de datos que ayuden a mejorar el diseño de las cargas de entrenamiento que permitan planificar adecuadamente el proceso de formación del deportista.

Por tanto, con independencia de la experiencia y habilidad del evaluador, un adecuado control del deportista comienza por disponer de la herramienta que permita cumplir el objetivo de la evaluación. Conocer la relación entre los resultados de la medición y el valor real de la característica medida permite, al volver a medir, saber si los cambios observados se pueden atribuir al efecto del entrenamiento, a cualquier otra causa conocida o al azar.

En consecuencia, un instrumento válido y fiable proporcionará siempre indicadores libres de errores que aumenten sensiblemente la calidad de la información. No en vano, la fiabilidad refleja la confianza que ofrece un resultado en términos absolutos y relativos, y expresa la consistencia, estabilidad y precisión con la que una medida valora el parámetro evaluado. Matemáticamente la fiabilidad queda reflejada por la relación entre la medida real del parámetro y el valor de esta medida más los errores.

Indudablemente, cualquier tipo de medida siempre tendrá un componente de error de mayor o menor magnitud que debe ser acotado y minimizado para hacer viable el proceso de evaluación. Esto es algo innato al proceso de medición y los errores detectados pueden ser sistemáticos o aleatorios. La suma de ambos constituye el error total o la variación de la medición. La cuantificación de errores es de gran importancia para determinar si un cambio en la medida es real o simplemente un cambio aleatorio del resultado que no explica nunca el efecto de un proceso previo finamente controlado

.Por lo tanto, para darle validez a un test se requiere que de los resultados del test se deriven adecuadas, relevantes y útiles deducciones aplicables a una situación concreta. El objetivo final de la validez viene determinado por el grado en que las evidencias empíricas y las bases teóricas soportan las deducciones hechas a partir de las puntuaciones de los test. Por ello hay que tener presente que la validez no es absoluta: solo se puede hablar de *grado de validez* o de *instrumento válido para*.

En este sentido, un test es fiable en términos de estabilidad o fiabilidad relativa si al aplicar el mismo test al mismo grupo de sujetos en dos o más ocasiones en un espacio corto de tiempo los resultados son semejantes. Por este motivo es importante estudiar la reproducibilidad de cada test y así conocer si es o no válido. Asimismo, la fiabilidad de un instrumento se debe evaluar comparándolo con otro instrumento o reactivo previamente calibrado o con cualquier otro procedimiento aceptado como idóneo.

En nuestro caso, al error potencial que proporcione el aparato debemos incorporar los errores que subyacen en la aplicación del protocolo, los cuales están directamente vinculados a la aplicación adecuada del protocolo por parte del evaluador. La posición del sensor, su inclinación o presión pueden ser elementos que condicionen la calidad de la evaluación.

En este trabajo nos planteamos comprobar la fiabilidad (reproducibilidad) del método, entendiendo como tal la consistencia de las medidas obtenidas en tres evaluaciones realizadas en un mismo grupo muscular en los que se analizaron las características de las propiedades contráctiles del músculo (Dm , Td , Tc , Ts y Tr) utilizando la *TMG*. El factor que utilizaremos para establecer las condiciones experimentales de las medidas será la colocación del sensor en tres posiciones musculares, próximas, pero diferentes entre sí.

El cálculo de fiabilidad del resultado en estas condiciones (fiabilidad relativa) se determina mediante la comparación de resultados repetidos (coeficiente de correlación intraclase) obtenidos mediante un procedimiento determinado cuando este es realizado en más de una ocasión en un intervalo de tiempo determinado en los que ninguna otra variable que, inicialmente, pueda alterar la calidad del resultado.

Aunque la reproducibilidad del método ya ha sido investigada en otros trabajos (Simunic y Valencic, 2001; Smith y Hunter, 2006; Rodríguez-Matoso et al., 2009; Tous-Fajardo et al., 2010), es importante hacer hincapié en que los aspectos metodológicos son cruciales para asegurar mediciones precisas y fiables. Esto implica seguir fielmente un protocolo establecido para cada evaluación. Simunic y Valencic (2001) sugieren una variabilidad de menos del 5%, independientemente del tono muscular y el posicionamiento del sensor. Por el contrario, Krijaz et al. (2008) propone un alto nivel de reproducibilidad en el bíceps braquial, con un error de 0,5-2% y un coeficiente de correlación intraclase que oscila entre 0,86 y 0,98 para los cinco parámetros que analizaron. Los presentes autores

encontraron que un error en la colocación del sensor puede afectar a los resultados de medición de deformación muscular (Dm), a pesar de no influir en los resultados de las otras variables (Tc , Td , Ts y Tr) (Rodríguez-Matoso et al., 2009).

Con el fin de obtener datos sólidos y fiables utilizando valoraciones pre y post, es necesario reducir al mínimo los posibles errores (diferencias detectadas entre dos mediciones) que pudieran derivarse de los procesos de medición (protocolo de evaluación) debido a una mala aplicación de la técnica de evaluación. El no adherirse a un protocolo riguroso puede menoscabar el valor del método. Una cuestión metodológica potencial podría ser el punto en el que se encuentra el sensor. Simunic ha explorado esta posibilidad y, aunque se mantuvo por debajo del 5%, registró en su estudio el error causado por la selección incorrecta del punto de medición (Simunic, 2003). Partiendo de la suposición de que ninguna herramienta de evaluación es completamente fiable, el objetivo del presente estudio fue evaluar la reproducibilidad de las lecturas proporcionadas por *TMG*, basándonos en el análisis de la consistencia de las mediciones obtenidos a partir de tres evaluaciones llevadas a cabo en el mismo grupo muscular, con el fin de confirmar la hipótesis de que el resultado de una evaluación no varía significativamente después de las mediciones repetidas de los mismos músculos en los mismos temas, y por lo tanto que la *TMG* es una herramienta potencialmente útil para el estudio de los músculos de los deportistas. Las propiedades contráctiles de los músculos esqueléticos fueron analizadas usando por tanto *TMG*, colocando el sensor en tres puntos diferentes aunque muy cercanos entre sí.

METODOLOGÍA

Muestra: 25 individuos (Edad: 25.7 ± 4.7 años; Estatura: 179.75 ± 4.12 cm; Peso Corporal: 79.30 ± 2.35 kg) moderadamente activos; todos ellos estudiantes de educación física en la ULPGC. Todos los participantes fueron informados de los posibles riesgos asociados al estudio y firmaron un consentimiento aprobado previamente por el Comité Ético de la ULPGC desarrollado en línea con los criterios de la Declaración de Helsinki para la investigación relacionada con humanos.

Material y protocolo de medición:

Procedimiento: El desplazamiento radial del músculo fue evaluado en el recto anterior femoral de la pierna del lado dominante de cada participante. Para ello cada sujeto se tumbó sobre una camilla con unas cinchas que permitían inmovilizar los miembros. Se utilizó un Tensiomiógrafo (TMG-BMC) colocando el sensor perpendicularmente a la disposición de las fibras del músculo (Figura 1) en tres posiciones diferentes. El primer registro (O) corresponde al punto propuesto por el fabricante (subjettivamente determinado por el investigador e identificado por visualización y palpación), buscando la zona con mayor vientre muscular, con el sensor situado en el punto medio entre los electrodos que fueron colocados simétricamente 5 cm distal y proximal al punto de medición donde se situaba el sensor perpendicularmente según la disposición de las fibras del vientre muscular. El punto de medición está anatómicamente determinado sobre la base de la guía anatómica de electromiografía (Perotto et al., 2005). Los otros dos registros (-2 y +2) fueron puntos equidistantes separados entre sí dos centímetros respecto al primer punto de medida.

El impulso de estimulación fue de 1 ms de amplitud, mientras que la intensidad varió (50, 75 y 100 mAp) de tal manera que se obtuvo una respuesta máxima. El sensor fue colocado de forma que ejerciera una presión aproximada de $1.5 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ sobre un área de 113 mm^2 tal y como proponen Dahmane et al., (2001). Para asegurarnos de conseguir esta presión, el sensor fue calibrado previamente marcando un punto de presión en el mismo que debía ser alcanzado antes de cada estímulo.

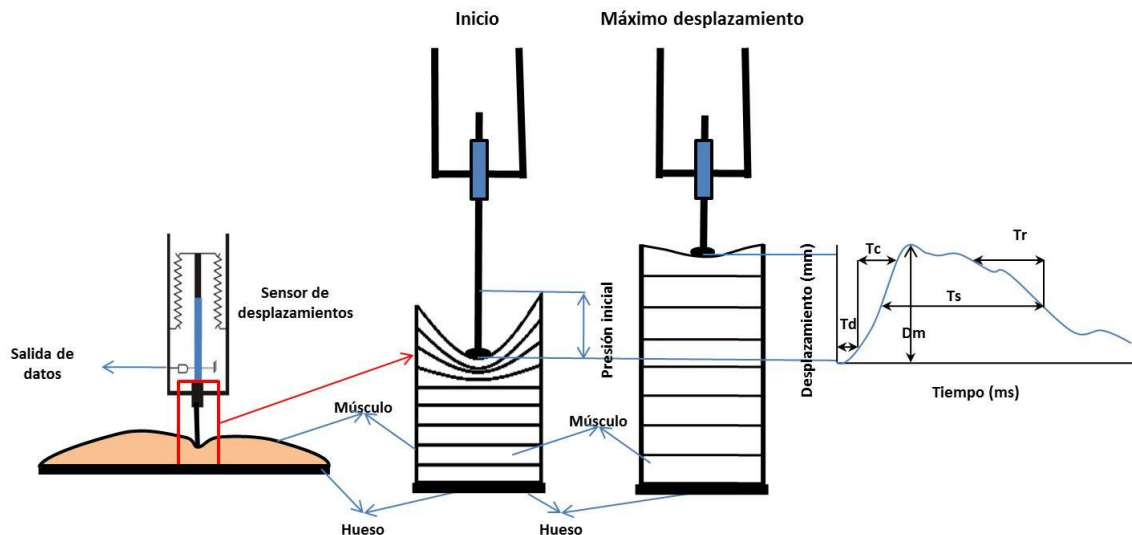


Fig. 1. Posición del sensor de desplazamiento en el músculo y proceso de recogida de datos provocada por el estímulo eléctrico. D_m : máximo desplazamiento radial del vientre muscular, T_c : tiempo de contracción; T_d : tiempo de reacción; T_s : tiempo de sostén; T_r : tiempo de relajación.

Análisis Estadístico: Inicialmente, se aplicó la prueba de *Kolmogorov-Smirnov* para verificar la distribución de los datos. La consistencia interna se evaluó mediante el coeficiente de *Alfa de Crombach* con valores entre 0 (no consistencia interna) y 1 (alta consistencia interna). La fiabilidad del test fue determinada mediante el cálculo de la correlación intra-clase (ANOVA por medidas repetidas, con prueba de comparaciones múltiples de *Bonferroni* con valor de significación para un nivel alfa de 0,05) y el coeficiente de variación (individual y de conjunto). La ANOVA por medidas repetidas, y el coeficiente *Alfa de Crombach*, se determinan a partir de la subdivisión de la varianza total en tres componentes (varianza entre sujetos; varianza entre tests y varianza debida a la relación entre sujetos y tests). Por su parte, los coeficientes de variación (CV) individual y de conjunto se determinan a partir de los valores de media y desviación típica de los resultados obtenidos en las tres medidas realizadas. Se consideró como óptimo un CV% menor a 5%, aceptable entre 5%-10% y no aceptable cuando es mayor a 10%. Todos los procesos estadísticos fueron realizados con el paquete estadístico *SPSS 17.0* (*SPSS Inc., Chicago, IL, USA*).

RESULTADOS

En la tabla 1 se representan los estadísticos descriptivos (media, desviación típica, valor máximo y valor mínimo) de cada una de las variables analizadas (T_c , D_m , T_d , T_s y T_r) en la evaluación del comportamiento muscular del recto anterior.

Tabla 1. Estadísticos descriptivos (media, desviación típica, valor máximo y valor mínimo) de cada una de las variables analizadas, tiempo de contracción (T_c), deformación máxima (D_m), tiempo de latencia (T_d), tiempo de sostén (T_s) y tiempo de relajación (T_r) en la evaluación del comportamiento muscular del recto anterior.

Variables	N	Media	Desv. típica	Mínimo	Máximo
Tc1 (- 2 cm)	25	31,42 ms	5,59 ms	21,08 ms	46,10 ms
Tc2 (0)	25	32,20 ms	6,16 ms	21,65 ms	51,20 ms
Tc3 (+2 cm)	25	31,81 ms	5,56 ms	21,86 ms	44,80 ms
Dm1 (- 2 cm)	25	8,66 mm	1,99 mm	3,10 mm	13,20 mm
Dm2 (0)	25	8,59 mm	1,70 mm	5,60 mm	11,80 mm
Dm3 (+ 2 cm)	25	8,07 mm	1,33 mm	5,50 mm	10,30 mm
Td1 (- 2 cm)	25	23,77 ms	2,24 ms	19,42 ms	29,20 ms
Td2 (0)	25	23,47 ms	2,18 ms	19,79 ms	29,30 ms
Td3 (+ 2 cm)	25	23,71 ms	2,15 ms	20,14 ms	28,50 ms
Ts1 (- 2 cm)	25	130,43 ms	65,45 ms	38,80 ms	291,30 ms
Ts2 (0)	25	129,97 ms	68,01 ms	47,30 ms	294,90 ms
Ts3 (+ 2 cm)	25	118,84 ms	59,33 ms	39,60 ms	274,50 ms
Tr1 (- 2 cm)	25	77,36 ms	51,79 ms	12,30 ms	192,90 ms
Tr2 (0)	25	71,58 ms	47,96 ms	14,10 ms	181,70 ms
Tr3 (+ 2 cm)	25	70,47 ms	49,27 ms	10,70 ms	180,68 ms

La tabla 2 muestra la consistencia interna de la *TMG* determinada mediante el *Alfa de Cronbach* en los cinco parámetros musculares evaluados (*Tc*, *Dm*, *Td*, *Ts* y *Tr*). Nótese que el índice es superior a 0,95 en tres de las variables analizadas (*Tc*, *Ts* y *Tr*), mientras que en dos de ellos (*Dm* y *Td*) son superiores o muy próximos a 0,90, lo que demuestra la elevada consistencia interna del método.

Tabla 2. Consistencia interna de la *TMG* determinada mediante el alfa de Cronbach en los cinco parámetros musculares evaluados (Tiempo de contracción (*Tc*), Deformación máxima (*Dm*), Tiempo de latencia (*Td*), Tiempo de sostén (*Ts*) y Tiempo de relajación (*Tr*), N=25.

Coeficientes de fiabilidad alfa de Cronbach	
Parámetros musculares	Alfa de Cronbach
Tc	0,970
Dm	0,920
Td	0,897
Ts	0,976
Tr	0,984

En la tabla 3 se muestran los resultados de los test de fiabilidad por medidas repetidas (ANOVA), con el resultado de la prueba de comparaciones múltiples de *Bonferroni*, de los tests utilizados en la evaluación de las características mecánicas musculares a partir de parámetros proporcionados por la *TMG*.

Además, se observa una elevada igualdad de los valores medios de los parámetros *Td*, *Tc*, *Ts* y *Tr* de las tres mediciones realizadas. Nótese como en el caso de *Dm* las medias de cada evaluación presentan ligeras diferencias entre sí, con valores de $p=1$ en la comparación de medias de las series *T1* vs. *T2*; $p=0,839$ en las series *T2* vs. *T3*; y $p=0,671$ *T1* vs. *T3*. Se puede ver como el valor promedio de *Dm* disminuye ligeramente conforme aumenta el número de estímulos y el sensor se aleja del punto de primera medición.

Tabla 3. Valores de reproducibilidad de mediciones repetidas ANOVA y la prueba de Bonferroni post-hoc.

Comparación de Medias	Significación	Intervalos de Confianza al 95%	
		Límite Inferior	Límite Superior
Td1 – Td2	1.000	-1,2119	1,8223
Td1 – Td3	1.000	-1,4539	1,5803
Td2 – Td3	1.000	-1,7591	1,2751
Tc1 – Tc2	1.000	-4.7853	3.2277
Tc1 – Tc3	1.000	-4.3937	3.6193
Tc2 – Tc3	1.000	-3.6149	4.3981
Ts1 – Ts2	1.000	-44.1688	45.0808
Ts1 – Ts3	1.000	-33.0444	56.2052
Ts2 – Ts3	1.000	-33.5004	55.7492
Tr1 – Tr2	1.000	-28.6778	40.2354
Td1 – Td3	1.000	-27.5666	41.3466
Tr2 – Tr3	1.000	-33.3454	35.5678
Dm1 – Dm2	1.000	-1.1092	1.2412
Dm1 – Dm3	0.671	-0.5868	1.7636
Dm2 – Dm3	0.839	-0.6528	1.6976

La relación que mantienen las series en las tres evaluaciones es muy elevada ($r > 0.9$) en el caso de las variables *Tc*, *Tr* y *Ts* (Tabla 4). La correspondencia en los parámetros *Td* y *Dm*, disminuye ligeramente ($r > 0.9$), especialmente con relación a la tercera evaluación. El diagrama de cajas en la figura 2 muestra la distribución de los datos obtenidos a partir de las tres mediciones (+2, 0, -2) para las cinco variables evaluadas con *TMG* (A: *Td*; B: *Tc*; C: *Ts*; D: *Tr*; E: *Dm*).

Tabla 4. Coeficiente de Correlación (Pearson) entre las tres mediciones de los cinco parámetros evaluados *Td*, *Tc*, *Ts*, *Tr* y *Dm*.

Parámetro	Td1	Td2	Td3
Td1	-	0.872**	0.702**
Td2	0.872**	-	0.656**
Parámetro	Tc1	Tc2	Tc3
Tc1	-	0.932**	0.915**
Tc2	0.932**	-	0.906**
Parámetro	Ts1	Ts2	Ts3
Ts1	-	0.907**	0.972**
Ts2	0.907**	-	0.930**
Parámetro	Tr1	Tr2	Tr3
Tr1	-	0.950**	0.948**
Tr2	0.950**	-	0.971**
Parámetro	Dm1	Dm2	Dm3
Dm1	-	0.838**	0.762**
Dm2	0.838**	-	0.885**

**. La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

CONCLUSIONES

Los resultados nos demuestran que, en el recto femoral, la *TMG* es una herramienta que presenta una elevada reproducibilidad a corto plazo. Esto la convierte en un excelente instrumento de evaluación del estado de una estructura muscular y su capacidad de respuesta ante un estímulo externo (estímulo eléctrico aislado).

Sin embargo, los datos nos demuestran que no cuidar con precisión los procedimientos metodológicos seguidos durante la evaluación pueden provocar ligeros cambios en el resultado final. En medidas repetidas el aspecto más complicado de controlar es la posición exacta en la que se coloca el sensor sobre el músculo. Su modificación provoca cambios en la respuesta muscular que se manifiestan en la magnitud de desplazamiento que registra el sensor. A nuestro entender, este es el primer estudio que utiliza tres posiciones diferentes del sensor para evaluar los cinco parámetros y conocer la

reproducibilidad del *TMG* con una muestra que proporciona la potencia estadística necesaria.

En nuestro estudio, la variable que evalúa el desplazamiento radial del músculo (*Dm*) presentó diferencias apreciables, aunque no estadísticamente significativas, entre los tres puntos estudiados, los cuales están separados 2 *cm* respecto al punto medio.

El valor resultante en la tercera medición es ligeramente menor ($8,07 \pm 1.33$ *mm*) al de las otras dos. Es decir, aumenta la rigidez muscular con el número de estimulaciones.

Este resultado entra, en cierto modo, en contradicción con los resultados encontrados por Valencic et al. (2001). Los autores señalan que en las respuestas registradas por el sensor, el desplazamiento no se ve afectado por las propiedades biomecánicas de las articulaciones y de la propia abrazadera.

Una posible explicación de este comportamiento podría estar en el tiempo utilizado, en nuestro protocolo, al efectuar cada medición (estímulo eléctrico). Al no controlar esta variable, es posible que el tiempo transcurrido entre cada estímulo no fuese lo suficientemente largo como para permitir al músculo regresar a una situación de absoluta relajación. Pensemos que estímulos eléctricos repetidos provocan una potenciación neuromuscular (potenciación inducida) que podría incrementar la capacidad contráctil del tejido muscular esquelético (Persechini et al., 1985; Green y Jones, 1989) y, en consecuencia, afectar al nivel de deformación muscular si se repiten frecuentemente sin respetar un tiempo de recuperación lo suficientemente largo. Cabe destacar que el mecanismo de potenciación muscular principal es la regulación de la fosforilación de las cadenas ligeras de miosina (*rMLC*) (Manning, et al., 1982; Sweeney et al., 1990). La velocidad del proceso de fosforilación inicial (proteína quinasa) y desfosforilación posterior (fosfatasas) que ocurre en cada activación muscular es relativamente lento, lo que significa que el regreso a los niveles de reposo puede tardar varios minutos después del final de la contracción (Sweeney and Stull, 1990).

La posibilidad de que el músculo no estuviera totalmente relajado, en cada estimulación, aumentaba al utilizar tres estímulos para cada punto evaluado (baja intensidad: 50 *mAp*; media intensidad: 75 *mAp*; alta intensidad: 100 *mAp*), por lo que cada sujeto habría activado esa estructura muscular 9 veces antes de llegar al estímulo máximo (100 *mAp*)

de la tercera posición (+2 *cm*). El tiempo de potenciación aumenta cuando se estimula el músculo de forma repetida (Sweeney and Stull, 1990).

Entendemos interesante destacar también algunas tendencias que se observan en los valores de *Ts* y *Tr* al cambiar la posición del sensor y aumentar el número de estimulaciones. Cuando observamos los gráficos de cajas de estos dos parámetros (Figuras 1C y 1D), podemos ver una moderada tendencia a disminuir su valor en alguno de los sujetos.

Otro aspecto a tener en cuenta son los posibles cambios morfológicos que pudieran producirse en la musculatura evaluada al cambiar la posición del sensor. El acortamiento uniforme de las fibras musculares no existe en la realidad biológica. Se ha sugerido que la complejidad de la morfología del músculo y la heterogeneidad de las propiedades mecánicas de los músculos y tejido del tendón puede conducir a un acortamiento heterogéneo (Ettema and Huijing, 1989; Lieber et al., 1991; Monti et al., 1991; Zuurbier et al., 1994; Van Bavel et al., 1996; Huijing, 1999; Pappas et al., 2002). Aspectos como la longitud de la no uniformidad del sarcómero, miofibras, o fascículo puede alterar las propiedades mecánicas de músculo (Morgan, 1985; Huijing, 1995).

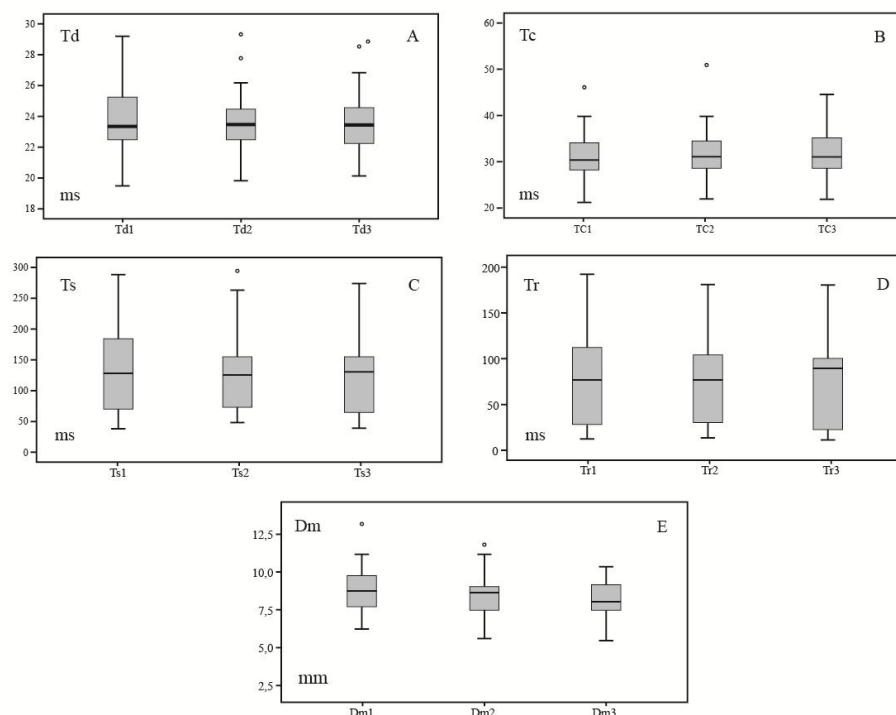


Fig 2. Distribución de los datos obtenidos a partir de las tres mediciones (+2, 0, -2) para las cinco variables evaluadas con *TMG* (A: *Td*; B: *Tc*; C: *Ts*; D: *Tr*; E: *Dm*). (N = 25). *Dm*: máximo desplazamiento radial del vientre muscular, *Tc*: tiempo de contracción; *Td*: tiempo de latencia; *Tr*: tiempo de relajación; *Ts*: tiempo de sostén.

En conclusión, podemos afirmar que, en el recto anterior, la *TMG* se muestra como una herramienta con alta reproducibilidad para la evaluación de las propiedades contráctiles del músculo. Sin embargo, 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 que deben ser respetados en el protocolo de medición.

BIBLIOGRAFÍA

1. Dahmane R, Knez N, Valencic V & Erzen U. (2000). Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. *Life Sciences*. Gozd Martuljek, Slovenia, Abstract 29.
2. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B, Valencic V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*. 38(12):2451-9.
3. Dahmane R, Valencic V, Knez N & Erzen I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 39(1):51-5.
4. Dahmane R, Djordjevic S & Smerdu V. (2006). Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Medical & Biological Engineering & Computing*; 44(11): 999-1006.
5. Ettema GJ & Huijing PA. (1989). Properties of the tendinous structures and series elastic component of EDL muscle-tendon complex of the rat. *Journal of Biomechanics*. 22: 1209-15.
6. Green HJ & Jones SR. (1989). Does post-tetanic potentiation ompensate for low frequency fatigue?. *Clinical Physiology*. 9:499-514.
7. Huijing PA. (1995). Parameter interdependence and success of skeletal muscle modelling. *Human Movement Science*. 14: 443-86.
8. Huijing PA. (1999). Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *Journal of Biomechanics*. 32:329-45.
9. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18:645-51.
10. Lieber RL, Leonard ME, Brown CG, Trestik CL. (1991). Frog semitendinos tendon loadstrain and stress-strain properties during passive loading. *American Journal of Physiology*. 261: C86-92.
11. Manning DR & Stull JT. (1982). Myosin light chain phosphorylation-dephosphorylation in mammalian skeletal muscle. *American Journal of Physiology*. 242:C234-41.
12. Monti RJ, Roy RR, Hodgson JA & Edgerton VR. (1999). Transmission of forces within mammalian skeletal muscles. *Journald of Biomechanics*. 32:371-80.

13. Morgan DL. (1985). From sarcomeres to whole muscles. *Journal of Experimental Biology*. 115:69-78.
14. Pappas GP, Asakawa DS, Delp SL, Zajac FE & Drace JE. (2002). Non uniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. *Journal of Applied Physiology*. 92:2381-9.
15. Perott AO, Delagi EF, Iazzetti J & Morrison D. (2005). *Anatomical Guide for the electromyographer: The limbs and trunk*. Ed: Charles C. Thomas.
16. Persechini A, Stull JT & Cooke R. (1985). The effect of myosin phosphorylation on the contractile properties of skinned rabbit skeletal muscle fibers. *Journal of Biological Chemistry*. 260(13):7951-4.
17. Rodríguez-Matoso D, Quiroga M, Da Silva-Grigoletto M, Bautista P, Sarmiento S & García-Manso JM. Evaluación de la reproducibilidad del TGM-BCM. II Congreso Internacional de Ciencias del Deporte. 2009 del 27 al 29 de mayo. El deporte a la luz de los sistemas complejos. Universidad Católica de Murcia.
18. Simunic B. (2003). *Model of longitudinal contraction and transverse deformations in skeletal muscles*. Doctoral Thesis. Faculty of Electrical Engineering. Ljubljana University.
19. Simunic B & Valencia V. (2001). Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE; 2001 Sept 24-26; Portoroz, Eslovenia. B: 363-6.
20. Smith IJ & Hunter A. (2006). The Effect of Titanic Stimulated Induced Fatigue on the Relationship between TMG and Force Production of the Gastrocnemius Medialis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 38(5): S179-S180.
21. Sweeney HL & Stull JT. (1990). Alteration of cross-bridge kinetics by myosin light chain phosphorylation in rabbit skeletal muscle: Implications for regulation of actin-myosin interaction. *Proceedings of the National Academy Sciences*. 87:414-8.
22. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jimenez S, Usach R, Moreno D & Marfuletti N.A. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(4): 761-766
23. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artificial Org*. 21:240-2.

24. Valencic V. (1990). Direct measurement of the skeletal muscle tonus. Advances in external control of human extremities. Nauka, Belgrado.
25. Valencic V. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomyographic measurement method. 2000 Pre-Olympic Congress, Brisbane, Australia, Abstract 507.
26. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tensiomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*. 1:1-10.
27. Van Bavel H, Drost MR, Wielders JD, Huyghe JM, Huson A & Janssen JD. (1996). Strain distribution on rat medial gastrocnemius (MG) during passive stretch. *Journal Biomechanics*. 29:1069-74.
28. Zuurbier CJ, Everard AJ, Van der Wees P & Huijing PA. (1994). Length-force characteristics of the aponeurosis in the passive and active muscle condition and in the isolated condition. *Journal Biomechanics*. 27:445-53.

11.2. Estudio - II

Tensiomiografía, Utilidad y Metodología en la evaluación muscular

Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte,
2012. 10 (40): 620-629

ISSN: 1577-0354

Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M.E., Sarmiento, S., De Saa, Y., García-Manso, J.M.

Departamento de Educación Física (Universidad de Las Palmas de Gran Canaria).

INTRODUCCIÓN

Después de valorar la reproducibilidad de la *TMG* mediante el estudio planteado anteriormente (Rodríguez-Matoso et al., 2010), en el laboratorio (LAPED), decidimos estudiar, desarrollar y estandarizar el proceso metodológico de evaluación de las características mecánicas del músculo. En este sentido, publicamos el siguiente trabajo con el objetivo de establecer un protocolo de actuación frente a las evaluaciones realizadas con esta herramienta, que posteriormente fue *revisado* y ampliado en un *artículo especial*:

REVISIÓN

- García-Manso, J.M., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., De Saa, Y., Vaamonde, D. & Rodríguez-Ruiz, D. (2010). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(3): 98-102.

ARTÍCULO ESPECIAL

- Rodríguez-Matoso, D., García-Manso, J.M., Sarmiento, S., de Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D. & da Silva-Grigoletto, M.E. (2012a). Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 55(1): 28-40.

ANTECEDENTES

La Tensiomiografía (*TMG*) es un método de evaluación, desarrollado en la Faculty of Electrical Engineering de la University of Ljubljana (Eslovenia), a principios de los años 1990, por el profesor Valencic. Su objetivo era evaluar el tono muscular en los pacientes con patologías neuromusculares (Valencic, 1990). Se trasladó al campo del deporte con los trabajos realizados en la mencionada universidad (Laboratory of Biomedical Visualization and Muscle Biomechanics y el Laboratory for Computacional Electromagnetics de la Universidad de Ljubljana). Sus estudios se intensificaron cuando empezaron a colaborar con el equipo olímpico esloveno durante su preparación para los Juegos Olímpicos de Sydney 2000 y los Juegos Olímpicos de Invierno de Salt Lake City 2002.

Desde la perspectiva de la actividad física, lo más interesante de la técnica es que resulta un método de evaluación no invasivo en el que no se requiere ningún esfuerzo por parte del sujeto que se evalúa. Este aspecto es positivamente valorado por deportistas y entrenadores que demandan siempre la utilización de test de evaluación que sean rápidos, precisos y que no interfieran en el trabajo diario.

Se utiliza para evaluar el tono muscular (rigidez) mediante el análisis de las características mecánicas y de la capacidad contráctil de los músculos superficiales (Valencic & Knez., 1997; Dahmane et al., 2000; Valencic et al., 2000, Valencic et al. 2001). Mide los cambios geométricos (desplazamiento radial) que tienen lugar en el vientre muscular cuando se produce una contracción generada por un estímulo eléctrico externo. Estos parámetros, expresados por el desplazamiento del sensor y por el tiempo en que se produce la deformación, son utilizados para evaluar (Figura 1) la rigidez muscular y el balance entre estructuras musculares, cadenas musculares (flexora-extensora) o extremidades (derecha e izquierda).

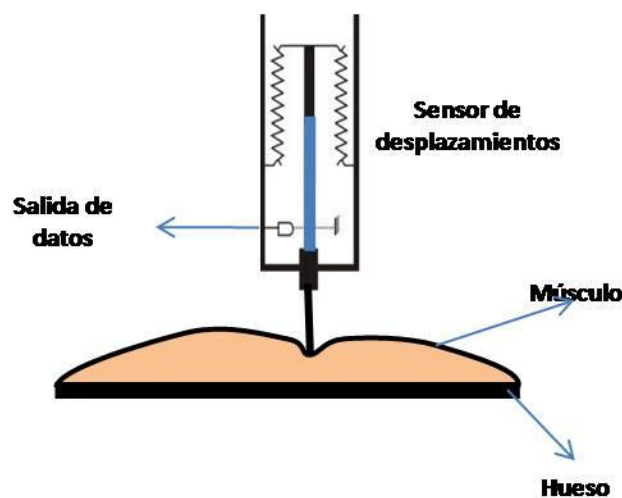


Figura 1. Colocación del sensor de desplazamiento sobre el músculo y proceso de recogida de datos por efecto del estímulo eléctrico aplicado.

Los parámetros que aporta la TMG han sido correlacionados con diferentes mecanismos condicionales, morfológicos o neuromusculares. Así, Valencic & Knez (1997) y Simunic (2003) relacionan el torque con la deformación del vientre muscular (Dm). Por su parte, Dahamane et al., (2000) encontraron una correlación positiva ($r=0.93$) entre el porcentaje de fibras de contracción lenta (fibras tipo-I), determinadas mediante análisis histoquímico, y el tiempo de contracción muscular (Tc). También se ha demostrado la relación lineal entre los valores de deformación transversal (Dm) de las fibras y la onda M (Kersevan et al., 2002). Esto ha permitido a diversos investigadores utilizar esta herramienta para: observar la atrofia que se produce, en amputados, de la musculatura situada por encima de la articulación de la rodilla (Burger et al., 1996); también se ha utilizado en el seguimiento de pacientes con problemas neuromusculares (Grabljevec et al., 2004); evaluar los procesos de adaptación de las propiedades contráctiles musculares en sujetos sometidos a un programa de entrenamiento (Djordjevik et al., 2000; Kersevan et al., 2002); y controlar los efectos de un determinado de trabajo sobre la musculatura entrenada (Praprotnik et al., 2000).

La validez del método ha sido estudiada en diversos autores. Krijaz et al. (2008) estudiaron la reproducibilidad de la TMG en sujetos sanos (13 varones; edad entre 19 y 24 años) encontrando que, al evaluar el biceps braquial existe un bajo nivel de error (0,5 a 2%) y un coeficiente de correlación entre clases de 0,86.

En cualquier caso, pensamos que de no seguirse un riguroso protocolo, la utilidad del método se reduce significativamente. Es por esto, que en este trabajo nosotros planteamos revisar los aspectos más importantes que deben ser tenidos en cuenta en el momento de efectuar una evaluación muscular con Tensiomiografía (TMG).

CRITERIOS A SEGUIR EN LA UTILIZACIÓN DE LA TMG

La TMG utiliza un sensor de presión colocado sobre el vientre del músculo seleccionado. Para provocar la contracción se aplica una corriente eléctrica bipolar, mediante electroestimulador, a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo, evitando que su colocación afecte a los tendones de inserción de dichas estructuras (Figura 2).



Figura 2. Colocación del los electrodos y el sensor de desplazamiento.

Para una correcta evaluación del músculo, los electrodos deben estar separados entre 2 y 5 centímetros (cm.), según músculo, respecto al punto de medición (Valencic, 2002; Simunic, 2003).

La posición del sujeto evaluado tiene que asegurar la completa relajación de la musculatura analizada, por lo que se debe colocar al sujeto sobre una camilla o sobre una silla, buscando lograr los ángulos articulares, entre segmentos, que recomiendan los fabricantes. Para ello, es recomendable disponer de los cojines diseñados para dicho proceso (Figura 3).



Figura 3. Cojines diseñados para estandarizar el grado de flexión de la articulación de la rodilla.

La duración de dicho estímulo eléctrico debe estandarizarse en 1 milisegundo (ms.), ya que tanto estímulos de mayor como de menor duración, alteran el tiempo de reacción (Knez & Valencic, 2000).

Pese a la elevada reproducibilidad que muestra este método (Krizaj et al., 2008), es necesario seguir fielmente un protocolo previamente fijado para cada evaluación. En este sentido, en nuestro laboratorio comprobamos que ligeras modificaciones en la colocación del sensor, respecto al extremo distal y proximal del músculo, conllevan a cambios en el nivel de deformación muscular (Rodríguez-Matoso et al., 2009). En el estudio citado, los autores observaron que midiendo la respuesta muscular en tres posiciones diferentes, equidistantes entre sí 1 y 2 centímetros, no determinaban cambios significativos en los tiempos de contracción o de relajación, sin embargo, el nivel de deformación muscular sí se veía estadísticamente afectado.

Es necesario asegurarse de que el sensor se coloque perpendicularmente al vientre muscular (Valencic et al., 1997) y ejerciendo una presión aproximada de 1.5×10^{-2} N/mm² sobre un área de 113 m² (Dahmane et al., 2001). Este procedimiento es fundamental para la recogida de datos por parte el sensor de desplazamiento durante la contracción muscular (Figura 4).

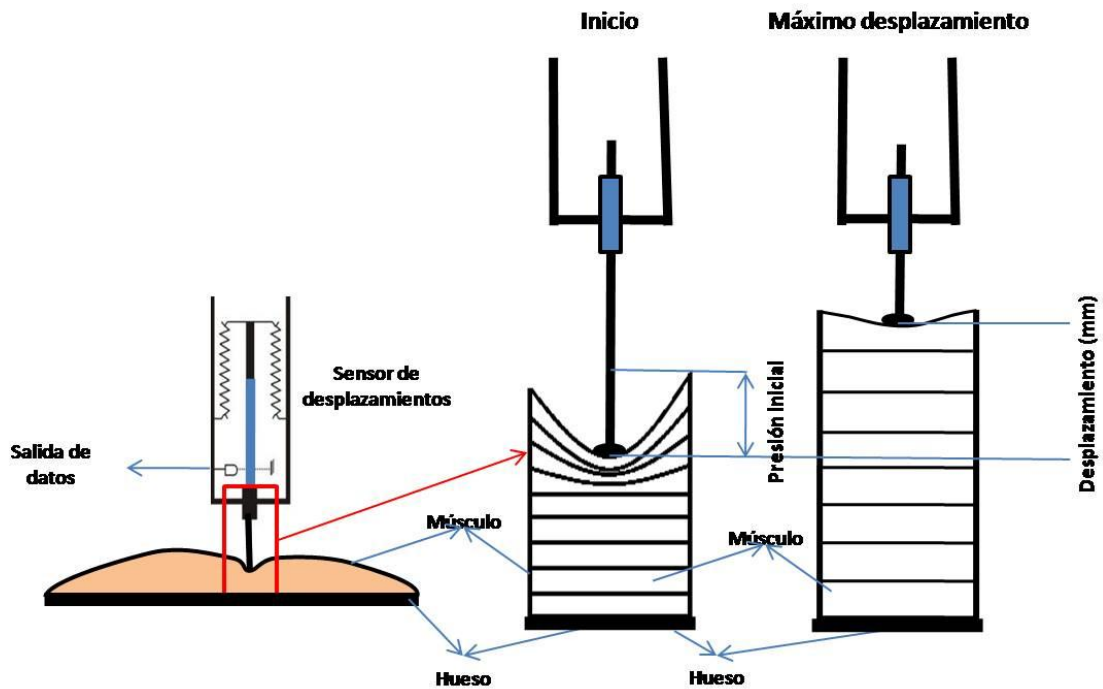


Figura 4. Desplazamiento del sensor durante la contracción muscular, después de la estimulación eléctrica.

Nuestra experiencia nos dice, que es aconsejable marcar el sensor de desplazamiento con el fin de estandarizar la presión inicial que se ejerce contra el vientre muscular.

INFORMACIÓN APORTADA POR LA TMG

Una vez cumplidos los criterios metodológicos descritos, estamos en condiciones de realizar la evaluación. Con ella dispondremos de una información gráfica y numérica de la respuesta muscular estudiada. Los datos aportados, correspondientes a la máxima respuesta observada, permiten obtener un informe de valores correspondientes a cuatro intervalos que caracterizan la respuesta mecánica muscular (Figura 5). El primer intervalo representa el tiempo que tarda el músculo en responder al estímulo y que, dependiendo de las características y las posibles patologías de las fibras musculares, oscila entre 20 y 60 ms. El segundo intervalo, sucede cuando la contracción se acelera rápidamente hasta alcanzar la máxima deformación. En ese momento, nos encontramos en el tercer intervalo, donde se produce una estabilización de la respuesta, para, finalmente, empezar, en el cuarto intervalo, un descenso de la misma (Valencic et al., 2001).

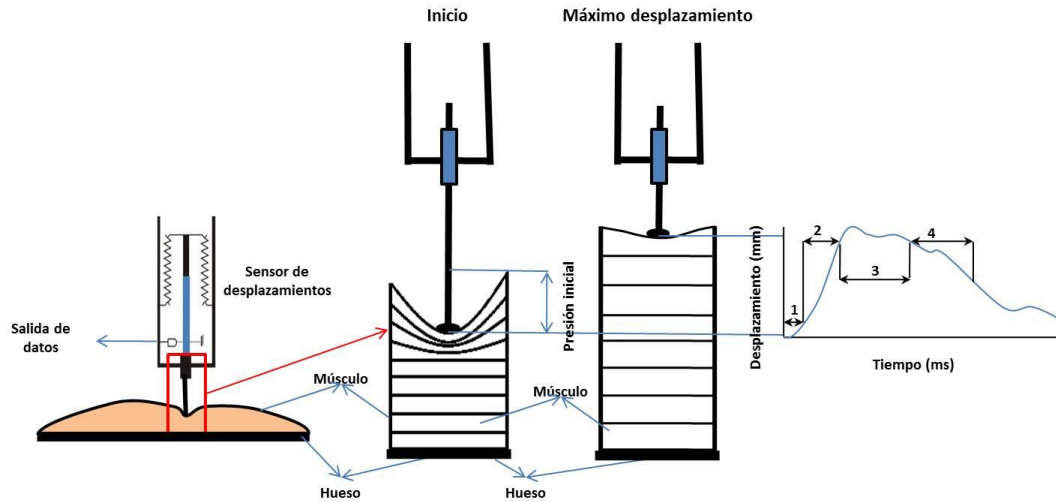


Figura 5. Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG, donde 1 representa el tiempo de reacción al estímulo, 2 representa el intervalo cuando la contracción se acelera rápidamente hasta alcanzar la máxima deformación, 3 estabilización de la respuesta y 4 un descenso de la misma.

Atendiendo a la evolución de la gráfica, se deducen los cinco parámetros que se utilizan en este tipo de evaluación y que dependen de la magnitud de los desplazamientos radiales de las fibras transversales musculares y del momento en que estos se producen (Valencic & Knez, 1997; Simunic, 2003). Los parámetros a los que hacemos referencia son (Figura 6): Deformación o desplazamiento máximo radial del vientre muscular (D_m), Tiempo de contracción (T_c), Tiempo de reacción (T_d), Tiempo que mantiene la contracción (T_s) y Tiempo de relajación (T_r).

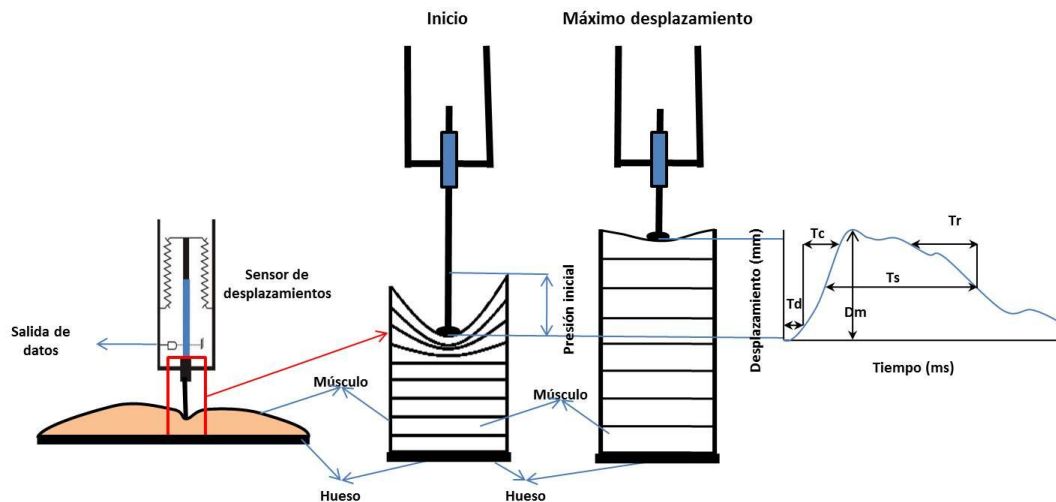


Figura 6. Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG. Donde D_m representa la deformación muscular máxima, T_d el tiempo de reacción al estímulo, T_c es el tiempo de contracción, T_s indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y T_r representa el tiempo de relajación.

La *Deformación máxima* (Dm) viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros. Representa y evalúa el stiffness (rigidez) muscular, variando en cada sujeto por cada grupo muscular en función de sus características morfofuncionales y de la forma en que esas estructuras han sido entrenadas. Valores bajos, respecto a los valores medios de los presentados en una población tipo, nos indican un elevado tono muscular y un exceso de rigidez en las estructuras del músculo. Mientras que valores mayores indican una falta de tono muscular o un grado elevado de fatiga (Valencic et al., 2001; Dahmane et al., 2001 y Krizaj et al., 2008).

El *Tiempo de reacción* (*retardo o activación* - Td), representa el tiempo que tarda la estructura muscular analizada en alcanzar el 10% del desplazamiento total observado, tras una estimulación. Como es lógico, su valor dependerá del tipo de fibra dominante en esa estructura, de su estado de fatiga y de su nivel de potenciación y activación (Dahmane et al., 2005).

El *Tiempo de contracción* (Tc) se obtiene en esta metodología determinando el tiempo que transcurre desde que finaliza el Tiempo de reacción (10% de Dm) hasta que alcanza el 90% de la deformación máxima.

El *Tiempo de sustentación* (Ts) representa, en este caso, el tiempo teórico que se mantiene la contracción. En la TMG se calcula determinando el tiempo que transcurre desde que la deformación inicial alcanza el 50% de su valor máximo, hasta que los valores de deformación, durante la relajación, vuelven a valores de un 50% de la deformación máxima.

El *Tiempo de relajación* (Tr) aporta información sobre los niveles de fatiga, de forma que valores elevados de este parámetro, respecto a los normales para el sujeto evaluado, indican potenciales estados de fatiga. En este sentido, existe una correlación importante entre el desplazamiento del vientre muscular y los procesos de contracción muscular, atendiendo a la dinámica de comportamiento del Calcio Ca^{2+} en el músculo (Belic et al., 2000) y de la relación y actividad de la enzima kinasa de las cadenas ligeras de miosina (KCLM) y la fosfatasa de esas misma proteína, responsables ambas de los procesos de potenciación muscular y

recuperación de la situación de partida. Tal mecanismo se ve comprometido en situaciones de fatiga muscular (Requena, 2005).

SOBRE LA INTERPRETACIÓN DE LOS DATOS

Entendemos que no podemos terminar este trabajo sin recordar que es necesario tener en cuenta que la interpretación de los datos y la metodología a emplear en la evaluación, responden a los criterios de individualidad (perfil individual del deportista) y especificidad (características de la modalidad deportiva). Respecto al concepto de individualidad, Krizaj et al. (2008) observaron que el grado de adaptación del sujeto al estímulo eléctrico determina los incrementos de los estímulos (impulsos eléctricos) a emplear en la evaluación, ya que aspectos como: el umbral de activación, la conductancia, el grosor de la piel, la hidratación muscular, la temperatura, etc., influyen, en cada sujeto, sobre la respuesta muscular. En este trabajo, se señala que una elevada sensibilidad impide alcanzar altos niveles de estimulación que impiden evaluar de forma correcta la respuesta muscular. Desde un punto metodológico, los autores recomiendan que, para evitar la fatiga muscular, los tiempos mínimos que deben transcurrir entre cada incremento de estímulo, deben ser superiores a los 10 segundos. En nuestro caso, hemos observado en algunos sujetos el fenómeno contrario, es decir, su elevada tolerancia al dolor hacía que se pudiera llegar a elevados niveles de aplicación del estímulo sin que aparentemente se hubiera alcanzado su respuesta mecánica.

Por lo tanto, la Tensiomiografía (TMG) se muestra como un método de evaluación del tono muscular, no invasivo, fiable y de fácil reproducibilidad que no requiere ningún esfuerzo por parte del sujeto al que se aplica. Se utiliza para evaluar la rigidez, las características mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales mediante la medición del desplazamiento radial de las fibras transversales del vientre muscular, en función del tiempo en que se produce la contracción. Pese a la elevada reproducibilidad que muestra este método, es necesario seguir fielmente un protocolo previamente fijado para cada evaluación: colocación y presión inicial del sensor de desplazamiento; duración del estímulo, así como la separación en tiempo entre cada uno; angulación adecuada para cada articulación; incrementos de los estímulos eléctricos. La interpretación de los datos

debe seguir los criterios de individualidad (perfil individual del deportista) y el de especificidad (características de la modalidad deportiva).

BIBLIOGRAFÍA

1. Belic A, Knez N, Karba R & Valencic V. (2000). Validation of the human muscle model. Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference, 16. - 20. July 2000, Vancouver, British Columbia. Session 1: Issues on Whole Body Modeling.
2. Burger H, Valencic V, Marincek C & Kogovsek N. (1996). Properties of musculus gluteus maximus in above-knee amputees. *Clinical Biomechanics*. 11(1): 35–8.
3. Dahmane R, Knez N, Valencic V & Erzen I. (2000). Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. Book of Abstract: *Life Sciences 2000*, Gozd Martuljek, Slovenia, September 28th to October 1st, 2000, pp./str. 29.
4. Dahmane R, Valencic V, Knez N & Erzen I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical and Biological Engineering Computing*. 39: 51-55.
5. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B & Valencic V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*. 38: 2451-2459.
6. Djordjevik S, Valencic V, Knez N, Dahmane R, Jurcic-Zlobec B, Bednarik J, Simunic B, Kersevan K & Godina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles of two groups of sportsmen-sprinters and cyclist measured by Tensiomyography. *2000 Pre-Olympic Congress*, Brisbane, Australia, Abstract 220.
7. Grabljevec K, Simunic B, Kersevan K, Krizaj D, Kosorok V & Gregoric M. (2004). Detection of contractile properties of chronically spastic muscles in subjects after traumatic brain injury with tensiomyography (TMG) method. Rehabilitation sciences in the new millenium challenge for multidisciplinary research: collection of works presented at the 8th congress of European federation for research in rehabilitation, Ljubljana, Slovenia; 2004. p. 139–43.

8. Kersevan K, Valencic V, Djordjevic S & Simunic B. (2002). The muscle adaptation as a result of pathological changes or specific training procedures. *Cellular and Molecular Biologic Letters*. 7(2):367–9.
 9. Knez N & Valencic V. (2000). Influence of impulse duration on skeletal muscle belly response. Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21. - 23. September 2000, Portoroz, Slovenia. Ljubljana : IEEE Region 8, Slovenian section IEEE. B: 301-304.
 10. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645-651.
 11. Praprotnik U, Valencic V, Coh M, Djordjevic S, Knez N, Simunic B, Krenker A & Kersevan K. (2000). Modifications of muscle vastus lateralis belly response to twitch stimulation after high intensity exercise. Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21. - 23. September 2000, Portorož, Slovenia. Ljubljana : IEEE Region 8, Slovenian section IEEE. B: 313-316.
 12. Requena B. (2005). *Efectos de la aplicación de estimulación eléctrica percutánea en relación con la potencia postetánica y la manifestación de la fuerza y la potencia muscular*. Tesis Doctoral. Universidad de Granada.
 13. Rodríguez-Matoso D, Quiroga ME, da Silva-Grigoletto M, Bautista P, Sarmiento S & García-Manso JM. (2009). Evaluación de la reproducibilidad de la TMG. II Congreso Internacional de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte: de la UCAM: “El deporte a la luz de los sistemas complejos”. 17-19 de mayo de 2009. Murcia.
 14. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM. (2010a). Reproducibilidad a corto plazo de la respuesta muscular mediante tensiomiografía. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3(3): 98-102.
 15. Simunic B. (2003). *Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles*. Doctoral Thesis. Ljubljana.
 16. Valencic V. (1990). Direct measurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in External Control of Human Extremities*. 10: 575-584.
 17. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of skeletal muscles dynamic properties. *Artificial Organs*. 21: 240-242.
-

18. Valencic V, Djordjevic S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, Praprotnik U, Simunic B, Kersevan K, Bednarik J & Gomina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomiographic measurement method. *2000 Pre-Olympic Congress*, Brisbane, Australia, Abstract 507.
19. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tenziomiography: Detection of skeletal muscle response by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*. 1: 1-10.
20. Valencic V. (2002). Method for selective and non-invasive detection of skeletal muscles contraction process. International Application Published under Patent Cooperation Treaty (PCT). N° WO 02/074167 A1.

11.3. Estudio – III

The tensiomyography used for evaluating high level beach volleyball players

Revista Brasileira de Medicina do Esporte. vol.18 no.2 São Paulo Mar./Apr. 2012.

<http://dx.doi.org/10.1590/s1517-86922012000200006>

ISSN 1517-8692

Rodríguez Ruiz, D.¹, Quiroga Escudero, M.¹, **Rodríguez Matoso, D.¹**, Sarmiento Montesdeoca, S.¹, Losa Reyna, J.¹, de Saa Guerra, Y.¹, Garcia Manso, J.M.¹

¹Departamento de Educación Física. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

INTRODUCCIÓN

El auge del voleyplaya tiene su origen en su reconocimiento como deporte olímpico en los Juegos Olímpicos de Atlanta 1996. Su práctica requiere efectuar una amplia gama de acciones técnicas, sobre la arena blanda y seca, similares a las del voleibol en sala (sprints, cambios de dirección, saltos verticales, etc.). De promedio, en cada partido, se producen alrededor de 85 jugadas en un tiempo de juego de aproximadamente 42-45 minutos (Giatsis, 2003; Giatsis y Zetou, 2003). Las características del juego condicionan la aparición de puestos específicos y posiciones de base comunes a todos los jugadores. La posición en medio-squat es la más habitual predominando en las acciones de defensa. Hömberg y Papageorgiou (1994), señalan la acción de medio-squat como el elemento técnico fundamental en las acciones previas al bloqueo y en las posiciones de defensa en campo.

Una premisa básica de la preparación física de cualquier modalidad deportiva, es desarrollar una estructura muscular sólida y equilibrada que, además de optimizar las acciones técnicas, amortigüe el riesgo de lesiones durante el desarrollo del juego. El hecho de que el voleyplaya se desarrolle en una superficie blanda e inestable aumenta esta necesidad, siendo este hecho reconocido por todos los entrenadores de esta especialidad (Hömberg y Papageorgiou, 1994; Miyama y Nosaka, 2004).

El número reducido de jugadores por partido, dos por equipo, provoca que el área a defender por cada jugador sea mayor ($32 \text{ m}^2/\text{jugador}$), y el hecho de que no exista la posibilidad de cambio durante el partido aumenta los requerimientos físicos del jugador con respecto al voleibol de sala. El número de contactos con el balón es superior pese a que las características del suelo dificultan moverse con rapidez (Bredeweg, 2003; Smith, 2006). Zetou et al. (2006), añaden que esta disciplina se suele jugar con condiciones ambientales (tiempo nuboso o soleado, temperatura del aire, velocidad del viento, temperatura de la arena, porcentaje de humedad) poco favorables.

Desde el punto de vista mecánico, debemos señalar que los jugadores de voleyplaya utilizan lo que se conoce como “mecanismo de triple extensión” (extensión de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera). Este mecanismo es utilizado para

propulsar el cuerpo de manera eficiente y rápida, hacia el balón. Smith (2006), señala que los jugadores realizan esta acción técnica cuando saltan y hacen desplazamientos explosivos para jugar el balón. En cualquier caso, el hecho de jugar en arena (superficie blanda e inestable), limita significativamente la acción de los músculos que intervienen sobre la articulación del tobillo y cambia significativamente la mecánica de los gestos técnicos. Jugadores y entrenadores deben tener en cuenta este hecho, pues condiciona el tiempo y la forma de aplicación de fuerzas y afecta a la velocidad de despegue y altura del salto (Bishop, 2003; Giatsis et al. 2004).

Por estas razones, es necesario realizar una evaluación muy precisa, individualizada y localizada, de aquellas estructuras musculares que con mayor frecuencia son utilizadas en la práctica del voleyplaya. La Tensiomiografía (*TMG*), sería utilizada, en este caso, como una herramienta que permitiera disponer de información sobre la musculatura, que nos ayudase a prevenir descompensaciones o sobrecargas musculares que pudieran llegar a producirse por la continua repetición de acciones técnicas. Pfirrmann et al. (2008), destacan que estas situaciones son fuente habitual de lesiones y provocan una disminución del rendimiento e incluso la discapacidad del jugador.

El propósito del siguiente estudio, fue utilizar la *TMG* como instrumento de medida de las características mecánicas de la musculatura de los jugadores de voleyplaya y demostrar la validez del método para evaluar la musculatura encargada de la flexo-extensión de la articulación de la rodilla. Asimismo, pretendemos comprobar si los datos aportados son lo suficientemente útiles y sensibles como para poder detectar patologías, asimetrías y/o perfiles específicos de jugadores. Entendemos que esta metodología nos proporciona información determinada por lesiones potenciales, acciones técnicas específicas, rol de los jugadores (*defensor, bloqueador o que alternan su posición durante el juego*) y espacio del campo donde realizan el mayor número de estas acciones (*izquierda o derecha*).

METODOLOGÍA

Muestra. Se evaluaron 24 jugadores (10 mujeres: 5 de Alto Nivel Internacional y 5 de Nivel Internacional; y 14 hombres: 5 de Alto Nivel Internacional; 2 de Nivel Internacional y 7 de Nivel Nacional), participantes en el *Nestea European Championship Tour - Spanish Master*, celebrado en Gran Canaria el 2009 (Tabla 1). En el presente trabajo utilizaremos, de forma puntual y a modo de estudio de casos, varios de los sujetos para poder caracterizar alguna de las utilidades del método en este deporte. Los músculos analizados fueron vasto lateral (VL), vasto medial (VM), recto femoral (RF) y bíceps femoral (BF), por entender que eran los más relevantes en este tipo de población. Todos los participantes fueron informados de los riesgos potenciales asociados a la investigación y firmaron un consentimiento informado previamente aprobado por el Comité Ético de Investigación de la ULPGC que sigue los criterios de la Declaración de Helsinki para la investigación con seres humanos.

Tabla 1. Características morfológicas de la muestra.

Sujetos	Edad (años)	Peso (Kg)	Talla (cm)	IMC (Kg/m ²)	Grasa %
Hombres (n=14)	25,14 +/- 6,27	87,50 +/- 5,87	190,71 +/- 5,12	24,06 +/- 1,14	9,54 +/- 1,34
Mujeres (n=10)	25,20 +/- 6,23	68,90 +/- 4,09	176,70 +/- 4,55	22,08 +/- 1,24	12,24 +/- 1,10

Procedimiento de medición. La evaluación mediante TMG se realiza utilizando un sensor de presión colocado sobre el vientre muscular del músculo seleccionado, asegurándonos de que el sensor se encuentra colocado perpendicularmente al vientre muscular (Valencic y Knez, 1997) con la presión recomendada por los fabricantes (Dahmane et al., 2001). Para provocar la contracción se aplica una corriente eléctrica bipolar, de intensidad creciente y un milisegundo de duración (Knez y Valencic, 2000; Valencic, 2002; Simunic, 2003), a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo (no afectando a los tendones de inserción).

La reproducibilidad del método y la validez del protocolo experimental que emplea la *TMG* han sido estudiadas en diferentes trabajos (Belic et al., 2000; Dahamane et al., 2000; Simunic, 2001 y 2003; Krizaj, 2008; Rodríguez-Matoso et al., 2010; Tous-Fajardo et al., 2010).

Cumplidas las exigencias metodológicas y una vez evaluado el músculo deseado, se dispone de información numérica sobre la magnitud de los desplazamientos radiales de las fibras transversales musculares y del momento en que estos se producen (Valencic y Knez, 1997; Simunic, 2003). Los parámetros disponibles son: deformación o desplazamiento máximo radial del vientre muscular (Dm), tiempo de contracción (Tc), tiempo de activación (Td), tiempo de sostén (Ts) y tiempo de relajación (Tr) (Figura 1).

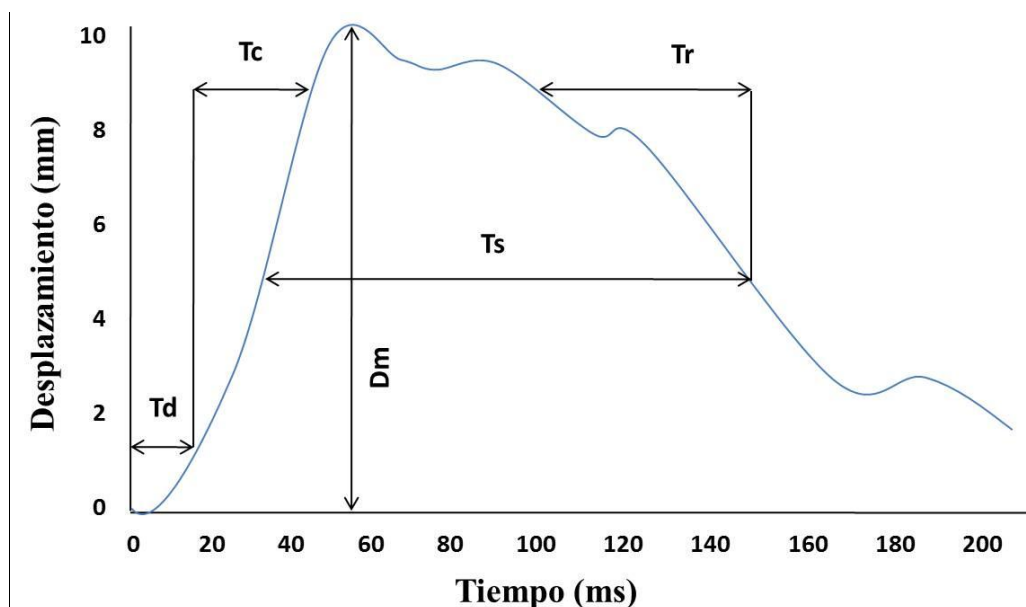


Figura 1. Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante *TMG*, en el bíceps femoral de un jugador de voleyplaya a una amplitud de 110 mA y una duración de 1 ms. Donde Dm representa la deformación muscular máxima, Td el tiempo de activación al estímulo, Tc el tiempo de contracción, Ts indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y Tr representa el tiempo de relajación.

La *Deformación máxima* (Dm) viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros. Representa y evalúa la rigidez (*stiffness*) muscular, variando en cada sujeto por cada grupo muscular en función de sus características morfofuncionales y de la forma en que esas estructuras han sido trabajadas mediante el entrenamiento. Valores bajos, respecto a los valores medios de los presentados en una población tipo, nos indican un elevado tono muscular y

un exceso de rigidez en las estructuras del músculo, mientras que, valores mayores, indican una falta de tono muscular o un grado elevado de fatiga (Valencic et al., 2001; Dahmane et al., 2001 y Krizaj et al., 2008). El *Tiempo de activación (retardo o reacción - T_d)*, representa el tiempo que tarda la estructura muscular analizada en alcanzar el 10% del desplazamiento total. Su valor dependerá del tipo de fibra dominante en esa estructura, su estado de fatiga y su nivel de activación (Dahmane et al., 2005). El *Tiempo de contracción (T_c)* se obtiene en esta metodología, determinando el tiempo que transcurre desde que finaliza el tiempo de activación (10% D_m) hasta que alcanza el 90% de la deformación máxima. El *Tiempo de sustentación (T_s)*, representa, en este caso, el tiempo teórico que se mantiene la contracción. En la *TMG* se calcula determinando el tiempo que transcurre desde que la deformación inicial alcanza el 50% de su valor máximo, hasta que los valores de deformación durante la relajación vuelven a ser de un 50% de la deformación máxima. El *Tiempo de relajación (T_r)*, aporta información sobre los niveles de fatiga, de forma que valores elevados de este parámetro respecto a los normales en ese sujeto, indican estados de fatiga. En este sentido, existe una correlación importante entre el desplazamiento del vientre muscular y los procesos de contracción muscular, (Belic et al., 2000).

RESULTADOS

La estadística descriptiva de los parámetros evaluados (D_m , T_d , T_c , T_s y T_r) se muestra en la tabla 2.

PARTE EXPERIMENTAL

Tabla 2. Resultados de la estadística descriptiva obtenida de los parámetros *Dm*, *Td*, *Tc*, *Ts* y *Tr* de *VM*, *VL* y *BF* obtenida de los participantes en el estudio.

			Pierna Derecha					Pierna Izquierda				
			Tc[ms]	Dm[mm]	Td[ms]	Ts[ms]	Tr[ms]	Tc[ms]	Dm[m]	Td[ms]	Ts[ms]	Tr[ms]
Masculino (n=14)	VM	Mean	28.2	8.5	21.3	166.7	64.3	26.4	8.4	21.2	177.5	58.8
		SD	15.5	2.0	1.0	24.2	41.7	10.3	1.5	1.7	24.0	42.3
		Range	22.7 - 76.8	5.9 - 12.8	19.8 - 23.1	130.7-185.4	33.6 - 153.9	21.7 - 57.8	7 - 10.5	18.4 - 23.3	130.3 - 223.5	33.3 - 155.9
	Rf	Mean	29.2	9.2	23.1	61.7	25.3	31.3	9.2	23.6	64.0	26.0
		SD	4.7	3.2	2.5	51.1	45.2	5.5	3.1	1.8	45.3	43.1
		Range	22.1 - 37.7	6.6 - 17.9	20.4 - 27.2	37.7 - 186.1	11.7 - 137.9	25.9 - 44.8	5.1 - 16.8	19.4 - 26.2	47.2 - 185.4	16 - 150.7
	VI	Mean	26.3	5.6	20.7	50.1	18.4	24.7	6.4	21.0	51.7	19.9
		SD	3.2	1.4	2.4	40.8	36.8	4.3	1.1	2.0	36.2	31.8
		Range	21.8 - 31.8	3.3 - 8.4	17.9 - 24.3	33.5 - 155.7	9.9 - 127.5	20.3 - 34.8	4.5 - 7.9	18.9 - 25	37.1 - 138.5	10.1 - 103.6
	BF	Mean	25.7	3.9	19.4	211.4	56.3	24.2	4.3	20.3	130.6	37.6
		SD	15.6	2.4	4.1	42.5	55.4	12.4	2.3	3.1	70.7	27.4
		Range	15.5 - 68.9	2 - 9.6	14.3 - 28.3	174.8 - 310.1	33.6 - 220.6	13.7 - 59.5	2.1 - 10.1	15 - 26.9	24 - 297	7.7 - 107.4
Femenino (n=10)	VM	Mean	24.9	7.6	20.7	174.7	74.7	26.4	6.5	20.2	174.5	55.4
		SD	10.8	1.2	1.4	18.9	51.5	11.1	2.0	1.1	27.9	51.7
		Range	20.2 - 57	6.4 - 9.9	18.7 - 22.6	145.3 - 213.6	40.1 - 163.2	20 - 29.4	4.9 - 11.8	19.1 - 21.3	150.5 - 209.7	31.6 - 167.7
	RF	Mean	28.3	8.0	23.2	71.2	29.1	28.7	8.0	22.9	93.1	39.5
		SD	5.8	2.3	2.0	36.6	33.9	4.4	1.7	2.0	49.9	42.7
		Range	19.5 - 39.7	6 - 13.3	19.4 - 25.8	53.7 - 146.1	17.9 - 110.6	22.5 - 36.8	5.2 - 10.6	18.9 - 26.3	43.1 - 171.9	22.2 - 129.3
	VL	Mean	24.6	5.6	20.4	42.3	14.1	24.4	5.5	19.9	42.5	14.9
		SD	1.2	1.2	2.2	28.7	25.9	2.2	1.0	1.7	16.8	15.0
		Range	23.2 - 26.9	4.4 - 8.2	17.6 - 23.2	32.2 - 128.6	9.1 - 94.5	21.6 - 28	4.7 - 7.6	17.9 - 22.6	33 - 62.9	8.4 - 57.4
	BF	Mean	37.6	5.7	22.0	209.6	76.2	32.2	6.4	23.8	195.9	50.4
		SD	17.5	2.7	2.4	77.4	30.1	16.0	2.0	2.4	32.6	14.1
		Range	18.4 - 69.6	2.8 - 10	18.5 - 24.9	150.8 - 420.3	56.4 - 123.5	16.7 - 70.1	3 - 9.9	20.2 - 27	150.8 - 249.9	29.6 - 73.9

DISCUSIÓN

Relacionando la información de los parámetros obtenidos de *Dm*, *Td*, *Tc*, *Ts* y *Tr*, es posible realizar un análisis de las propiedades de un músculo, según el tipo de fibras (Dahmane et al., 2005), la simetría (lateral o funcional) entre extremidades (Zagorc et al., 1999 y Rusu et al., 2009), el nivel de fatiga muscular (Grabljevec et al., 2004) o las alteraciones anatómicas (Lukic, 2003). Estos y otros aspectos complementarios son los que vamos a intentar explicar en los siguientes apartados.

TMG y acción técnica. Para la muestra analizada, los valores de *Dm* del *BF* de ambas piernas son menores que los obtenidos para la musculatura extensora de la rodilla (*VM*, *RF* y *VL*). El elevado tono de isquiotibiales, podría tener su origen en dos acciones técnicas muy habituales y frecuentemente solicitadas por los jugadores de voleyplaya: la posición de espera (con marcada flexión de la articulación de la cadera) y la acción explosiva de salto (con máxima activación de la cadena muscular extensora). Dicha consideración se hace más evidente en los jugadores de mayor experiencia y nivel de rendimiento. Un tono muscular excesivo provoca una descompensación que se refleja en una asimetría entre la musculatura flexora y extensora de la rodilla que, habitualmente, viene acompañada de dolor en la articulación de la rodilla, preferentemente, del miembro dominante (Tabla 3).

Tabla 3. Ejemplo de simetría funcional de la articulación de la rodilla y posibles patologías asociadas en 10 sujetos (cinco hombres y cinco mujeres). Los datos en cursiva muestran los valores más relevantes de la tabla.

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

La relación entre agonistas y antagonistas, en los movimientos de flexo-extensión de la articulación de la rodilla, se presenta en los resultados de la *TMG* como el porcentaje de *simetría funcional*, considerándose como *normales* los valores que estén aproximadamente en un 65% o por encima (Lukic, 2003; Simunic et al., 2005; Rusu et al., 2009). Estos autores han establecido estos valores de referencia a partir del estudio de personas que realizan una actividad física moderada. Atendiendo a las particularidades de nuestra muestra, creemos adecuado tomar esta referencia sólo como orientativa, ya que como se puede observar en la tabla anterior (Tabla 3) encontramos jugadores y jugadoras que presentan dolor con valores de simetría funcional más elevados.

Sin duda alguna, esta consideración hay que tomarla de forma individual, pues un valor bajo de la simetría funcional puede venir determinado por dos motivos diferentes: 1) exceso de rigidez y/o de fatiga muscular del *BF*; 2) tonificación insuficiente y/o fatiga de la musculatura extensora de la articulación de la rodilla (*VM*, *RF* y *VL*).

Por ejemplo, el sujeto que hemos denominado *masculino 1* (Tabla 2), presenta un *Dm* de 4,1 mm en el *BF* de la pierna derecha y de 6,6 mm en el *BF* de la pierna izquierda. Estos valores pueden ser buenos o malos, ya que denotan un buen tono muscular, pero su comparación entre sí y respecto a la musculatura extensora de la rodilla nos da idea del riesgo de lesión que puede presentar este deportista. El *RF* presenta valores de *Dm* excesivamente elevados (pierna derecha: 17,9 mm; pierna izquierda: 16,8 mm) para este tipo de deportistas. Unido a los moderados valores de *Dm* de este jugador, estamos ante un caso de asimetría funcional que puede ser el origen de las frecuentes lumbopatías que ha sufrido el citado deportista a lo largo de su carrera deportiva.

Los valores de *Dm* en *VL* y *VM* nos dan información sobre el nivel de *simetría funcional* de cada pierna a nivel de la articulación de la rodilla. Desequilibrios en este punto pueden ser la causa de dolor patelar y/o de una tendinitis rotuliana. Si observamos los datos de la jugadora (*femenino 1* de la Tabla 2), veremos que refiere dolor en la pierna derecha, pese a que los valores de simetría son supuestamente aceptables, 75% en la pierna derecha y 88% en la izquierda. Analizando la relación *VM* con *VL*, comprendemos que el problema puede venir por una posible descompensación entre estos músculos (49% para la pierna derecha y 85% para la izquierda).

TMG y rol técnico. El *BF* es frecuentemente solicitado, sobretodo, en funciones defensivas y en los desplazamientos específicos realizados en competición. En los jugadores que llevan más años practicando esta modalidad deportiva, podemos ver que los valores de *Dm*, tanto en categoría masculina como en femenina, son menores en los especialistas en defensa. En nuestra muestra, los especialistas en defensa presentan valores de *Dm* en torno a 2 y 4 mm. En cambio, 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. Estudios precedentes, señalan que el valor de referencia de la Deformación muscular (*Dm*) para el *BF* en sujetos no entrenados es de 8,17 mm. (Rusu et al., 2009), mientras que en el caso de los jugadores de fútbol, dependiendo de la altura de la temporada en la que se encuentran, el intervalo de referencia oscila entre 3 y 8 mm. (Lukic, 2003).

TMG y espacio que ocupa el jugador en el campo. Hemos visto como la peculiaridad de las acciones técnicas implica una especialización de la musculatura utilizada. Además, el rol que el jugador desempeña en el campo, va a determinar una mayor utilización de unas

u otras estructuras musculares. A estas consideraciones debemos sumar la posición que ocupan en el campo, es decir, el espacio por donde normalmente el jugador va a desarrollar dichas acciones de juego.

Si revisamos los tiempos de sustentación o de mantenimiento de la contracción muscular (T_s) de nuestra muestra, podemos apreciar que los jugadores que compiten en pareja, presentan valores más altos de fatiga en el VL del miembro más alejado del centro del campo (Tabla 4).

Tabla 4. Ejemplo de tiempo de sustentación observado en cuatro parejas (dos masculinas y dos femeninas) de voleyplaya para el análisis del VL en función del espacio que ocupa en el campo.

Pareja	Sujeto	Tiempo de sustentación (T_s - ms)		Espacio en el campo
		Derecha	Izquierda	
A	Masculino 1	129,2	116,8	Izquierda
	Masculino 2	36	39,7	Derecha
B	Masculino 3	41,2	38,4	Izquierda
	Masculino 4	61,3	79,1	Derecha
C	Femenino 1	128,6	44	Izquierda
	Femenino 2	43,1	62,9	Derecha
D	Femenino 3	41,9	34,2	Izquierda
	Femenino 4	36,1	42,6	Derecha

TMG y prevención de lesiones. Las posibilidades que nos proporciona la TMG en la prevención de lesiones en deportistas son muy elevadas. Nos permite descubrir con antelación situaciones en las que la musculatura corre el riesgo de sufrir una lesión. La interpretación, en estos casos, precisa de un alto nivel de experiencia por parte del evaluador, puesto que, en ocasiones, los resultados de la evaluación con TMG dan datos similares en estados óptimos de rendimiento y en situaciones de riesgo potencial de lesión.

Por ejemplo, en voleypalya es frecuente encontrar jugadores, especialmente después de un entrenamiento o partido intenso, con los valores siguientes en *BF*: *Ts* alto, con *Td*, *Tc* y *Dm* bajos. En estas circunstancias, es obvio, que las estructuras musculares están en óptimas condiciones para desarrollar un eficiente trabajo mecánico, pero también es cierto, que nos muestran una situación de elevada fatiga que, en determinados casos, podría poner en riesgo la integridad de esa musculatura. En estos casos, el músculo presenta una elevada rigidez no deseable, y eso nos está indicando la necesidad de relajarlo con estiramientos y/o masajes (Tabla 5).

Tabla 5. Relación del *Ts* con *Td*, *Tc* y *Dm* obtenidos en el *BF* en sujetos de nuestra muestra [dos masculinos (*M*) y dos femeninos (*F*)].

BF	Derecha				izquierda			
Sujeto	Tc (ms)	Dm (mm)	Td (ms)	Ts (ms)	Tc (ms)	Dm (mm)	Td (ms)	Ts (ms)
M1	18,4	4,1	22	202,9	31,1	6,6	20,7	242,8
M2	32,9	2,9	16	199,9	28,3	2,6	15	234,1
F1	29,8	5,2	21,8	249,5	28,4	8,8	25,4	215,1
F2	18,4	3,8	19	420,3	16,7	3	20,2	249,9

Otra aplicación al voleypalya, como también en otros deportes, es la detección de la fatiga muscular. En este caso, se hace necesario utilizar más de una de las variables que nos proporciona la *TMG* y, con ellas, efectuar un diagnóstico individualizado para cada sujeto. A nuestro entender, pensamos que en situaciones de fatiga muscular elevada, el tiempo de reacción (*Td*) será elevado, la velocidad de acortamiento (*Dm/Tc*) baja, y el tiempo de sustentación (*Ts*), alto. En cualquier caso, tendremos que ser prudentes a la hora de valorar estos datos, especialmente la velocidad de acortamiento, ya que podríamos encontrarnos con fatiga asociada a *Dm* bajos o altos.

El primer caso (*Dm* bajo), nos estará dando información de elevados niveles de rigidez muscular que pueden ser derivados de altas tensiones propias de acciones explosivas. En el segundo caso, si el *Dm* aumenta demasiado, podría estar reflejando un estado de debilitamiento muscular o un estado de fatiga crónica, que hace necesario valorar este dato junto a los tiempos de contracción, buscando que los mismos no sean demasiado

elevados. Otro aspecto a tener en cuenta, es que no es posible hacer comparaciones entre sujetos si no se conocen datos previos de cada uno de ellos y de su trabajo habitual (entrenamiento o juego), ya que los tiempos de contracción van a depender de las características del músculo analizado, donde tiempos de contracción altos parecen estar vinculados a una mayor proporción de fibras Tipo I (Dahmane et al., 2005), y al trabajo que habitualmente realiza el jugador.

TMG y control de lesiones y su recuperación. Una de las utilidades más interesantes de la *TMG*, es la información que proporciona sobre la evolución de las lesiones y de la eficacia que está teniendo la aplicación de un posible protocolo de recuperación. Para ello, utilizaremos dos ejemplos detectados en nuestra muestra: un proceso de recuperación tras una rotura de ligamento cruzado y una rotura de fibras en el bíceps femoral (*BF*).

En el caso del ligamento cruzado, el deportista reconocía haber centrado su recuperación en un fortalecimiento de la musculatura isquiotibial de la pierna dañada (izquierda). El deportista, aun teniendo un equilibrio morfológico compensado (diámetro de muslo dominante 55,6 cm.; no dominante 54,6 cm.), su repuesta muscular muestra serias asimetrías. Por ejemplo, en la simetría funcional (flexora-extensora) mostraba desequilibrios en el lado derecho (53%), y asimetrías entre *VM* y *VL* de la pierna contraria (48%).

En el caso del deportista que había sufrido una rotura de fibras en el *BF* de la pierna izquierda, también aseguraba haber realizado un trabajo específico de recuperación, con entrenamiento de fuerza de orientación hipertrófica. Aun así, el jugador seguía mostrando anomalías en *BF* de ambas piernas (Tabla 6).

Tabla 6. Resultados de la *TMG* para un sujeto de la muestra de voleyplaya que presenta un desequilibrio funcional en el bíceps femoral (*BF*).

	Derecha					Izquierda				
	Tc (ms)	Dm (mm)	Td (ms)	Ts (ms)	Tr (ms)	Tc (ms)	Dm (mm)	Td (ms)	Ts (ms)	Tr (ms)
VM	23,6	6,4	18,7	145,3	117,9	29,4	5,5	19,3	166,7	32,1
RF	31,4	6,9	22,3	56,7	21	34,2	6,6	21,6	109,4	57,1
VL	24,1	5,2	19	43,1	15	24	4,9	17,9	62,9	34,7
BF	35,4	2,8	18,5	197,9	56,4	70,1	8	24,2	168,4	63,2

En la Tabla 6 podemos observar las diferencias existentes entre ambas piernas, con alteraciones neurales y mecánicas de los dos *BF*. Específicamente podemos ver que, en la pierna izquierda, se presentan valores en *Tc*, *Dm* y *Td* más elevados que en la derecha. Además, este deportista presentaba, en la fecha de la evaluación, una descompensación en su masa muscular en ambas piernas (con diámetros de muslo de 66 *cm* en la pierna derecha y de 62 *cm* en la pierna lesionada).

CONCLUSIONES

Los datos obtenidos en los sujetos de nuestra muestra, nos permiten afirmar que la *TMG* es una técnica de elevada utilidad en la evaluación continuada de la rigidez muscular y del balance entre estructuras musculares de los deportistas. No obstante, debemos tener presente que la validez y reproducibilidad de los datos obtenidos, está condicionada por un control riguroso de los protocolos de evaluación. Así mismo, debemos tener en cuenta, que la interpretación de los datos debe respetar los criterios de individualidad (perfil del deportista) y especificidad (características de la modalidad deportiva). Su aplicación a una muestra de jugadores de voleyplaya de alto nivel, nos muestra la existencia de diferencias relevantes motivadas por el rol de juego (defensor, bloqueador o alternancia de ambos roles), las acciones técnicas, el espacio del campo donde habitualmente juega (derecha-izquierda) y el historial de lesiones del jugador.

AGRADECIMIENTOS

A la Real Federación Española de Voleibol por su contribución.

BIBLIOGRAFÍA

1. Belic A, Knez N, Karba R & Valencic V. Validation of the human muscle model. Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference, 16. - 20. July 2000, Vancouver, British Columbia. Session 1: Issues on Whole Body Modeling.
2. Bishop D. (2003). A comparison between land and sand-based tests for beach volleyball assessment. *Journal of Sport Medicine and Physical Fitness*. 43(4): 418-423.
3. Bredeweg S. (2003). The elite volleyball athlete. In Reeser, J.C. and Bahr, R. (eds.), *Handbook of Sports Medicine and Science. Volleyball*. Massachusetts: Blackwell Science: 183-191.
4. Carrasco L, Sanudo B, de Hoyo M, Pradas F & da Silva ME. (2011). 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. *European Journal Applied Physiology*. 111:2271-2279.
5. Dahmane R, Knez N, Valencic V, Erzen I. Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. Book of Abstract: Life Sciences 2000, Gozd Martuljek, Slovenia, September 28th to October 1st, 2000, pp./str. 29.
6. Dahmane R, Valencic V, Knez N, Erzen I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical and Biological Engineering Computing*. 39: 51-55.
7. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B & Valencic V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*. 38: 2451-2459.
8. Garcia-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, De Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D & da Silva-Grigoletto ME. (2010). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3:98-102.

9. Garcia-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, de Saa Y, Sarmiento S & Quiroga ME. (2011). Assessment of muscle fatigue after an ultraendurance triathlon using Tensiomyography (TMG). *Journal Sport Science*. 29:619-25.
10. Giatsis G, Kollias I, Panoutsakopoulos V & Papaiakevou G. (2004). Biomechanical differences in elite beach volleyball players in vertical squat jump on rigid and sand surfaces. *Sports Biomechanics*. 3(1): 145-148.
11. Giatsis G. (2003). The effect of changing the rules on score fluctuation and match curation in the FIVB women`s beach volleyball. *International Journal of Performance Analysis in Sport*. 3(1): 57-64.
12. Giatsis G & Zetou E. (2003). The influences of regulation changes on the fluctuation of score of the beach volleyball games. *Inquiries in Sport & Physical Education*. 1: 43-48.
13. Grabljevec K, Simunic B, Kersevan K, Krizaj D, Kosorok V & Gregoric M. (2004). Detection of contractile properties of chronically spastic muscles in subjects after traumatic brain injury with tensiomyography (TMG) method. Rehabilitation sciences in the new millenium challenge for multidisciplinary research: collection of works presented at the 8th congress of European federation for research in rehabilitation, Ljubljana, Slovenia; p. 139–143.
14. Homberg S & Papageorgiou A. (1994). *Handbook for beach Volleyball*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
15. Knez N & Valencic V. Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21-23, September 2000, Portoroz, Slovenia. Ljubljana: IEEE Region 8, Slovenian section IEEE, 2000. B: 301-304.
16. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645-651.
17. Lukic D. (2003). La tensiomiografia al servicio del deportista. Taller del II Congreso Internacional Universitario sobre las Ciencias de la Salud y el Deporte. Universidad San Pablo CEU. Madrid.
18. Miyama M & Nosaka N. (2004). Influence of surface on muscle damage and soreness induced by consecutive drop jumps. *The Journal of Strenght and Conditioning Research*. 18(2): 206-211.

19. Pisot R, Narici MV, Simunic B, De Boer M, Seynnes O, Jurdana M, Biolo G & Mekjavic IB. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bedrest. *European Journal Applied Physiology*. 104(2): 409-414.
20. Pfirrmann CWA, Jost B, Pirkel C, Aitzetmüller G & Lajtai G. (2008). Quadriceps tendinosis in professional beach volleyball players: sonographic findings in correlation with clinical symptoms. *European Radiology*. 18: 1703-1709.
21. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, Da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM. (2010). Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3:81-6.
22. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Sarmiento S, De Saa Y & García-Manso JM. (2010). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 10 (40): 620-629.
23. Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Quiroga ME, Sarmiento S, García-Manso JM & Da Silva-Grigoletto ME. (2011). Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature of volleyball players. *European Journal of Sport Science*. iFirst: 1-7. DOI:10.1080/17461391.2011.568633.
24. Rusu L, Calina M, Avramescu E, Paun E & Vasilescu M. (2009). Neuromuscular investigation in diabetic polyneuropathy. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*. 50 (2): 283-290.
25. Simunic B & Valencic V. (2001). Non-invasive selective measurement of m. vastus medialis and m. vastus lateralis contractile properties at different knee angles. Proceedings of the tenth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2001, 24. - 26. September 2001, Portorož, Slovenia. Ljubljana: IEEE Region 8, Slovenian section IEEE, 2001. B: 363-366.
26. Simunic B. (2003). *Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles*. Doctoral Thesis. Ljubljana.
27. Smith R. (2006). Movement in the Sand: Training Implications for Beach Volleyball. *Strength and Conditioning Journal*. 28(5): 19-21.
28. Simunic B, Rozman S & Pisot R. (2005). Detecting the velocity of the muscle contraction. III International Symposium of New Technologies in Sports. Sarajevo.

29. Smith IJ & Hunter A. (2006). The Effect of Titanic Stimulated Induced Fatigue on the Relationship between TMG and Force Production of the Gastrocnemius Medialis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 38(5) Supplement; S179–S180.
30. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jimenez S, Usach R, Doutres DM, Maffiuletti NA. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal Electromyography Kinesiology*. 20:761-6.
31. Valencic V. (2002). Method for selective and non-invasive detection of skeletal muscles contraction process. International Application Published under the Patent Cooperation Treaty (PCT). No WO 02/074167 A1.
32. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of skeletal muscles dynamic properties. *Artific Organs*. 21: 240-242.
33. Valencic V, Djordjevic S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, Praprotnik U, Simunic B, Kersevan K, Bednarik J & Gomina N. Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomyographic measurement method. 2000 Pre-Olympic Congress, Brisbane, Australia, Abstract 507, 2000.
34. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tenziomyography: Detection of skeletal muscle response by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*. 1: 1-10.
35. Zagorc M, Karpljuk D & Friedl M. Analysis of functional loads of top sport dancers. Inc: Milanovic, D. (ed), *Proceedings of the 2nd International Scientific Conference “Kinesiology for the 21st century”*. Dubrovnik. University of Zagreb. 1999, 240-243.
36. Zetou E, Vernadaki Z, Mountaki F, Giatsis G & Laparidis K. (2006). Common practices of beachvolleyball players regarding fluid, supplements and nutrition intake during a tournament. *Physical Training* (2006). http://ejmas.com/pt/2006pt/ptart_Zetou_0406.html (accessed 12 jun 2009).

11.4. Estudio – IV

Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature of volleyball players

European Journal of Sport Science, 2012. 12(5): 399-407.

ISSN: 1746-1391 (Print)

Rodríguez-Ruiz, D.¹, **Rodríguez-Matoso, D.**¹, Quiroga, M.E.¹, Sarmiento, S.¹,
García-Manso, J.M.¹, Marzo E. Da Silva-Grigoletto²

¹ Departamento de Educación Física (Universidad de Las Palmas de Gran Canaria).

² Centro Andaluz de Medicina del Deporte, Córdoba.

INTRODUCCIÓN

La elevada especialización que requiere la práctica deportiva de alto rendimiento exige la normalización de los métodos de entrenamiento específicos para lograr las adaptaciones biológicas (morfológicas, funcionales) y conductuales (cognitivas, psicológicas y volitivas) que permitan optimizar la eficiencia en las ejecuciones técnicas y los comportamientos tácticos que caractericen una modalidad deportiva. Una premisa básica de la preparación física de cualquier modalidad deportiva es desarrollar estructuras musculares equilibradas y sólidas que, además de optimizar las acciones técnicas amortigüen el riesgo de posibles lesiones durante el desarrollo del juego (Hewett et al., 1999; Hreljac et al., 2000; Hawkins y Metheny, 2001). Esto supone cambios, a nivel estructural y neuromuscular, que pueden presentar algunas diferencias en función del rol de juego, los años de práctica, el biotipo y el sexo del jugador.

En la práctica del voleibol, la musculatura del miembro inferior es especialmente relevante para alcanzar un buen nivel de juego y un elevado nivel de rendimiento. Las características mecánicas de las principales acciones técnicas supone una constante e intensa sollicitación de la musculatura extensora del miembro inferior y, por lo tanto, obliga a trabajar con elevada exigencia a los músculos que intervienen en la flexión plantar de la articulación del tobillo, la extensión de la articulación de la rodilla y, en su función sinérgica, a los músculos de la parte posterior del muslo (músculos isquiotibiales: semimembranosos, semitendinos y porciones larga y corta de los bíceps femorales).

Por esta razón, en este trabajo nos propusimos analizar la respuesta mecánica de cuádriceps e isquiotibiales en jugadores profesionales de voleibol, buscando las posibles diferencias que pudieran aparecer cuando comparamos jugadores masculinos con femeninos. Partimos de la hipótesis de que existen diferencias morfológicas entre sexos, especialmente en la sección transversal de los músculos, (Ikai y Fukunaga, 1968; Laubach, 1976; Bishop et al., 1987) y que la acción muscular puede presentar cambios funcionales significativos.

Estos últimos se manifiestan como consecuencia de la forma de trabajo a la que son sometidos, que básicamente representa una mayor activación de la musculatura isquiotibial durante la fase de aterrizaje post-salto, y/o la coactivación producida entre los músculos flexores y extensores de la articulación de la rodilla en los saltos y cambios de

dirección (Malinzak et al., 2001; Lephart et al., 2002; Decker et al., 2003; Salci et al., 2004; Kernozek et al., 2005; Papua et al., 2005; Ford et al., 2006; Yu et al., 2006; Hewett, Ford et al., 2006; Pappas et al., 2007; Hughes et al., 2008; Orishimo et al., 2009; Borin et al., 2012).

Con la práctica continuada e intensa del voleibol se pueden sufrir alteraciones neuromusculares (impulso eferente, excitabilidad de motoneuronas, frecuencia de disparo o sincronización inter o intramuscular) que sin duda afectaran a la mecánica muscular agonista y antagonista (Aagard 2003, Masci et al., 2010) y a la capacidad de desarrollar los adecuados niveles de tensión que garanticen la ejecución explosiva de las acciones técnicas (Cimera et al., 2004; Ekblom, 2010; Chi-Pang et al., 2012; Rousanoglou et al., 2012).

En nuestro caso, el estudio de la respuesta mecánica muscular se hará utilizando la tensiomiografía como elemento de análisis, centrando el trabajo en el estudio individualizado de la respuesta muscular de los músculos vasto interno, recto femoral, vasto externo y bíceps femoral de jugadores masculinos y femeninos de las principales ligas españolas de voleibol.

METODOLOGÍA

Muestra: Se evaluaron 47 jugadores (22 mujeres y 25 hombres) de 9 nacionalidades distintas, pertenecientes a equipos de la Superliga femenina y masculina española (Tabla 1). Los músculos analizados fueron vasto medial (VM), recto femoral (RF), vasto lateral (VL) y bíceps femoral (BF), por entender que son los más relevantes en este tipo de población.

Tabla 1. Características morfológicas de la muestra.

Muestras	Edad (años)	Peso (Kg.)	Talla (cm.)	IMC (Kg./m²)
Hombres (n=25)	25,04 +/- 4,29	88,76 +/- 9,07	194,71 +/- 7,84	23,55 +/- 1,58
Mujeres (n=22)	24,59 +/- 4,27	72,14 +/- 10,06	178,40 +/- 8,50	22,63 +/- 2,42

Todos los participantes fueron informados del riesgo potencial asociado al estudio y firmaron el consentimiento escrito, previamente aprobado por el Comité Ético de Investigación de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, siguiendo los criterios de la Declaración de Helsinki para la investigación con seres humanos.

Procedimiento de medición

La *TMG* utiliza un sensor de desplazamiento colocado sobre el vientre muscular del músculo seleccionado, asegurándonos de que se encuentra colocado perpendicularmente al vientre muscular (Valencic y Knez, 1997) y con el segmento a evaluar en la posición idónea según las recomendaciones del fabricante (Djorjevic et al., 2000, Simunic y Valencic, 2001, Gorelick y Brown, 2007). Para provocar la contracción se aplica una corriente eléctrica bipolar, de intensidad creciente (25–50–75 y 110 *mA*) y un milisegundo de duración, a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo, no afectando a los tendones de inserción (Knez y Valencic, 2000; Valencic, 2002; Simunic, 2003) y con una pausa entre estímulo para evitar el fenómeno de activación post-tetánica (Belic et al., 2000, Simunic, 2003, Rodríguez-Matoso, et al. 2010). La reproducibilidad del método y la validez del protocolo experimental que emplea la *TMG* han sido estudiadas en diferentes trabajos presentándose como una herramienta de alta precisión (Dahamane et al., 2000; Belic et al., 2000, Simunic, 2001 y 2003, Krizaj, 2008; Tous-Fajardo et al., 2010; Rodríguez-Matoso et al., 2010).

Una vez evaluado el músculo deseado, se dispone de información numérica sobre la magnitud de los desplazamientos radiales de las fibras transversales musculares y del momento en que estos se producen (Valencic y Knez, 1997; Simunic, 2003). De todos los datos obtenidos nos centramos en el estudio de los parámetros de deformación o desplazamiento radial máximo del vientre muscular (*Dm*) y de velocidad de respuesta normalizada (*Vrn*).

La deformación máxima (*Dm*) viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros. Representa y evalúa el *stiffness* (rigidez) muscular, variando en cada sujeto por cada grupo muscular en función de sus características morfofuncionales y de la forma en que esas estructuras han sido estimuladas mediante el entrenamiento. Valores bajos, respecto a los valores medios de los presentados en una población tipo, nos indican un elevado tono muscular y un exceso de rigidez en las

estructuras del músculo, mientras que, valores mayores, indican una falta de tono muscular o un grado elevado de fatiga (Valencic et al., 2001; Dahmane et al., 2001, Hunter et al. 2006, Krizaj et al., 2008; Quiroga et al., 2009 y Rodríguez-Ruiz et al., 2009).

La velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) representa la relación entre la diferencia de la deformación entre el 10% y el 90% de Dm (Δd_r) y el incremento de tiempo (Δt_r) entre esos mismos valores (Eq.1). Valencic y Knez (1997) nos dicen que para poder comparar los valores obtenidos en músculos diferentes debemos normalizar este incremento de tiempo. La forma de conseguirlo es dividir la ecuación realizada anteriormente por el Dm de cada musculo (Eq. 2). Los autores no dicen que Δd_r es igual a 0,8 por Dm . Por tanto, la velocidad respuesta normalizada sería igual a 0,8 partido por el incremento de tiempo entre el 10 y 90% de Dm (Eq. 3):

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

$$\text{Eq. 2.} \quad V_{rn} = \frac{V_r}{Dm} = \frac{\Delta d_r / \Delta t_r}{Dm} [\text{mm/s/mm}]$$

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

Análisis Estadístico

El análisis de normalidad de los datos se realizó aplicando la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Un análisis de la varianza (ANOVA) para medidas repetidas se utilizó para establecer las diferencias en los parámetros obtenidos de VM , RF , VL y BF , tanto en hombres como en mujeres. Como análisis *post hoc* se utilizó la prueba de Bonferroni con nivel de significación para un alfa de 0,05. Para la comparación de medias entre hombres y mujeres en el BF se utilizó un *T-test* para muestras independientes Toda la estadística fue realizada utilizando el paquete estadístico SPSS-v17 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

RESULTADOS

Tanto en hombres como en mujeres se observa que la *Vrn* presenta valores más elevados en *VL* y *VM* que en *RF* y *BF* (Figura 1-2). Si bien, en las jugadoras se observa (Figura 2), que las diferencias de *Vrn* entre la musculatura del cuádriceps y el bíceps femoral es mucho más pronunciada.

Las diferencias estadísticamente significativas se observaron en hombres en el bíceps femoral izquierdo y el vasto lateral izquierdo ($p < 0.05$). También se encontraron diferencias significativas entre el vasto externo de ambos lados ($p < 0.01$). Los mayores desequilibrios musculares fueron encontrados en el vasto medial de las jugadoras, con diferencias significativas en la pierna derecha frente la pierna izquierda en la velocidad de respuesta normalizada ($p < 0.05$), recto femoral ($p < 0.001$) y el bíceps femoral ($p < 0.001$). Además, encontramos también diferencias significativas entre bíceps femoral y vasto medial ($p < 0.05$), y entre el bíceps femoral y vasto lateral ($p < 0.005$) en la pierna izquierda.

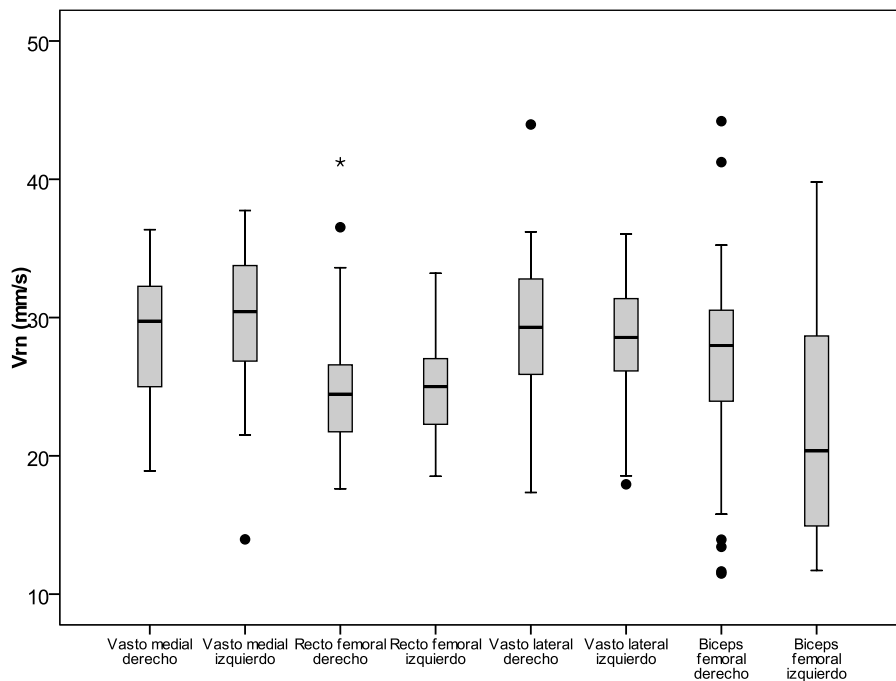


Figura 1. Medias de la Velocidad de respuesta normalizada (*Vrn*) en el *VL*, *RF*, *VM* y *BF* de la pierna derecha e izquierda de los jugadores de voleibol en *mm/s*.

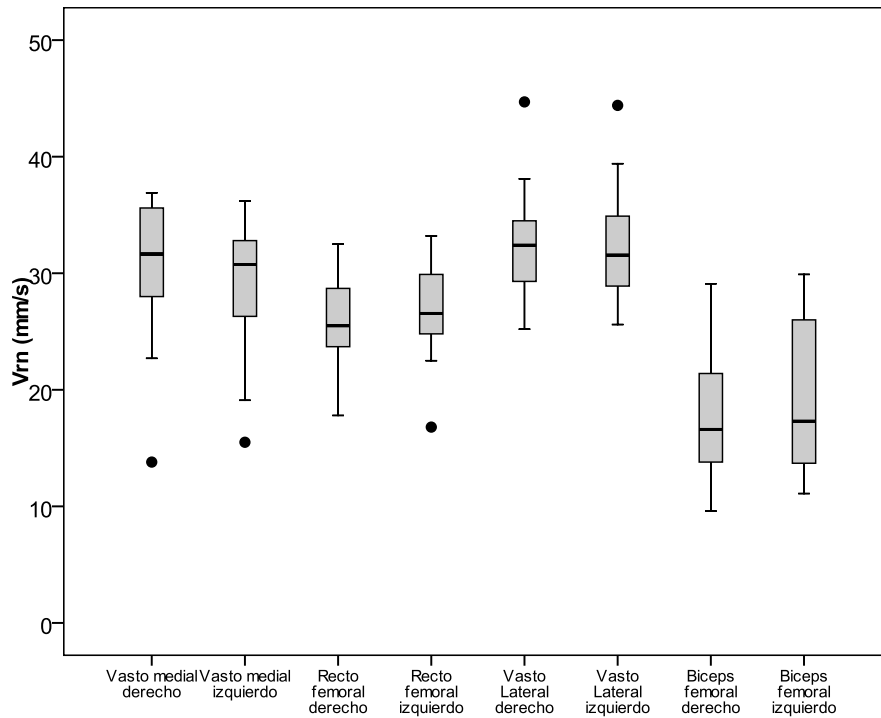


Figura 2. Medias de la Velocidad de respuesta normalizada (*Vrn*) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de las jugadoras de voleibol en mm/s.

En hombres se observan diferencias estadísticamente significativas entre el BF izquierdo y el vasto lateral VL de la misma pierna ($p < 0,05$). También se aprecian diferencias significativas entre los VL de ambas piernas ($p < 0,01$). En las jugadoras se observan mayores desequilibrios musculares. Así, podemos ver diferencias en la *Vrn* del VM ($p < 0,05$), RF ($p < 0,001$), y BF ($p < 0,001$) de ambas piernas. Además, observamos diferencias significativas entre BF y VM ($p < 0,05$) y entre BF y VL ($p < 0,005$) de la pierna izquierda.

Dm en hombres (Figura 3) muestra diferencias significativas entre VM – RF ($p < 0,005$), VM – BF ($p < 0,005$), VL – RF ($p < 0,05$), VL – BF ($p < 0,005$) de la pierna derecha, y VM – RF izquierdo ($p < 0,001$) y VL – RF ($p < 0,005$) de la pierna izquierda. En cambio, no se encontraron diferencias significativas entre la pierna derecha e izquierda.

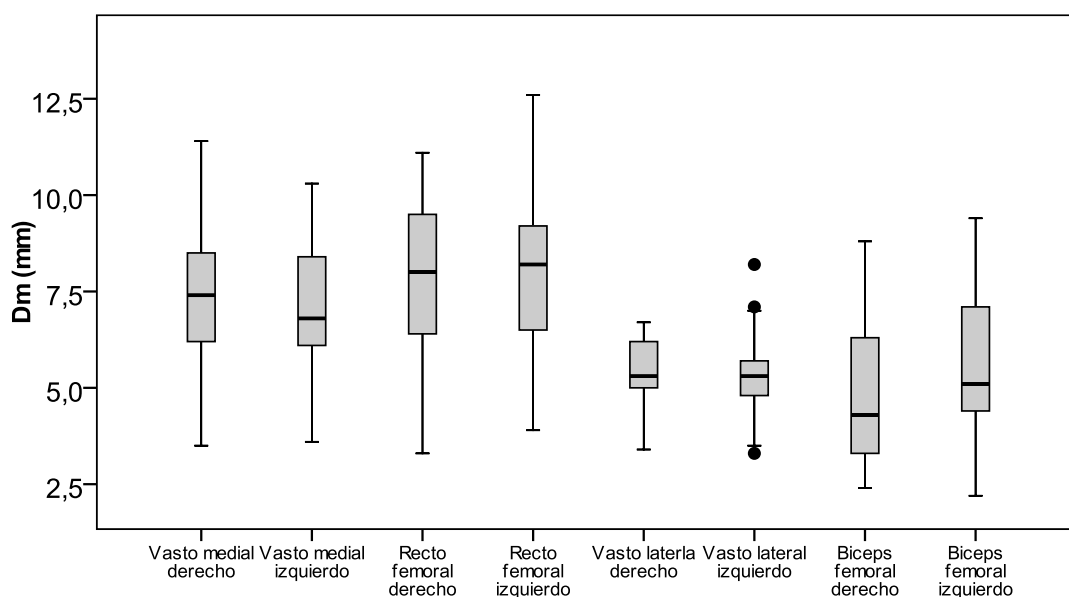


Figura 3. Medias de la Deformación máxima (*Dm*) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de los jugadores de voleibol en mm.

En mujeres (Figura 4), los valores de *Dm* no muestran diferencias significativas en la musculatura evaluada.

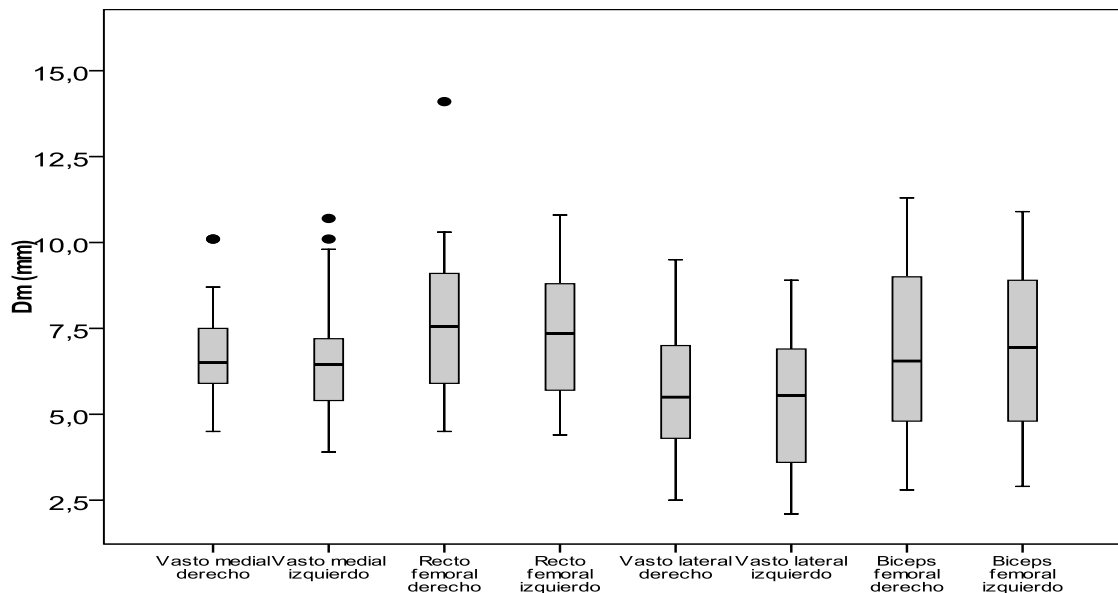


Figura 4. Medias de la Deformación máxima (*Dm*) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de las jugadoras de voleibol en mm.

Si comparamos la *Vrn* del BF de hombres y mujeres (Figura 5) vemos que los varones muestran valores significativamente ($p < 0,001$) más elevados, a la vez que una mayor rigidez muscular ($p < 0,005$) (Figura 6) en la pierna derecha.

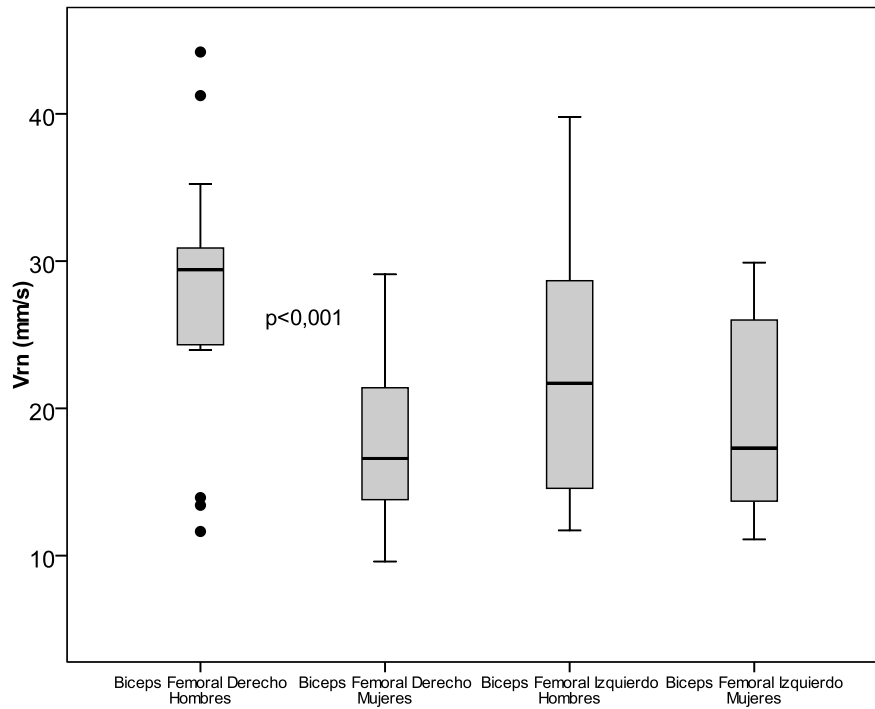


Figura 5. Comparación de medias de la Velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) en el BF de la pierna derecha e izquierda de los jugadores y las jugadoras de voleibol en mm/s.

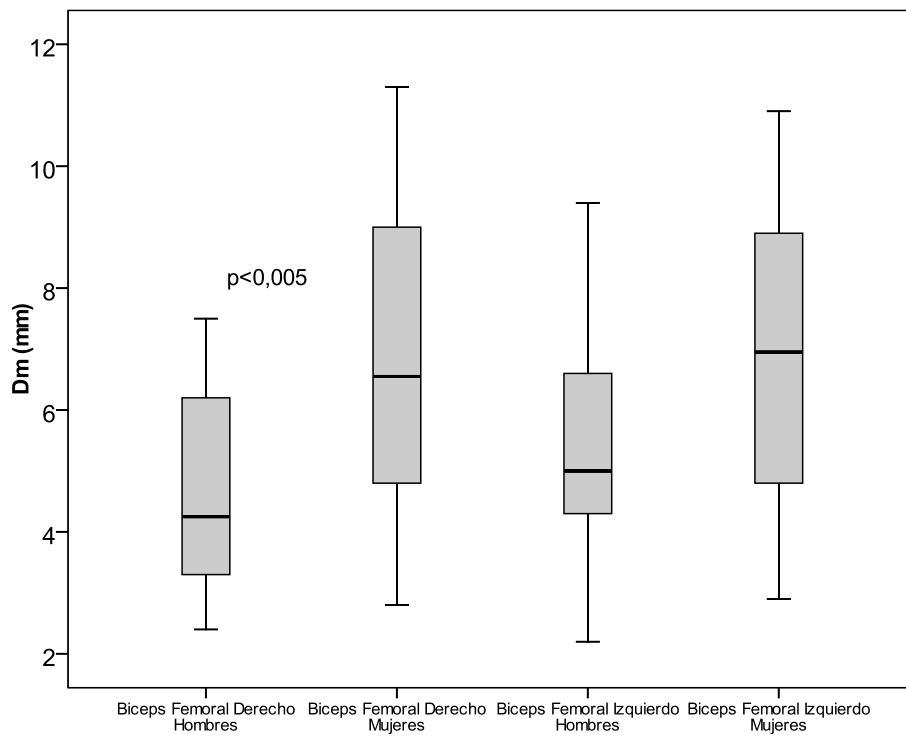


Figura 6. Comparación de medias de la Deformación máxima (D_m) en el BF de la pierna derecha e izquierda de los jugadores y las jugadoras de voleibol en mm.

DISCUSIÓN

Los resultados de este estudio demuestran que existen marcadas diferencias en la magnitud y características de la respuesta muscular de los practicantes de voleibol cuando se comparan practicantes masculinos y femeninos. Estas diferencias son especialmente evidentes en lo que se refiere a la velocidad de respuesta de la musculatura encargada de la extensión (*VM*, *RF* y *VL*) y de la flexión (*BF*) de la articulación de la rodilla. El mismo comportamiento se detecta en la rigidez muscular, donde los hombres presentan valores más bajos de *Dm*. Esta diferencia entre sexos afecta de manera relevante al *BF*.

Los resultados nos muestran, tanto para hombres como para mujeres, un valor más elevado de *Vrn* en *VL* y *VM* respecto a *RF* y *BF* (Fig. 1 y 2). Este comportamiento puede deberse a dos mecanismos. Primero, a las características propias del tipo de salto empleado en las acciones técnicas específicas del voleibol (saque en salto, bloqueo y remate). Al tener que coordinar la acción de salto con la trayectoria del balón y la altura de la red, obliga al jugador a realizar el salto con poca flexión de cadera haciendo recaer la acción principal de extensión de la rodilla sobre *VM* y *VL*.

Este comportamiento muscular ha sido descrito por Salci et al., (2004) y Hughes et al., (2008) al estudiar las diferencias entre jugadores y jugadoras de voleibol. Segundo, a las características morfológicas y funcionales de la musculatura que experimenta cambios específicos de adaptación en los jugadores de voleibol, debido a las demandas particulares de este deporte y las maniobras realizadas habitualmente por los jugadores.

Por ejemplo, las diferencias estadísticamente significativas se observaron en hombres entre bíceps femoral izquierdo y vasto lateral izquierdo ($P < 0.05$). También se observaron diferencias significativas entre la derecha y el vasto lateral izquierdo ($P < 0.01$). En las jugadoras, existen diferencias significativas entre los bíceps femoral y vasto medial ($P < 0.05$), y entre los bíceps femoral y vasto lateral ($P < 0.005$) de la pierna izquierda. Estas diferencias se deben principalmente al gesto específico de salto en voleibol, que se realiza para, normalmente, rematar con la mano derecha tanto los jugadores como las jugadoras.

En nuestra muestra, las diferencias de *Vrn* entre extensores y flexores de la rodilla son más acusadas en las mujeres. Estudios precedentes explican este comportamiento por la diferencia de activación de la musculatura implicada, señalando que la mujer, al realizar

una menor flexión de rodilla, ejecuta la acción de salto solicitando principalmente el cuádriceps, mientras que el hombre realiza este movimiento con una activación de isquiotibiales más intensa (Malinzak et al., 2001; Lephart et al., 2002; Decker et al., 2003 y Padua et al., 2005; Yu et al., 2006 y Hughes et al., 2008). Tanto en hombres como en mujeres, la relación entre la *Vrn* del cuádriceps e isquiotibiales no muestran diferencias relevantes entre ambas piernas.

Como es lógico, las características morfológicas de las jugadoras de voleibol presentan diferencias con los hombres de la misma edad y nivel de rendimiento. Respecto a esta modalidad deportiva, la forma y proporción de la pelvis, así como la posición de las estructuras óseas del miembro inferior son especialmente interesantes. El ancho de la cadera y la rotación externa de la tibia, provocan que la flexo-extensión de la rodilla se vea comprometida, apareciendo una mayor probabilidad de lesión entre las mujeres (Huston et al., 2000; Bergstrom et al., 2001 y Forde, 2005).

Estas diferencias estructurales unidas a las observadas en la respuesta mecánica (*Vrn* y *Dm*) de *VL*, *VM* y *BF* encontradas en nuestro estudio, nos determinan la posibilidad de que aparezca cierta inestabilidad en la articulación de la rodilla. Tales relaciones pueden llegar a comprometer la aplicación de fuerzas en el salto (Boden et al., 2000; Olsen et al., 2004 y Hughes et al., 2008) y aumentar el riesgo de lesión en el aterrizaje (Lephart et al., 2002; Salci et al., 2004; Dereck et al., 2003; Kernozek et al., 2005; Ford et al., 2006; Hewett et al., 2006; Pappas et al., 2007 y Orishimo et al., 2009).

Por este motivo, se hace aconsejable plantear ejercicios para la enseñanza de una mejor técnica de aterrizaje, así como incluir en los protocolos de entrenamiento ejercicios compensatorios que mejoren la estabilidad de la rodilla, favorezcan la alineación de las cargas sobre las articulaciones y disminuyan el riesgo de lesión (Hewett et al., 2005; Myer et al., 2006; Watkins y Lewis, 2007; Chappell et al., 2008 y Orishimo et al., 2009).

Por otro lado, en nuestra muestra, a diferencia de lo que habitualmente ocurre entre la población, se observa una importante simetría lateral de *Dm* en la musculatura de las extremidades inferiores sin detectar diferencias significativas en hombres ni en mujeres. En cambio, sí se detectaron diferencias al comparar la *Vrn*, de ambas piernas, para el *VL* ($p<0,01$) de hombres, y para *VM* ($p<0,05$), *RF* ($p<0,001$) y *BF* ($p<0,001$) en las mujeres.

CONCLUSIONES

Los resultados nos muestran, tanto para hombres como para mujeres, un valor más elevado de *Vrn* en *VL* y *VM* respecto a *RF* y *BF*. Por otro lado, se observa una importante simetría lateral de *Dm* en la musculatura de las extremidades inferiores sin detectar diferencias significativas en hombres ni en mujeres. Por el contrario, existen claras diferencias entre la respuesta muscular de los jugadores y las jugadoras de voleibol, ya que el grupo de mujeres presenta una diferencia más evidente en lo que se refiere a *Vrn* de la musculatura encargada de la extensión (*VM*, *RF* y *VM*) y de la flexión (*BF*) de la articulación de la rodilla, a diferencia de los varones.

BIBLIOGRAFÍA

1. Belic A, Knez N, Karba R & Valencic V. (2000). Validation of the human muscle model. Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference, 16. - 20. July 2000, Vancouver, British Columbia. Session 1: Issues on Whole Body Modeling.
2. Bergstrom KA, Brandseth K, Fretheim S, Tvilde K & Ekeland A. (2001). Activity-related knee injuries and pain in athletic adolescents. *Knee Surgery, Sports Traumatology Arthroscopy*. 9(3): 146-150.
3. Bishop Ph, Cureton K & Collins M. (1987). Sex difference in muscular strength in equally-trained men and women. *Ergonomics*. 30(4): 675-687.
4. Boden BP, Dean GS, Feagin JA & Garrett WE. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 23: 573-578.
5. Chappell JD & Limpisvasti O. (2008). Effect of a neuromuscular training program on the kinetics and kinematics of jumping tasks. *American Journal Sports Medicine*. 36:1081-1086.
6. Dahmane R, Djordjevic S & Smerdu V. (2006). Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Medical Biological Engineering Computing*. 44(11): 999-1006
7. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B & Valencic V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*. 38: 2451-2459.
8. Dahmane R, Knez N Valencic V & Erzen I. (2000). Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles.

- Book of Abstract: *Life Sciencies 2000*, Gozd Martuljek, Slovenia, September 28th to October 1st, 2000, pp./str. 29.
9. Dahmane R, Valencic V, Knez N & Erzen I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical and Biological Engineering Computing*. 39: 51-55.
 10. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI & Steadman JR. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*. 18:662-669.
 11. Djordjevic S, Valencic V, Knez N, Dahmane R, Jurcic-Zlobec B, Bednarik J Simunic B, Kersevan K & Godina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles of two groups of sportsmen-sprinters and cyclist measured by Tensiomyography. Pre-Olympic Congress, Brisbane, Australia, Abstract 220.
 12. Ford KR, Myer GD, Smith RL, Vianello RM, Seiwert SL & Hewett TE. (2006). A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clinical Biomechanics*. 21:33-40.
 13. Forde FA. (2005). *Analysis of knee mechanics during the squat exercise: Differences between females and males*. Doctoral Thesis. University of Florida.
 14. Gorelick ML & Brown JM. (2007). Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *European Journal Applied Physiology*. 100(1): 35-44.
 15. Hawkins D, Metheny J. (2001). Overuse injuries in youth sports: biomechanical considerations. *Medicine Sciences Sports Exercise*. 33(10): 1701–1707.
 16. Hewett TE, Ford KR, Myer GD, Wanstrath K & Scheper M. (2006). Gender differences in hip adduction motion and torque during a single-leg agility maneuver. *Journal of Orthopedic Research*. 24:416-421.
 17. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, Van den Bogert AJ, Paterno MV & Succop P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *American Journal Sports Medicine*. 33 (4):492-501.
 18. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine Sciences Sports Exercise*. 32(9): 1635–1641.
 19. Hughes G, Watkins J & Owen N. (2008). Gender differences in lower limb frontal plane kinematics during landing. *Sports Biomechanics*. 7(3): 333-341.

20. Hughes G, Watkins J, Owen N & Lewis M. (2007). Gender differences in knee kinematics during landing from volleyball block jumps. *Human Movement Studies*. 53, 1-20.
21. Hunter AM, Smith IJ, Watt JM, Yirrell Ch & Galloway SD. (2006). The Effect of Massage on Force Production and Tensiomyography. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 38(5): S27.
22. Huston LJ, Greenfield ML, & Wojtys EM. (2000). Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. Potential risk factors. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 372: 50-63.
23. Ikai M & Fukunaga T. (1968). Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of the human muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie*. 26: 26-32.
24. Kernozek TW, Torry MR, Van Hoof H, Cowley H & Tanner S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Medicine Sciences Sports Exercise*. 37:1003-1012.
25. Knez N & Valencic V. (2000). Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21-23, September 2000, Portoroz, Slovenia. Ljubljana : IEEE Region 8, Slovenian section IEEE. B: 301-304.
26. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645-651.
27. Laubach LL. (1976). Comparative muscular strength of men and women: a review of the literature. *Aviation, Space and Environmental Medicine*. 47(5): 534-42
28. Lephart SM, Ferris CM, Riemann BL, Myers JB & Fu FH. (2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopaedics Related Research*. 401:162–169.
29. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B & Garrett WE. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*. 16: 438-445.
30. Myer GD, Ford KR, McLean SG & Hewett TE. (2006). The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *American Journal Sports Medicine*. 34:445-455.

31. Olsen OE, Mykelbust G, Engebretsen L & Bahr R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis. *American Journal Sports Medicine*. 32: 1002-1012.
32. Orishimo KF, Kremenich IJ, Pappas E, Hagins M & Liederbach M. (2009). Comparison of Landing Biomechanics Between Male and Female Professional Dancers. *American Journal Sports Medicine*. 37(11): 2187-2193.
33. Padua DA, Arnold BL, Carcia ChR & Granata KP. (2005). Gender Differences in Leg Stiffness and Stiffness Recruitment Strategy During Two-Legged Hopping. *Journal of Motor Behavior*. 37(2): 111–125.
34. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M & Rose DJ. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clinical Journal Sport Medicine*. 17:263-268.
35. Pisot R, Narici M, Simunic B, De Boer M, Seynnes O & Jurdana M. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed-rest. *Journal of Applied Physiology*. 104, 409-414.
36. Pisot R, Valencic V, Simunic B & Praprontnik U. (2001). Influence of biomechanical properties of particular skeletal muscles on child motor development. In Proceedings of the International Sport Medicine Conference, 26-29 September 2001, (pp. 176-177). Trinity College Dublin.
37. Quiroga ME, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa J, de Saá Y & García-Manso JM. (2009). Evaluación de las características mecánicas del músculo mediante la tensiomiografía. Estudio de casos. VIII Congreso Internacional sobre Entrenamiento en Voleibol. Junta de Castilla y León. Valladolid, 10-12 de octubre.
38. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM. (2010). Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3(3):81-86
39. Rodríguez-Ruiz D. (1999) *Efectos de tres modelos de entrenamiento de la fuerza para la mejora de la capacidad de salto en jugadores de Voleibol de máximo nivel*. Tesis Doctoral. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.
40. Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa J, De Saá Y & García-Manso JM. (2009). Aplicación de la tensiomiografía (tmg) en jugadores de voleyplaya. Estudio de caso. (pp. 121-130). En O. Usabiaga, J. Castellano & J.

- Etxebeste (Eds.) *Investigando para innovar en la actividad física y el deporte*. Ed. Gidekit. Vitoria (España).
41. Salci Y, Kentel BB, Heycan C, Akin S & Korkusuz F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clinical Biomechanics*. 19:622-628.
 42. Simunic B. (2003). *Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles*. Doctoral Thesis. Ljubljana.
 43. Simunic B & Valencic V. (2001). Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE. B: 363-366. 24-26 de septiembre de 2001. Portoroz (Eslovenia).
 44. Simunic B, Krizaj D, Narici M & Pisot R. (2010). Twitch parameters in transversal and longitudinal biceps brachii response. *Annales Kinesiologiae*. 1, 61-80.
 45. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Doutres DM & Maffiuletti NA. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(4): 761-766.
 46. Valencic V. (2002). Method for selective and non-invasive detection of skeletal muscles contraction process. International Application Published under the Patent Cooperation Treaty (PCT). N° WO 02/074167 A1.
 47. Valencic V. (1990). Direct measurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in external control of human extremities*. Nauka (Belgrado). 575-584.
 48. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artific Organs*. 21: 240-242.
 49. Valencic V, Djordjevic S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, Praprotnik U, Simunic B, Kersevan K, Bednarik J & Gomina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomyographic measurement method. *2000 Pre-Olympic Congress*, Brisbane, Australia, Abstract 507.
 50. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tenziomyography: Detection of skeletal muscle response by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*. 1: 1-10.
 51. Yu B, Lin CF & Garrett WE. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*. 21: 297-305.

11.5. Estudio – V

Assessment of muscle fatigue after an ultraendurance triathlon using tensiomyography (TMG)

Journal of Sport Sciences. 2011 Mar; 29(6):619-25.

ISSN: 0264-0414

García-Manso J.M., Rodríguez-Ruiz D., **Rodríguez-Matoso D.**, de Saa Y., Sarmiento S., Quiroga M.E.

Departamento de Educación Física. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

INTRODUCCIÓN

La fatiga se define como cualquier disminución del rendimiento muscular asociado con la actividad muscular (Fitts, 1994; Allen et al., 2008). Durante la actividad muscular, la fatiga altera los mecanismos que afectan a la contracción muscular desde el momento en que se inicia la acción al programar el gesto a nivel del sistema nervioso central, su propagación hasta el músculo y la posterior contracción muscular (Bigland-Ritchie, Furbush, & Woods, 1986; Cooke, francos, Luciani, y Pate, 1998; Coupland, Puchert, y Ranatunga, 2001; Debold, Dave, y Fitts, 2004; Nosek, Fender, y Godt, 1987; Sargeant, Hoinville, y Young, 1981).

La naturaleza de la fatiga es, por lo tanto, compleja y habitualmente con un origen múltiple de la misma. La causa y tipo de fatiga depende directamente de las características del ejercicio que se realiza. La mayor parte de los autores analizan la fatiga a dos niveles: central y periférico (Allen & Westerblad, 2001; Fitts, 2006; Gandevia, 2001; Gibson y Edwards, 1985; Westerblad et al., 1998).

La fatiga central es aquella que se produce a uno o varios niveles de las estructuras nerviosas que intervienen en una actividad física determinada. Responde a aspectos como la alteración de la motivación, la atención, o bien la alteración de comportamientos funcionales que afectan a la transmisión de órdenes desde el SNC o al reclutamiento de axones motores. Green (1987) concreta el fenómeno proponiendo cuatro posibles puntos de aparición de la fatiga central: nivel supraespinal; inhibición aferente desde husos neuromusculares y terminaciones nerviosas; depresión de la excitabilidad de la motoneurona; fallos en la sinapsis. Hutton et al. (1992) incorpora aspectos como: cambios de las propiedades eléctricas de la membrana neurotransmisora y del sarcolema; anomalías en el funcionamiento y reclutamiento de las correspondientes motoneuronas; disminución en la frecuencia de descarga de las α -motoneuronas; alteración en la relación frecuencia - tensión con incremento de las frecuencias bajas.

La fatiga periférica es la que tiene lugar en las estructuras musculares o esqueléticas que intervienen en la acción muscular. Por lo tanto, son factores que están localizados por debajo de la placa motriz. La mayor parte de las investigaciones coinciden en situar los principales puntos de manifestación de la fatiga periférica en: disminución de la velocidad de conducción del potencial de acción sobre la superficie de la fibra;

modificación de la transmisión de la señal desde los tubos-*T* al retículo sarcoplasmático; reducción en la liberación de calcio intracelular durante la actividad; reducción de la sensibilidad al calcio de los miofilamentos (Ca^{++} /Troponina); reducción de la tensión producida por los puentes de actina y miosina (Edman y Mattiazzi, 1981; Bigland-Ritchie et al. 1986; Colliander, Dudley, y Tesch, 1988; Linssen et al., 1991; Metzger y Moss, 1987; Thompson et al., 1992; Karatzaferi et al., 2008).

En los deportes de larga distancia (por ejemplo, maratón, ciclismo, triatlón de ultra-resistencia), el uso prolongado y repetido de las estructuras musculares produce cambios en la fibra muscular que afectan a sus capacidades mecánicas y reducen el potencial de rendimiento (Hakkinen y Komi, 1983; Viitasalo et al., 1982; Nicol et al., 1991; Millet et al, 2000, 2002). En esta línea, Millet et al. (2012) plantean que los factores determinantes del rendimiento en pruebas de ultra-resistencia están sujetos a dos parámetros principales: el costo de energía y el daño que se produzca en la musculatura afectada.

No obstante, estos cambios son individuales y responden de forma específica al tipo de prueba y las características morfológicas y funcionales del deportista. Factores como la composición de la fibra muscular, técnica de carrera, y el perfil del terreno donde se realiza la actividad (subidas y bajadas) influyen en la magnitud de la pérdida de fuerza en extensores de la rodilla y especialmente en los músculos flexores plantares (Winter 1983; Novacheck 1998).

Todo parece indicar que en los deportes que implican varias horas de ejercicio y donde se producen numerosos ciclos de estiramiento acortamiento, la mayor alteración de la estructura muscular se produce principalmente durante la etapa excéntrica de la contracción muscular (Radin, 1986; Davies y Thompson, 1986; Clarkson et al., 1992; Howell et al., 1993; Newham et al., 1987; Sayers et al., 2003; Prasartwuth et al., 2005). En el caso de la carrera y el ciclismo, los músculos más afectados son los músculos extensores de la articulación de la rodilla (que intervienen en las etapas de aterrizaje y despegue) y sus antagonistas (tracción en el pie de atrás y la recuperación de la pierna).

En la mayoría de los estudios, la fatiga muscular ha sido evaluada mediante el control de la fuerza estática o dinámica, los sustratos de medición, los metabolitos u otros productos químicos, utilizando otro tipo de técnicas bioquímicas, tales como, lactato, creatina fosfoquinasa y hormonas, o, con electromiografía. Esto a menudo implica que para el

examen de los músculos se utilicen técnicas que son bien invasivas o requieren que los atletas paren de entrenar, en ocasiones, cuando están muy cansados, lo que no permite una evaluación idónea en estado normal.

Hasta el momento no encontramos ningún estudio que evalúe la fatiga muscular después de un ejercicio de larga duración utilizando técnicas no-invasivas como la tensiomiografía. Por esta razón, decidimos examinar el efecto de la fatiga muscular localizada (recto y bíceps femoral) después de un triatlón de ultra-resistencia utilizando esta metodología. El triatlón de ultra-resistencia es un deporte de larga resistencia que consiste en una carrera de 3.8 km nadando y 180 km en bicicleta, seguido por una ejecución de 42,2 km a pie.

METODOLOGÍA

Procedimiento: Este estudio pretende comprobar si la *TMG* resulta una herramienta válida y útil para evaluar la posible relación, inmediatamente después de una competición, entre un triatlón de larga distancia (*TLD*) y la fatiga neuromuscular. También tratamos de evaluar la forma en la que el *TLD* afecta a las características mecánicas del músculo. En este sentido, se analizó el tiempo de activación (*Td*), el tiempo de contracción (*Tc*), el tiempo de relajación (*Tr*), el tiempo de sostén (*Ts*) y la deformación radial máxima (*Dm*), en los músculos bíceps femoral (*BF*) y recto femoral (*RF*) de ambas piernas, y se utilizó una t-test para comparar las medias entre inicio y final de carrera.

Muestra: Se evaluó a 19 varones (Edad: 37.99 ± 7.12 años; Estatura: 177.47 ± 4.57 cm; Peso Corporal: 73.58 ± 6.53 kg) participantes del Ironman de Lanzarote de 2009 (Tiempo: 746.62 ± 104.98 min; Puesto: 576.46-959.24). Todos los participantes fueron informados de los riesgos potenciales asociados a la investigación y firmaron un consentimiento informado previamente aprobado por el Comité Ético de Investigación de la ULPGC que sigue los criterios de la Declaración de Helsinki para la investigación con seres humanos.

Tabla 1. Tiempos medios de los participantes en la natación, ciclismo y carrera en *el Ironman 2009 de Lanzarote*.

Tiempo Final		Disciplinas			Transiciones	
		Natación	Bicicleta	Carrera	Natación-Bicicleta	Bicicleta-Carrera
Media	12 h 27' 02"	1 h 11' 57"	6 h 35' 56"	4 h 23' 14"	0 h 08' 34"	0 h 08' 01"
Máximo	15 h 59' 24"	1 h 35' 45"	7 h 57' 27"	6 h 18' 40"	0 h 10' 48"	0 h 09' 38"
Mínimo	9 h 36' 46"	0 h 57' 47"	5 h 19' 03"	3 h 00' 21"	0 h 04' 00"	0 h 03' 11"

Tabla 2. Promedio de entrenamiento durante el mes anterior a la prueba (Mesociclo) de los participantes en el estudio.

Mesociclo	Natación		Bicicleta		Carrera	
	Distancia	Tiempo	Distancia	Tiempo	Distancia	Tiempo
1 Semana	2.0 Km	0 h 40'	254 Km	12 h 10'	22 Km	2 h 10'
2 Semana	7.6 Km	2 h 22'	340 Km	14 h 15'	30 Km	2 h 45'
3 Semana	10.2 Km	3 h 3'	360 Km	14 h 45'	62 Km	5 h 40'
4 Semana	4.0 Km	1 h 20'	220 Km	8 h 20'	14 Km	1 h 20'

Tensiomiografía

El desplazamiento radial fue evaluado en los músculos, recto femoral (*RF*) y bíceps femoral (*BF*), el día anterior a la prueba e inmediatamente después de que los sujetos habían atravesado la meta al final de la carrera (*TLD*) con *TMG*. Los sujetos fueron evaluados tras finalizar la carrera antes de 15' y la evaluación no superó los 10' en cada uno de ellos.

Esta técnica es un método de valoración muscular no invasivo que no requiere ningún esfuerzo físico por parte del sujeto que se evalúa. Registra, mediante un sensor de presión, los cambios geométricos (desplazamiento radial) que tienen lugar en el vientre muscular cuando se produce una contracción en respuesta a un estímulo eléctrico externo (Valencic et al, 1997; Dahmane et al., 2000; Valencic et al., 2000; Valencic et al. 2001). El sensor utilizado en esta investigación es un sensor de desplazamiento digital de alta precisión que se coloca perpendicularmente a el vientre muscular con una pre-tensión controlada sobre la superficie cutánea. Nos da información sobre las características

mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales, a partir de los parámetros de desplazamiento radial o deformación máxima (Dm), tiempo de contracción (Tc), tiempo de activación (Td), tiempo de sostén (Ts) y tiempo de relajación (Tr) (Figura 1).

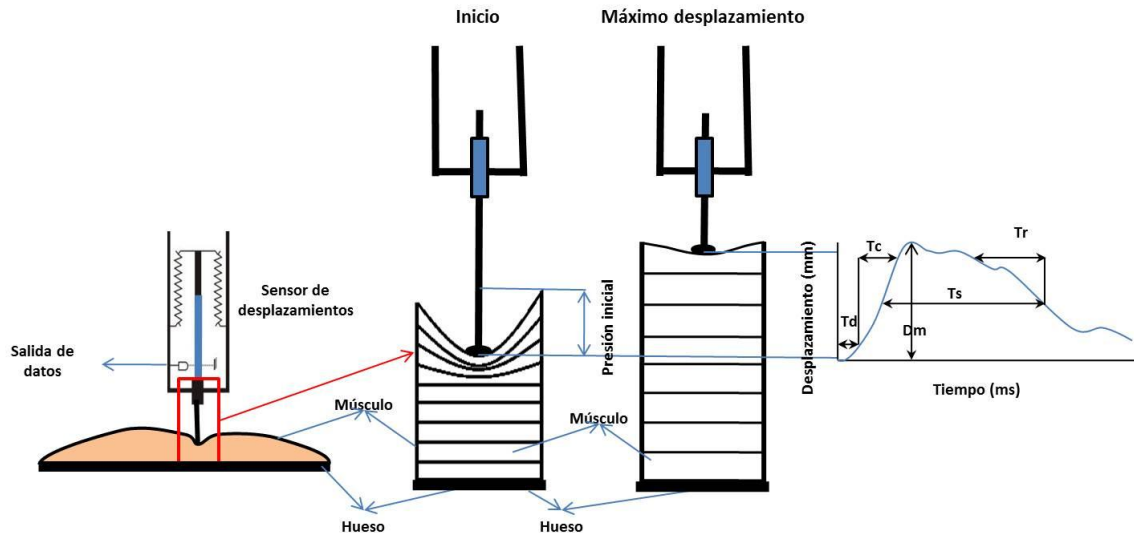


Figura 1. Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG. Deformación máxima (Dm), tiempo de contracción (Tc), tiempo de retardo (Td), tiempo de sostén (Ts) y tiempo de relajación (Tr).

La *Deformación máxima* (Dm) viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros. Representa y evalúa la rigidez (Stiffness) muscular, variando en cada sujeto por cada grupo muscular en función de sus características morfofuncionales y de la forma en que sus estructuras han sido entrenadas. Valores bajos nos indican un elevado tono muscular y un exceso de rigidez en las estructuras del músculo, mientras que, valores elevados indican falta de tono muscular o elevada fatiga (Valencic et al., 2001; Dahmane et al., 2001 y Krizaj et al., 2008).

El *Tiempo de activación* (*retardo o reacción* - Td), representa el tiempo que tarda la estructura muscular analizada en alcanzar el 10% del desplazamiento total observado, tras una estimulación. Su valor dependerá del tipo de fibra dominante en esa estructura, de su estado de fatiga y de su nivel de potenciación y activación (Dahmane, Djordjevic, Simunic, & Valencic, 2005).

El *Tiempo de contracción* (Tc) es el tiempo que transcurre desde que finaliza el Tiempo de activación (10% de Dm) hasta que alcanza el 90% de la deformación máxima. El

Tiempo de sustentación (Ts), 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 hasta que los valores de deformación, durante la relajación, vuelven a valores de un 50% de la deformación máxima.

El *Tiempo de relajación (Tr)* aporta información sobre los niveles de fatiga, de forma que valores elevados de este parámetro, respecto a los normales para el sujeto evaluado, indican potenciales estados de fatiga.

La reproducibilidad y validez del método fue evaluada por Krizaj et al., (2008) y Rodríguez-Matoso et al., (2009) siguiendo el protocolo de medición propuesto por los fabricantes.

Análisis Estadístico

Después de verificar la distribución de datos mediante una prueba Kolmogorov-Smirnov, se aplicó una *t de Student* para relacionar promedios y comparar los resultados obtenidos de la Tensiomiografía antes y después de la carrera. La significación estadística se fijó en $P < 0.05$. Todos Los análisis se realizaron con SPSS v.14 (SPSS Inc., Chicago, IL).

RESULTADOS

La estimulación eléctrica necesaria para producir la respuesta máxima del músculo no era la misma en cada participante. En el pre-test y en el post-test, seguimos el mismo protocolo de forma progresiva aumentando la frecuencia del estímulo eléctrico (40, 70, 90, y 110 Hz) y así el registro de la respuesta en cada participante. La fatiga muscular, la deshidratación, los cambios en la temperatura de la piel y la alteración en la conductividad de la piel constituyen algunos de los factores que puede justificar este comportamiento.

Los valores de la pierna izquierda y la derecha y sus desviaciones estándar medias para *Td*, *Tc*, *Tr*, *Ts* y *Dm* del bíceps femoral antes y después del triatlón de ultra-resistencia son presentados en la Tabla 3. La fatiga muscular y la potenciación son importantes procesos fisiológicos que se están investigando por prácticamente todos los métodos utilizados para estudiar las propiedades de la contracción muscular. En nuestro estudio, un deterioro general en la respuesta neural (aumento en *Tc*, *Tr* y *Ts*) se observó, junto a

una moderada reducción en el tiempo de respuesta (Tr) y una pérdida de rigidez muscular (aumento de la deformación máxima en el vientre del músculo).

Diferencias estadísticamente significativas se encontraron entre los valores pre y post del tiempo de contracción ($P = 0,008$), el desplazamiento radial máximo o deformación ($P = 0,006$), y del tiempo de relajación ($P = 0,011$). No se observaron diferencias significativas para el tiempo de retardo y el tiempo de sostén. Cuando los parámetros se analizaron individualmente (la pierna derecha o la pierna izquierda), los resultados obtenidos difieren. En el desplazamiento radial máximo, la diferencia significativa ($P = 0,006$) se observó en el bíceps femoral de la pierna derecha, mientras las diferencias significativas en la pierna izquierda se encontraron en el tiempo de contracción ($P = 0,038$) y de relajación ($P = 0,012$), además de, una tendencia no significativa pero sugerente en el desplazamiento radial máximo ($P = 0,077$).

Los valores de la pierna izquierda y derecha y sus desviaciones estándar medias para el Tr , Tc , Tr , Ts y Dm del recto femoral antes y después del triatlón de ultra-resistencia son presentados en la Tabla 4. Una vez más, se observó un aumento en el control neural del músculo (aumento en tiempo de contracción, tiempo de retardo, tiempo de relajación y tiempo de sostén) y una disminución de la rigidez (aumento de la deformación máxima del vientre muscular). Para el recto anterior del muslo, la diferencia significativa entre las valoraciones antes y después del triatlón de ultra-resistencia se observaron en el tiempo de activación solamente ($P = 0,003$).

Tabla 3. Valores del bíceps femoral de ambas piernas con la media y desviación estándar de Tr , Tc , Tr , Ts y Dm antes y después del triatlón ultra-resistencia.

Variable	Antes (n = 19)	Después (n = 19)
Tiempo de Contracción	65.1 $\pm$ 22.1	77.4 $\pm$ 28.5 ^a
Deformación radial del músculo	10.8 $\pm$ 3.5	13.4 $\pm$ 4.6 ^b
Tiempo de respuesta o activación	44.1 $\pm$ 5.4	43.6 $\pm$ 5.6
Tiempo de mantenimiento	436.8 $\pm$ 68.1	472.1 $\pm$ 110.1
Tiempo de relajación	124.6 $\pm$ 33.8	151.8 $\pm$ 35.9 ^c

t-test: ^a $P = 0.008$; ^b $P = 0.006$; ^c $P = 0.011$.

Tabla 4. Valores del recto femoral de ambas piernas con la media y desviación estándar de *Tr*, *Tc*, *Tr*, *Ts* y *Dm* antes y después del triatlón ultra-resistencia.

Variable	Antes (n = 19)	Después (n = 19)
Tiempo de Contracción	63.5 ± 13.1	63.1 ± 8.3
Deformación radial del músculo	16.5 ± 3.3	16.7 ± 5.5
Tiempo de respuesta o activación	45.6 ± 4.1	42.8 ± 4.1 ^a
Tiempo de mantenimiento	233.7 ± 76.8	246.6 ± 85.4
Tiempo de relajación	142.0 ± 67.9	157.8 ± 73.9

t-test: ^aP = 0.003.

DISCUSIÓN

El objetivo principal de este estudio es mostrar como un *TLD* es un esfuerzo físico de gran impacto en el organismo que provoca una severa depresión de las capacidades funcionales de los músculos implicados en la actividad. Varias horas de natación, ciclismo y carrera, provoca una repetición intensa del ciclo estiramiento-acortamiento que, como ocurre en un *TLD*, tiene considerables efectos nocivos sobre la función neuromuscular. Tales resultados coinciden con los aportados por otros autores al estudiar la fatiga en esfuerzos de muy larga duración en los que la actividad era la carrera (Viitasalo, et al., 1982; Nicol et al., 1991; Millet et al., 2000; Millet et al., 2002) o el ciclismo (Hakkinen, and Komí, 1983; Gerdle et al., 1997; Crenshaw, et al., 1997; St Clair-Gibson et al., 2001). Esto ha sido fácilmente detectado en nuestro estudio mediante la técnica *TMG*.

En nuestra opinión, el desplazamiento radial del músculo, así como los valores de tiempo que proporciona la *TMG*, se han mostrado muy sensibles a la fatiga muscular y a la presión inicial que ejerce la punta del sensor sobre el músculo coincidiendo con las conclusiones expuestas por Krizaj et al. (2008) en un trabajo en el que se analiza la reproducibilidad a corto plazo de la *TMG*.

Los valores de *Tc* observados en *RF* y *BF*, en los sujetos de nuestra muestra, son superiores a 30 ms, lo que nos indica que son músculos con elevado predominio de fibra lenta (Dahmane et al., 2001) y por lo tanto altamente resistentes a la fatiga. Aun así, el importante impacto que supone pruebas tan prolongadas (9-12 horas) y extenuantes,

conlleva importantes niveles de fatiga en los músculos empleados. No obstante, la fatiga muscular se manifiesta de forma distinta en cada músculo evaluado. Ello se debe al nivel de participación de cada uno de los músculos examinados en los últimos momentos de la *TLD*. En nuestro estudio se refleja una mayor reducción funcional de la musculatura de la parte posterior de la pierna (*BF*), que la anterior (*RF*).

Debemos tener en cuenta que la participación de *RF* y *BF* varía, en forma e intensidad, durante las fases de bicicleta y carrera. En la carrera, última disciplina del *TLD*, los músculos isquiotibiales (semitendinoso, semimembranoso y bíceps femoral) no cumplen una función relevante en la acción de flexión de la articulación de la rodilla, ya que, como es fácil comprobar, en las carreras de larga duración la elevación del talón durante la fase de recobro es pequeña y poco intensa. La principal función de los músculos isquiotibiales, en este caso, es la de tracción sobre el suelo durante la fase de apoyo.

Durante esta fase los músculos isquiotibiales realizan una acción sinérgica con los músculos extensores de la articulación de la rodilla (recto femoral, vasto lateral interno y vasto lateral externo). En cualquier caso, la doble función de apoyo-extensión y de flexión de la articulación de la rodilla conlleva una fatiga evidente y significativa del *BF* que afecta a mecanismos neurales y morfo-funcionales y que se manifiestan en los parámetros de *TMG* ($\uparrow T_c$, $\uparrow T_r$, $\uparrow T_s$, $\downarrow T_d$ y $\uparrow D_m$). Estos resultados confirman los resultados encontrados por otros autores (Edman y Mattiazzi, 1981; Bigland-Ritchie, et al. 1986; Metzger y Moss, 1987; Colliander et al., 1988; Linssen, et al., 1991; Thompson et al., 1992; Karatzaferi et al., 2008).

Un aspecto interesante que revela los datos, es la existencia de una asimetría funcional en cada pierna durante la actividad física (Figura 2). La *TMG* nos muestra de forma clara que el trabajo muscular realizado por ambas piernas durante el *TLD* es diferente, lo que responde a errores técnicos del deportista y carencias condicionales de esta musculatura. Normalmente se realizará una actividad más intensa con el segmento dominante. A la larga esto supondría un elevado riesgo de lesión para el deportista. Pensamos que en atletas de máximo nivel, donde la técnica de carrera o pedaleo es mejor, estas diferencias deberían ser menos evidentes.

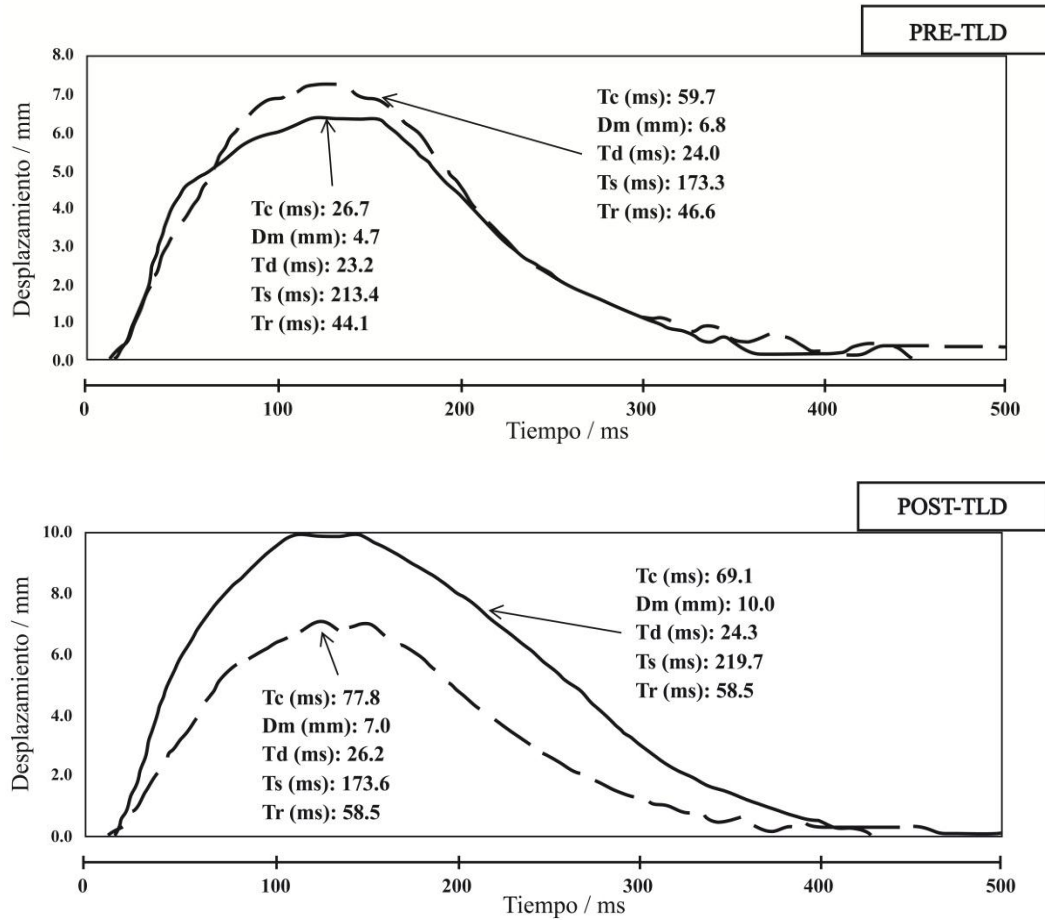


Figura 2: Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante *TMG* en el *BF* de ambas piernas (— derecha e --- izquierda) antes y después del triatlón de ultra-resistencia (*TLD*) para un participante que completó la carrera en 12 horas y 33 min. Deformación radial máxima o desplazamiento del vientre muscular (*Dm*), tiempo de contracción (*Tc*), tiempo de activación (*Td*), tiempo de sostén (*Ts*), y tiempo de relajación (*Tr*).

El otro músculo evaluado en este estudio fue el *RF*, músculo situado en la cara anterior del muslo que muestra la peculiaridad de ser el único, músculo del cuádriceps, involucrado en la flexión de la cadera, ya que es el único que se origina en la pelvis y no en el fémur. Esta característica morfológica hace que el *RF* cumpla, durante la carrera, funciones de soporte e impulso durante el contacto del pie trasero con el suelo y de músculo sinergista de la flexión de la articulación de la cadera (elevación del muslo). Durante la fase de soporte, el pie está en contacto con el suelo y soporta el cuerpo contra la gravedad. En la extensión de la articulación de la rodilla, el *RF* favorece el paso de la pierna libre hacia delante mediante la elevación del muslo. *RF* y otros músculos flexores de la cadera, junto a los músculos isquiotibiales, realizan la acción de recobro durante el pedaleo. El comportamiento de este músculo en el transcurso de los dos últimos tramos del *TLD* fue lo que nos llevó a seleccionar el *RF* frente a otras estructuras del cuádriceps.

El efecto de la fatiga muscular en *RF* fue, en nuestro caso, diferente al que encontramos y describimos con relación al *BF*. Apenas se observan cambios en *Tc*, *Tr*, *Ts* y *Dm*, mientras que sólo disminuye significativamente el tiempo de respuesta a la contracción ($\downarrow Td$; $P \leq 0.003$). Esto podría ser debido a que el *RF* sólo tiene una función relevante durante la fase de bicicleta, no siendo tan evidente durante la carrera a pie. Esto nos obliga a intentar evaluarlo en otra ocasión durante la segunda transición (bicicleta-carrera) de la prueba.

En resumen, la pérdida de capacidades contráctiles del músculo inducida por una carrera de larga distancia se refleja en cambios en la respuesta neuromuscular y alteraciones en la capacidad contráctil del músculo. Estas modificaciones derivadas de un esfuerzo prolongado y extenuante se pueden evaluar de forma sencilla, no invasiva y poco agresiva mediante la *TMG*.

En conclusión, esta investigación proporciona evidencia adicional de la importancia que tiene poder evaluar a nuestros deportistas durante el entrenamiento y/o la competición sin que el sujeto tenga que alterar sus rutinas habituales de trabajo o descanso. Todo ello sin que la calidad de la evaluación se vea mermada y disponiendo de una importante información de los efectos que en la musculatura provoca el proceso de entrenamiento utilizado.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer a Heather Adams y Gloria Perdomo Bautista, ULPGC, por la traducción de este artículo al Inglés.

BIBLIOGRAFÍA

1. Allen DG, Lamb GD & Westerblad H. (2008). Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*. 88: 287-332.
2. Allen DG & Westerblad H. (2001). Role of phosphate and calcium stores in muscle fatigue. *Journal Physiology*. 536: 657-665.
3. Bigland-Ritchie B, Furbush F & Woods JJ. (1986). Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *Journal Applied Physiology*. 61: 421-429.

4. Clarkson PM, Nosaka K & Braun B. (1992). Muscle function after exercise-induced muscle damage and rapid adaptation. *Medicine Science Sports Exercise*. 24, 512–520.
5. Colliander EB, Dudley GA & Tesch PA. (1988). Skeletal muscle fibre type composition and performance during repeated bouts of maximal, concentric contractions. *European Journal Applied Physiology and Occupational*. 58: 81–86.
6. Cooke R, Franks K, Luciani G & Pate E. (1988). The inhibition of rabbit skeletal muscle contraction by hydrogen ions and phosphate. *Journal Physiology*. 395: 77–97.
7. Coupland ME, Puchert E & Ranatunga KW. (2001). Temperature dependence of active tension in mammalian (rabbit psoas) muscle fibres: effect of inorganic phosphate. *Journal Physiology*. 536: 879–891.
8. Crenshaw AG, Karlsson S, Gerdle B & Friden J. (1997). Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low- vs. high-level isometric contractions to fatigue. *Acta Physiologica Scandinavia*. 160: 353-361.
9. Dahmane R, Knez N, Valencic V & Erzen I. Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. Book of Abstract: *Life Sciencies 2000*, Gozd Martuljek, Slovenia, September 28th to October 1st, 2000, pp./str. 29. 2000.
10. Dahmane R, Valencic V, Knez N & Erzen I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical and Biological Engineering Computing*. 39: 51-55.
11. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B & Valencic V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*. 38: 2451-2459.
12. Davies CTM & Thompson MW. (1986). Physiological responses to prolonged exercise in ultramarathon athletes. *Journal Applied Physiology*. 61: 611-617.
13. Debold EP, Dave H & Fitts RH. (2004). Fiber type and temperature dependence of inorganic phosphate: implications for fatigue. *American Journal Physiology*. 287: C673–C681.
14. Edman KAP & Mattiazzi AR. (1981). Effects of fatigue and altered pH on isometric force and velocity of shortening at zero load in frog muscle fibers. *Journal Muscle Research and Cell Motility*. 2: 321–334.

15. Fitts RH. (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiological Reviews*. 74: 49–94.
16. Fitts RH. (2006). The muscular system: fatigue processes. In: *Advanced Exercise Physiology*, edited by Tipton C. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, chapt. 8:178–196.
17. Gandevia SC. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*. 81: 1725–1789.
18. Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG & Friden J. (1997). The relationship between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. *Acta Physiology Scandinavia*. 160: 341–351.
19. Gibson H & Edwards RH. (1985). Muscular exercise and fatigue. *Sports Medicine*. 2(2): 120–132.
20. Hakkinen K & Komi PV. (1983). Electromyographic and mechanical characteristics of human muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions. *Electroencephalographic Clinical Neurophysiology*. 55: 436–444.
21. Howell JN, Chleboun G & Conatser R. (1993). Muscle stiffness, strength loss, swelling and soreness following exercise-induced injury in humans. *Journal of Physiology*. 464, 183–196.
22. Karatzaferi C, Franks-Skiba K & Cooke R. (2008). Inhibition of shortening velocity of skinned skeletal muscle fibers in conditions that mimic fatigue. *American Journal of Physiology*. 294: R948–R955.
23. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645–651.
24. Linssen W, Stegeman D, Joosten E, Merks JH, Ter Laak HJ, Binkhorst RA & Notermans S. (1991). Fatigue in type I fibre predominance: a muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and type II fibres. *Muscle Nerve*. 14: 829–837.
25. Metzger JM & Moss RL. (1987). Greater hydrogen ion-induced depression of tension and velocity in skinned single fibres of rat fast than slow muscles. *Journal of Physiology*. 393: 727–742.

26. Millet, G.Y., Lepers, R., Lattier, G., Martin, V., Babault, N. & Maffiuletti, N. (2000). Influence of ultra-long term fatigue on oxygen cost of two types of locomotion. *European Journal Applied Physiology*. 83: 376-380.
27. Millet GY, Lepers R, Maffiuletti NA, Babault N, Martin V & Lattier G. (2002). Alteration of neuromuscular function after an ultra-marathon. *Journal Applied Physiology*. 92: 486-492.
28. Newham DJ, Jones DA & Clarkson PM. (1987). Repeated high-force eccentric exercise: effects on muscle pain and damage. *Journal Applied Physiology*. 63: 1381–1386.
29. Nicol C, Komi PV & Marconnet P. (1991). Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance II: changes in force, integrated electromyographic activity and endurance capacity. *Scandinavian Journal Medicine Science Sports*. 1: 18-24.
30. Nosek TM, Fender KY & Godt RE. (1987). It is diprotonated inorganic phosphate that depresses force in skinned skeletal muscle fibers. *Science*. 236: 191–193.
31. Prasartwuth O, Taylor JL & Gandevia SC. (2005). Maximal force, voluntary activation and muscle soreness after eccentric damage to human elbow flexor muscles. *Journal Physiology*. 567: 337–348.
32. Radin EL. (1986). Role of muscles in protecting athletes from injury. *Acta Medica Scandinavia* 711 (Suppl.). 143–147.
33. Rodríguez-Matoso D, Quiroga ME, da Silva-Grigoletto M, Bautista P, Sarmiento S & García-Manso JM. (2009). Evaluación de la reproducibilidad de la TMG. Congreso Internacional de Ciencias del deporte de la UCAM. 17-19 de mayo de 2009. Murcia.
34. Rusu L, Cernaianu S, Vasilescu M, Baltac G, Ciocanescu D, Fortan C. (2009). Assessment of knee stability using neuromuscular measurement in soccer players. XVIII International Congress on Sports Rehabilitation And Traumatology.
35. Sargeant AJ, Hoinville E & Young A. (1981). Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *Journal Applied Physiology*. 51: 1175–1182.
36. Sayers SP, Peters BT, Knight CA, Urso ML, Parkington J & Clarkson PM. (2003). Short-term immobilization after eccentric exercise. Part I: contractile properties. *Meicined Science Sports Exercise*. 35: 753–761.

37. St Clair Gibson A, Schabert EJ & Noakes TD. (2001). Reduced neuromuscular activity and force generation during prolonged cycling. *American Journal Physiology Regulatory, Integrative, Comparative, Physiology*. 281: R187-R196.
38. Thompson LV, Balog EM, Riley DA & Fitts RH. (1992). Muscle fatigue in frog semitendinosus: alterations in contractile function. *American Journal Physiology Cell Physiology*. 262: C1500–C1506.
39. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of skeletal muscles dynamic properties. *Artific Organs*. 21: 240-242.
40. Valencic V, Djordjevic S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, Praprotnik U, Simunic B, Kersevan K, Bednarik J & Gomina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomiographic measurement method. *2000 Pre-Olympic Congress*, Brisbane, Australia, Abstract 507.
41. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tenziomiography: Detection of skeletal muscle response by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*. 1: 1-10.
42. Viitasalo JT, Komi PV, Jacobs I & Karlsson J. (1982). Effects of prolonged cross-country skiing on neuromuscular performance. *Exercise Sport Biology*. 12: 191-198.
43. Westerblad H, Allen DG, Bruton JD, Andrade FH & Lännergren J. (1998). Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiology Scandinavian*. 162: 253–260.

11.6. Estudio – VI

Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii

Journal of Electromyography and Kinesiology. 2012 Aug; 22(4):612-619.

ISSN: 1050-6411

García-Manso, JM.¹, **Rodríguez-Matoso, D.**¹, Sarmiento, S.¹, de Saa, Y.¹, Vaamonde, D.², Rodríguez-Ruiz, D.¹, Silva-Grigoletto, M.³

¹Departamento de Educación Física. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. España.

²Departamento de Ciencias Morfológicas. Facultad de Medicina. Universidad de Córdoba. Córdoba. España.

³Centro Andaluz de Medicina del Deporte. Córdoba. España.

INTRODUCCIÓN

Es un aspecto bien documentado que el comportamiento de un músculo cambia por efecto de la fatiga al realizar contracciones repetitivas y prolongadas. La aparición de la fatiga durante el ejercicio físico debe ser interpretada como la incapacidad del músculo o del organismo en conjunto para mantener la misma intensidad de trabajo y la calidad de los movimientos (Edwards, 1981; Bigland-Ritchie et al., 1983).

En sí misma, la fatiga es una necesidad intrínseca a la mejora del rendimiento siempre que la misma sea consecuencia de la aplicación de cargas bien diseñadas de entrenamiento. Esto conlleva que se provoquen alteraciones controladas al estado de equilibrio (homeostasis) en el que se encuentra el deportista (*fatiga aguda*), siendo necesario evitar sobrepasar la reserva máxima de respuesta que posee el organismo de cada deportista (*fatiga crónica*).

Por lo tanto, el estado deseable de fatiga puede ser un fenómeno transitorio, de origen multifactorial, causado por la actividad física. Los cambios de la función contráctil provocan una disminución gradual de la capacidad de generar fuerza muscular o la conclusión de una actividad sostenida.

La causa de la pérdida de la fuerza durante la fatiga muscular ha sido atribuida a diferentes mecanismos, desde el sistema nervioso central a la interacción entre las proteínas contráctiles de cada sarcómero. Los cambios bioquímicos, la disminución de reservas, las alteraciones neurales y las variaciones estructurales que se producen en esta situación comprometen la actividad muscular reduciendo su capacidad funcional.

Los músculos que se utilizan intensamente durante un ejercicio muestran una progresiva disminución del rendimiento que se recupera después de un período suficiente de descanso, en condiciones normales. La situación del deterioro depende de la tarea realizada, de su magnitud y de su origen, variando además, con el tipo, la duración y la intensidad de la actividad realizada (Bigland-Ritchie et al, 1983.; Tesch et al, 1990; Enoka y Stuart, 1992; Sacco et al, 2000; Gandevia, 2001; Hunter et al, 2003).

Existe un gran número de estudios sobre la fatiga muscular que basan la atención, normalmente, en los cambios del nivel de excitación eléctrica, también conocido como fatiga central o neural (Garland y Gossen, 2002; Amann y Dempsey, 2008), o en los cambios a nivel metabólico, también conocidos como fatiga muscular o fatiga periférica

(de Ruiter et al., 1999; Sejersted y Sjogaard, 2000). Los estudios que analizan los efectos de la fatiga en la respuesta mecánica del músculo son mucho más escasos (Bol et al 2011; Marini y Veicsteinas, 2010).

El objetivo de este estudio fue evaluar cómo afectan dos tipos diferentes de entrenamiento de la fuerza en la respuesta mecánica muscular (bíceps braquial) durante el entrenamiento y los primeros minutos de recuperación del ejercicio.

METODOLOGÍA

Participantes: 16 sujetos sanos moderadamente activos (Edad: 25.13 ± 2.64 años; Peso Corporal: 79.86 ± 8.88 kg; Estatura: 179 ± 7.36 cm) participaron voluntariamente en el estudio. Todos los sujetos fueron informados de los detalles del proceso experimental y sus riesgos asociados. Después, cada sujeto firmó un consentimiento informado previamente aprobado por el Comité Ético de Investigación de la ULPGC en línea con los criterios de la Declaración de Helsinki para la investigación relacionada con humanos.

Procedimiento experimental: La respuesta muscular fue evaluada en dos ejercicios diferentes de resistencia en el que los participantes realizaron dos protocolos de forma aleatoria. Las principales variables dependientes evaluadas fueron las propiedades mecánicas de la respuesta muscular, desplazamiento radial máximo del vientre muscular (Dm), tiempo de sostén (Ts), tiempo de relajación (Tr) y la velocidad de contracción (Vc). Las variables independientes fueron la resistencia en cada uno de los protocolos. Se dejó una semana de recuperación entre ambos protocolos.

Las propiedades contráctiles del bíceps braquial del brazo dominante se evaluaron, mientras el sujeto se situaba sentado con una flexión de 90° en la articulación humero-cubital, a una intensidad de estímulo constante (75 mA) con un dispositivo de TMG (TMG-BMC).

La TMG se utiliza para evaluar la rigidez muscular (Pisot et al., 2008) o estimar la composición muscular (Dahmane et al, 2001, 2005; Simunic et al., 2011) mediante la valoración de las propiedades contráctiles y la respuesta mecánica en los músculos superficiales. El punto de medición para cada músculo se determinó anatómicamente como el punto de máximo desplazamiento del vientre muscular, detectado mediante palpación durante una extensión del codo voluntaria del sujeto (Dahmane et al, 2001;

Simunic et al, 2003.; Valencic y Knez, 1997; Valencic et al, 2000, 2001). Asimismo, el sensor de desplazamiento (GK40, Panoptik, Ljubljana, Eslovenia) fue presionado por encima del vientre muscular perpendicularmente a la superficie del músculo (Fig. 1). Se utilizaron electrodos autoadhesivos bipolares (Compex Medical SA, Ecublens, Suiza) separados 4 cm de distancia desde el punto medio. La robustez de la herramienta y la reproducibilidad del método se ha evaluado en diferentes estudios (Dahmane et al, 2001; Krizaj et al, 2008; Rodríguez- Matoso et al, 2010; Simunic et al, 2003; Simunic y Valencic, 2001; Tous-Fajardo et al, 2010).

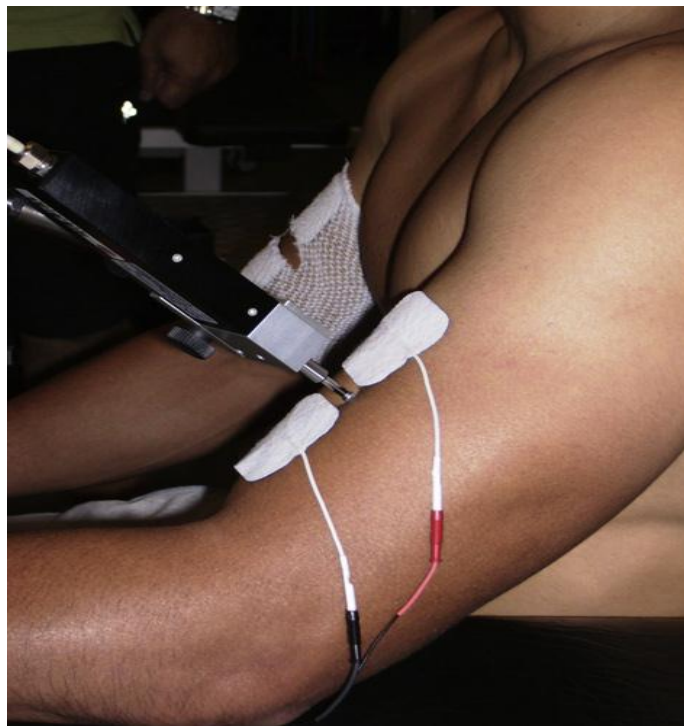


Figura 1. Posición del sistema de evaluación TMG.

Parámetros analizados:

Desplazamiento radial máximo (D_m): determinado por el desplazamiento radial del vientre del muscular expresado en milímetros, se utiliza para valorar la rigidez muscular.

Tiempo de sostén (T_s): el tiempo teórico en que la contracción se mantiene, se calcula mediante la determinación del período en el que la respuesta muscular sigue siendo superior al 50% de D_m . Tiempo de relajación (T_r): el tiempo en el que la respuesta del

músculo disminuye de 90% a 50% de Dm . Los parámetros mencionados anteriormente se muestran en la figura 2.

Velocidad de contracción (V_c): la velocidad de contracción media se calcula cuando Dm alcanza un valor de 2 mm ($\Delta Dm / dt$); En resumen, en primer lugar se representó gráficamente Dm contra t , V_c se calculó a partir del valor de Dm y el tiempo transcurrido para dicho intervalo de desplazamiento radial del músculo. La V_c se determina a partir de un desplazamiento de Dm equivalente a 2 mm ($\Delta DM / t$), cuando los valores registrados fueron inferiores o más de 2 mm, se realizó una interpolación para Dm y t (Fig. 3).

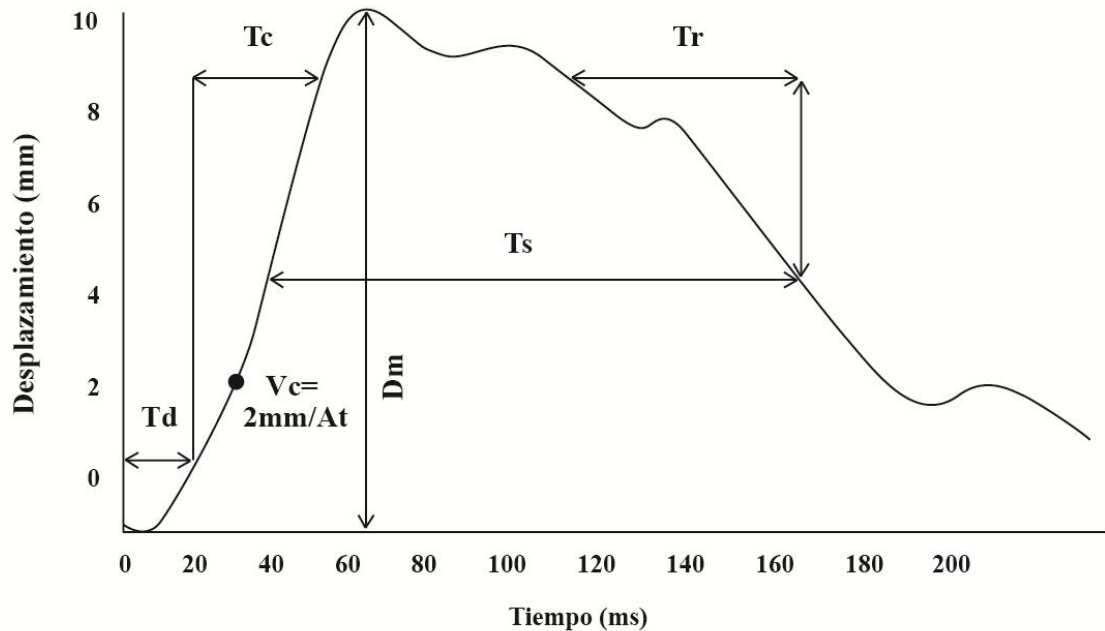


Figura 2. Gráfico de señal típica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico evaluada con TMG.

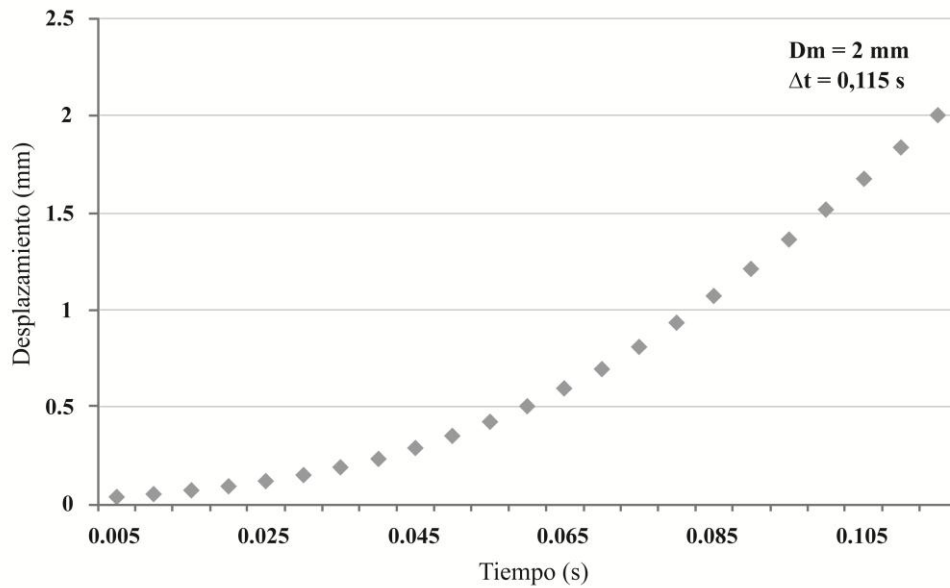


Figura 3. Interpolación de D_m y t para calcular V_c .

Protocolo de trabajo. Los protocolos de trabajo utilizados fueron dos tareas de entrenamiento de fuerza (*HV*: extensivo con cargas moderadas; *HL*: intensivo con cargas elevadas) para el entrenamiento con el ejercicio de curl de bíceps braquial (*BB*) con barra plana. Las diferencias entre ambos protocolos estaban en las diferencias de la carga trabajo, el número de series y el número de repeticiones por serie.

El primer protocolo (*HV*) consistía en realizar, con ritmo controlado, ocho series de quince repeticiones, recuperando 1 minuto entre serie, moviendo una carga de 10 kg (8 x 15 x 10 kg *rec.* 1'). El segundo protocolo (*HL*) consistía en realizar, también con ritmo controlado, cinco series de tres repeticiones recuperando 1 minuto, con una carga de 30 kg (5 x 3 x 30 kg *rec.* 1').

Todas las sesiones de entrenamiento fueron supervisadas por personal capacitado para ello. Para el ejercicio, los sujetos comenzaron a partir de una posición de pie con su torso erguido mientras sujetaban una barra guardando una distancia entre las manos igual a la anchura de los hombros, con un agarre supino y manteniendo los codos cerca del torso. Asimismo, mientras la parte superior de los brazos se mantiene inmóvil, los sujetos realizan una exhalación junto a la contracción del bíceps braquial. Los sujetos fueron instruidos para mover sólo los antebrazos. El movimiento continúa hasta que el bíceps braquial fue contraído por completo y la barra estaba a la altura del hombro.

Posteriormente, los sujetos comenzaron lentamente a devolver la barra a la posición inicial. El tiempo total para el movimiento era de tres segundos: 1,5 sg para la fase concéntrica y 1,5 sg para la fase excéntrica.

En las dos propuestas de entrenamiento, la primera medición se realizó en situación de reposo (antes de la 1ª serie y sin calentamiento previo). Los registros siguientes fueron realizados en los 30 segundos posteriores a la finalización de cada serie, colocando el sensor de deformación en el mismo punto de la toma anterior. Para ello, en la primera evaluación se fijó el punto de medida con un lápiz dermatográfico. Finalizadas las cinco series, y su posterior evaluación, se efectuaron cuatro registros más a los tres, seis, diez y quince minutos.

Análisis Estadístico

Se utilizaron métodos estadísticos tradicionales para calcular ambas medias y el error estándar de la media (*SEM*). La normalidad de las muestras se calculó con la prueba de Kolmogorov-Smirnov. El efecto de las diferentes intervenciones: protocolos *HL* o *HV* (variables independientes) en *Dm*, *Tr*, *Ts* y *Vc* (variables dependientes) se analizaron por medio de análisis de varianza (*ANOVA*) con medidas repetidas de dos factores dentro de: grupo y tiempo. Una corrección Sidak se utilizó para ajustar el valor *p* en relación con el número de contrastes que se realizaron. Un criterio $p \leq 0.05$ se utilizó para establecer la significación estadística. Para las pruebas estadísticas se utilizó la versión SPSS v17 (*SPSS Inc., Chicago, IL., EE.UU.*) para Windows.

RESULTADOS

El comportamiento de *Dm* y *Vc* se muestra en las Figuras 4 y 5 mientras que *Ts* y *Tr* se muestra en las Figuras 6 y 7. Desde la primera serie, se observó una disminución estadísticamente significativa en los valores de *Dm* en ambos protocolos con respecto a los valores de descanso (*HV*: disminución de 20,9%; *HL*: disminución de 17,4%). Esto significa que se produce un aumento de la rigidez muscular debido al efecto del ejercicio. Tal incremento en la rigidez continuó a través de las series restantes en *HV*, alcanzando una significación estadística ($p=0,004$, efecto tiempo); con respecto a *HL* donde se observó una disminución significativa durante las primeras tres series ($p=0,004$, efecto tiempo); a partir de la cuarta serie la respuesta se estabilizó, y no se observaron

diferencias estadísticamente significativas. Con respecto a la recuperación, es de destacar que fue más rápida, aunque incompleta, en *HV*. Al final de la recuperación (Rec. 15min), valores de *Dm* en *HL* todavía mostraban diferencias significativas con los valores obtenidos en reposo ($p=0,021$, véase la fig. 4).

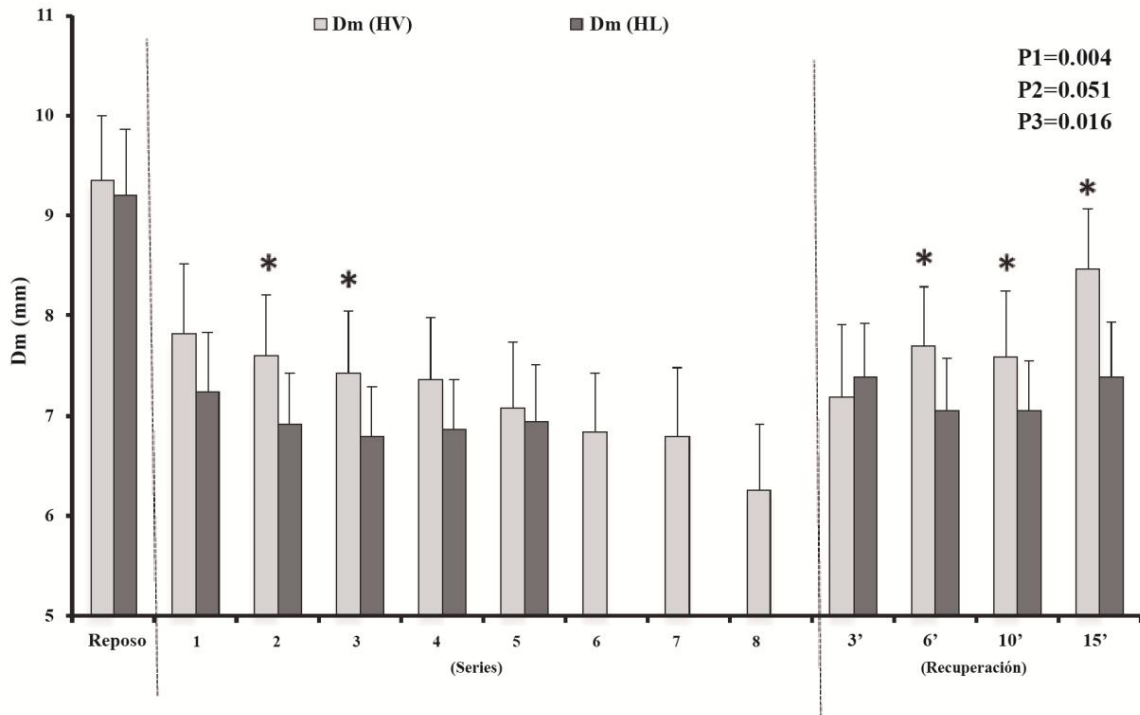


Figura 4. Comportamiento de los valores *Dm* en todas las series de los dos protocolos diferentes (*HV* y *HL*) y durante la fase de recuperación. Los valores son medias $\pm$ S.E.M., $n = 16$ sujetos. Hubo un efecto significativo del tiempo para *DM* ($p = 0,04$) como se determina por medidas repetidas ANOVA y el test post hoc Sidak. $P < 0,05$ en comparación con *HL*. P1 = efecto del tipo de tiempo; P2 = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; P3 = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio.

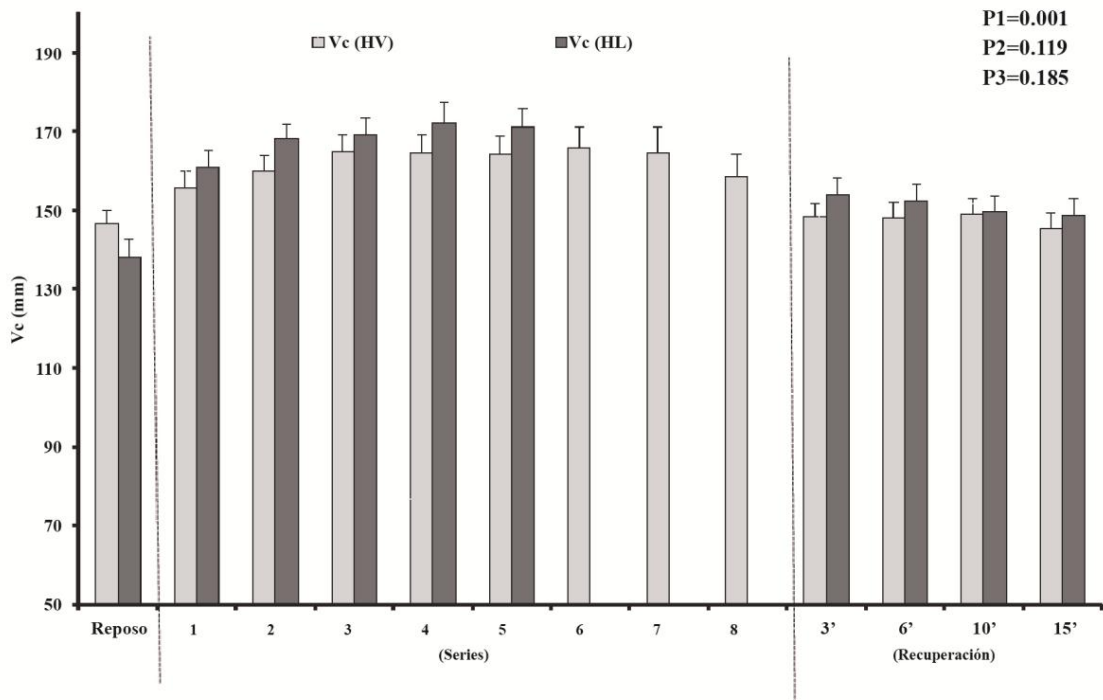


Figura 5. Comportamiento de los valores de V_c a través de todas las series en los dos protocolos diferentes (HV y HL) y durante la fase de recuperación. Los valores son medias $\pm$ S.E.M., $n = 16$ sujetos. Hubo un efecto significativo del tiempo de V_c , ($p = 0,05$) como se determina por medidas repetidas ANOVA y el test post hoc Sidak. $P < 0,05$ en comparación con HL . $P1$ = efecto del tipo de tiempo; $P2$ = efecto del tipo de protocolo de ejercicio, $P3$ = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio.

Los cambios mecánicos mostrados por el comportamiento de Dm son acompañados por el comportamiento similar de Ts y Tr , y también por una respuesta inversa de V_c . Sin embargo, se observaron ligeras diferencias entre cada uno de los protocolo de ejercicio. Tr disminuyó significativamente en HV ($p=0,001$, efecto tiempo); aunque había un ligero aumento en la quinta y sexta serie tratando de revertir la situación, hubo una disminución estadísticamente significativa adicional durante las dos últimas series del ejercicio. Por otro lado, en el HL , hubo una disminución estadísticamente significativa hasta la tercera serie seguida de un aumento en las cuarta y quinta series (véase la fig. 6). Ts disminuyó significativamente en HV ($8 \times 15 \times 10$ kg) como el número de repeticiones realizadas aumentó ($p=0,002$, efecto del tiempo), mientras que, en HL ($5 \times 3 \times 30$ kg), los valores se estabilizaron durante las dos últimas series (véase la fig. 7).

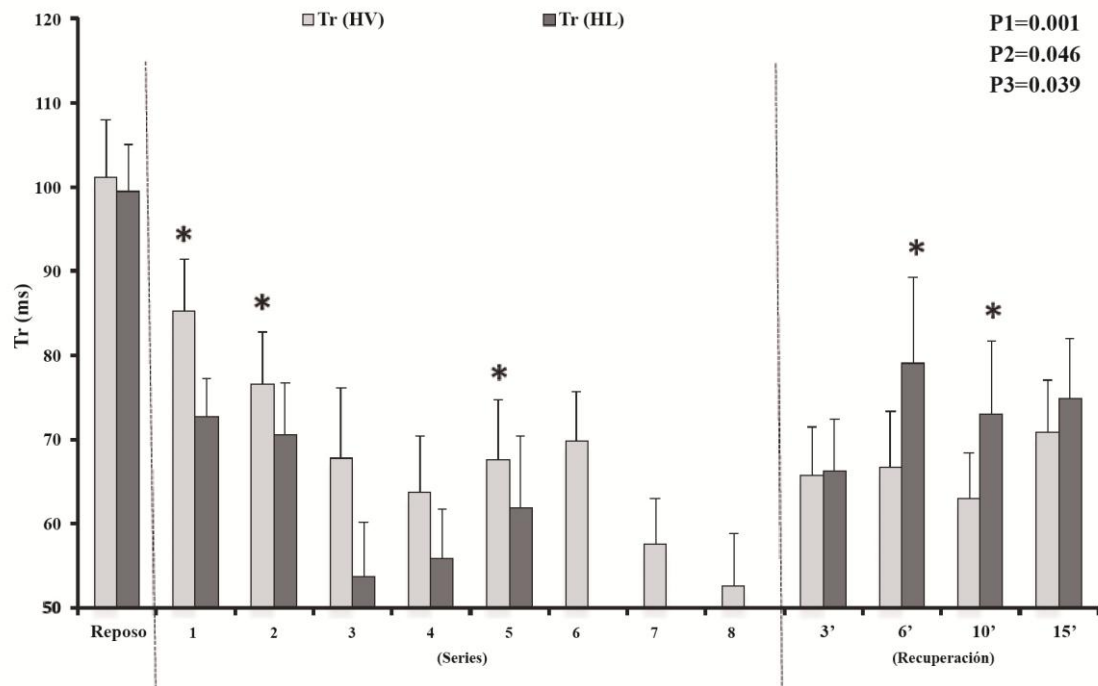


Figura 6. Comportamiento de Tr a lo largo de todas las series en ambos protocolos (HV y HL) y durante la fase de recuperación. Los valores son medias $\pm$ S.E.M., $n = 16$ sujetos. Hubo un efecto significativo del tiempo para Tr ($p = 0,001$) según lo determinado por las medidas repetidas ANOVA y test post hoc Sidak. $P < 0,05$ en comparación con HL . $P1 =$ efecto del tipo de tiempo; $P2 =$ efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3 =$ efecto del tipo de tiempo $\times$ protocolo de ejercicio.

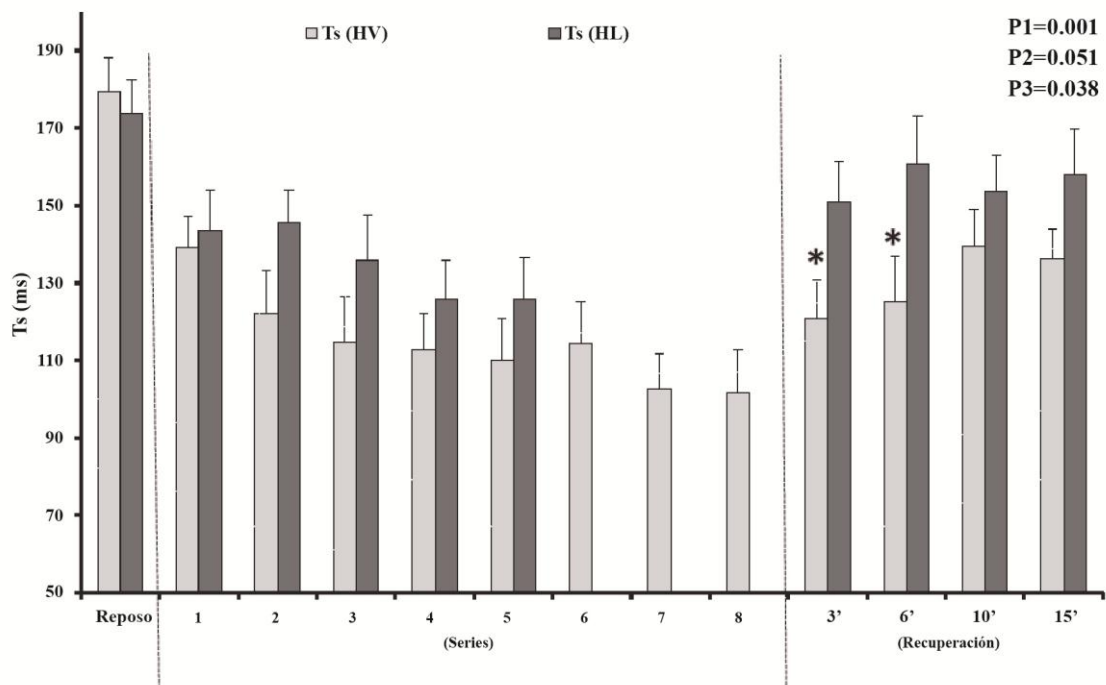


Figura 7. Comportamiento de Ts a lo largo de todas las series en ambos protocolos (HV y HL) y durante la fase de recuperación. Los valores son medias $\pm$ S.E.M., $n = 16$ sujetos. Hubo un efecto significativo del tiempo para Ts ($p = 0,002$) según lo determinado por las medidas repetidas ANOVA y test post hoc Sidak. $P < 0,05$ en comparación con HL . $P1 =$ efecto del tipo de tiempo; $P2 =$ efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3 =$ efecto del tipo de tiempo $\times$ protocolo de ejercicio.

Por el contrario, V_c aumentó significativamente en ambos entrenamientos ($p = 0,005$, efecto tiempo) mostrando un comportamiento similar pero con ligeras diferencias entre los diferentes protocolos (Fig. 5). V_c aumentó significativamente desde la primera a la tercera serie, llegando a estabilizarse entre la cuarta y la séptima, después de esta última, se observó una disminución (véase la Fig. 5.). V_c aumentó en HL de una manera estadísticamente significativa hasta la cuarta serie para disminuir más tarde durante la última.

DISCUSIÓN

Hemos estudiado la influencia de HV y HL , con repetidas contracciones en el músculo bíceps braquial humano, a través de dos diferentes protocolos de ejercicio de resistencia. Se observó en la respuesta muscular una potenciación inicial seguida por una fatiga leve. Sin embargo, los modelos de ejercicios empleados presentan ligeras variaciones con respecto a los cambios que provoca la fatiga en la respuesta muscular. Además, la TMG ha demostrado ser una técnica válida y no invasiva para evaluar la respuesta muscular durante un ejercicio con resistencia.

Mientras que los protocolos de ejercicios seleccionados para este estudio no implican fatiga severa para los sujetos, durante la fase final de ambos protocolos y especialmente en el trabajo de HL , se observan síntomas de aparición de la fatiga aguda que afecta a la respuesta muscular. Por otro lado, parece que la respuesta muscular fue más eficiente al final de la primera serie.

Durante la contracción muscular, la magnitud de la activación neuromuscular se regula a través de vías centrales descendentes y sensoriales a través de las vías reflejas, incluyendo grupos aferentes Ib de los órganos de Golgi en el complejo músculo-tendinoso y el grupo Ia y grupo II aferentes en los husos musculares (Gordon, 1991). La fuerza de producción se incrementa a menudo después de un breve período de actividad muscular, este fenómeno se denomina post-activación de la potenciación (Fowles y Green, 2003; Skurvydas y Zachovajevs, 1998). En el presente caso, como resultado de los ejercicios de fuerza utilizados, todo parece indicar que la potenciación post-activación era responsable de los cambios observados en la respuesta muscular al final de la primera serie. Este mecanismo se vuelve significativo con los cambios en V_c (aumento), Dm (disminución), Ts (disminución) y Tr (disminución).

Existe una correlación entre esta fuerza de potenciación y la fosforilación de la cadena ligera de la miosina reguladora (Sweeney et al., 1993). Durante la actividad muscular, después de cada potencial de acción, Ca^{2+} liberado forma el complejo de calcio/calmodulina, activando la enzima quinasa de las cadenas ligeras de miosina (Manning y Stull, 1982; Persechini et al, 1985; Sweeney et al, 1993). Esta enzima permite el estado de fosforilación de las cadenas ligeras de la miosina, todavía, el ciclo de fosforilación-desfosforilación tiene lugar durante cada activación muscular siendo relativamente lento. Este fenómeno puede implicar que el retorno a un estado de reposo se pueda retrasar por varios minutos después de terminar la contracción. La potenciación post-activación es generalmente más grande en las fibras de contracción rápida que en las fibras de contracción lenta (Sweeney et al., 1993).

Los cambios en la fosforilación de la cadena ligera de miosina así como las alteraciones en la viscoelasticidad muscular, determinan alteraciones estructurales en los músculos que se manifiestan como un incremento en su rigidez. *Dm* representa el desplazamiento radial del músculo e indirectamente evalúa la rigidez muscular. Hemos observado que este valor varía entre los sujetos en función de si ha sido o no entrenado. Por lo tanto, podemos pensar que el comportamiento de *Dm*, en respuesta al ejercicio de fuerza variará dependiendo de la carga de trabajo, el tiempo de recuperación entre las repeticiones y el tipo de contracción realizada.

Los valores bajos de *Dm* indican un tono muscular alto y excesiva rigidez en las estructuras musculares. Por otra parte, valores elevados indican una falta de tono muscular o la aparición de la fatiga muscular (Dahmane et al, 2001; Krizaj et al, 2008; Valencic et al, 2001). La fatiga se vuelve detectable cuando se comienza percibir cambios con respecto al comportamiento observado durante el primer ejercicio establecido (en reposo). Los niveles importantes de fatiga implican una disminución en *Vc* y aumentos en los otros tres parámetros (*Dm*, *Ts*, y *Tr*).

En los últimos años la evidencia científica implica la alteración del Ca^{2+} intracelular como el principal contribuidor de la fatiga muscular, tal es así que la tasa de liberación del retículo sarcoplásmico de Ca^{2+} se redujo notablemente después de contracciones musculares voluntarias extenuantes. Este mecanismo probablemente podría verse afectado por el Ca^{2+} del retículo sarcoplásmico y la liberación de todos los búferes de Ca^{2+} en la célula (Allen et al, 2008; Baylor y Hollingworth, 1998; Li y Handschumacher,

2002). Esta fatiga se asocia en parte a la regulación de la bomba $\text{Na}^+\text{-K}^+$ y a los cambios que conllevan en las concentraciones intracelulares y extracelulares de Na^+ y K^+ como lo demuestran diferentes estudios (Clausen, 2003; Kabbara et al, 2000; Sjogaard et al, 1985). Además, los cambios en la bomba $\text{Na}^+\text{-K}^+$ afectan al sarcolema y a los túbulos *T* despolarizando y disminuyendo la liberación de Ca^{2+} y alterando la respuesta muscular.

En el protocolo de *HV*, los procesos descritos se observaron en una forma menos intensiva, especialmente durante los primeros momentos, que en el *HL* protocolo. La razón de este fenómeno puede ser la magnitud de las cargas empleadas en cada caso. Sin embargo, al final de los conjuntos, los síntomas de fatiga intensa también se pudieron observar en el protocolo *HV*. Estos síntomas fueron detectados por cambios en las tendencias de los parámetros analizados (*Vc*, *Dm*, *Ts*, y *Tr*).

Estos parámetros varían, en su magnitud y en el momento de aparición, de acuerdo con el nivel físico de cada sujeto. Con un mayor volumen (120 repeticiones) y una menor carga (10 *kg*), se produce una mayor activación de las rutas metabólicas utilizadas para suministrar *ATP* y se acompaña de un gran aumento en la acumulación de los subproductos metabólicos que pueden ser el desencadenante principal de la fatiga muscular (Allen et al, 1995; Cady et al, 1989; Dawson et al, 1980; Fitts, 1994). En estos casos, cuando los receptores metabólicos se activan, existe una inhibición de la motoneurona vía refleja mediada por el pequeño diámetro del grupo III y IV del músculo (Bangsbo, 1996; Sinoway et al, 1993). Esta respuesta, muy probablemente, también provoca una reducción en la conducción voluntaria a través de la acción espinal y supraespinal (Duchateau et al, 2002; Gandevia, 2001).

Para los cambios provocados por la fatiga en el potencial de acción y la cadena ligera de la miosina reguladora de la activación, las alteraciones sufridas por la fibra en los mecanismos de relajación muscular deberían ser añadidas. La relajación de las células del músculo esquelético es un proceso complejo que implica cambios en el manejo de *SR* Ca^{2+} y la función de los enlaces cruzados (Allen et al., 2008). La fatiga del músculo esquelético se acompaña generalmente de una disminución progresiva de la relajación, que afecta el potencial generador de fuerza. Esta situación se observa especialmente cuando el músculo trabaja repetitivamente con tiempos de recuperación cortos entre cada movimiento, como lo que sucedió en los protocolos utilizados.

En ninguno de los protocolos diseñados existe una recuperación completa de T_s y Tr , donde los valores se recuperan después de 15 sg de la terminación del ejercicio (Fig. 3). La recuperación de T_s fue del 75,9% en el HV , y del 90,8% en el HL . La recuperación de Tr fue menos eficaz, alcanzando solamente valores de 70,1% y 75,2%, respectivamente. Lo mismo ocurrió con Dm (Fig. 2), donde la recuperación fue de 90,4% (HV) y 80,2% (HL). Por el contrario, para V_c , en ambos casos (Fig. 2), la recuperación fue completa 15 sg después de terminar el ejercicio. Sin embargo, la recuperación fue más rápida en HV , donde los valores se mostraron cerca de la normalidad tres minutos después de terminar la tarea. Esta situación indica que V_c tuvo un comportamiento similar al detectado en un estudio sobre la recuperación del nervio motor que, según Béliveau et al. (1991) recupera los valores iniciales de la frecuencia de impulso medio y la velocidad de conducción del nervio motor sólo unos minutos después de realizar un ejercicio de resistencia.

En resumen, se puede observar cómo la manifestación de la capacidad contráctil del músculo bíceps braquial varía significativamente debido a los efectos de la potenciación y la fatiga que conlleva el ejercicio durante las diferentes fases. La fatiga puede ser detectada por medio del análisis con TMG que nos ofrece, sobre todo los valores de Dm , V_c , T_s y Tr . Estos parámetros reflejan las alteraciones que se producen en el músculo en los niveles estructurales y neuronales. El comportamiento en estos parámetros es, en general, similar en ambos modelos de ejercicio utilizados (HV y HL), pero con sutiles diferencias entre ellos. En ambos casos, V_c aumentó durante el primer conjunto, mientras que Dm , T_s , y Tr disminuyeron. Cuando la fatiga comienza a aparecer, estos comportamientos se invierten, con el trabajo de alta carga que es el primero en mostrar este mecanismo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Abbate F, Sargeant AJ, Verdijk P & de Haan A. (2000). Effects of hightfrequency initial pulses and posttetanic potentiation on power output of skeletal muscle. *Journal Applied Physiology*. 88:35–40.
2. Allen DG, Lannergren J & Westerblad H. (1995). Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology*. 80:497–527.
3. Allen DG, Lamb GD & Westerblad H. (2008). Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*. 88(1): 287 - 332.

4. Amann M & Dempsey JA. (2008). Locomotor muscle fatigue modifies central motor drive in healthy humans and imposes a limitation to exercise. *Journal Physiology*. 586:161–73.
5. Bangsbo J. (1996). Physiological factors associated with efficiency in high intensity exercise. *Sports Medicine*. 22:299–305.
6. Baylor SM & Hollingworth S. (1998). Model of sarcomeric Ca^{2+} movements, including ATP Ca^{2+} binding and diffusion, during activation of frog skeletal muscle. *Journal of General Physiology*. 112: 297–316.
7. Beliveau L, Helal JN, Gaillard E, Van Hoecke J, Atlan G & Bouissou P. (1991). EMG spectral shift and ^{31}P -NMR-determined intracellular pH in fatigued human biceps brachii muscle. *Neurology*. 41:1998–2001.
8. Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC, Smith S, Woods JJ. (1983). Changes in motoneuron firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *Journal of Physiology*. 340:335–46.
9. Bol M, Stark H & Schilling N. (2011). On a phenomenological model for fatigue effects in skeletal muscles. *Journal Theoretical Biology*. 281:122–32.
10. Cady EB, Jones DA, Lynn J & Newham DJ. (1989). Changes in force and intracellular metabolites during fatigue of human skeletal muscle. *Journal Physiology*. 418: 311–25.
11. Clausen T. (2003). $\text{Na}^{+}\text{-K}^{+}$ pump regulation and skeletal muscle contractility. *Physiology Review*. 83: 1269–1324.
12. Dahmane R, Valencic V, Knez N & Erzen I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical and Biological Engineering Computing*. 39: 51-55.
13. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B & Valencic V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*. 38: 2451-2459.
14. Dawson RM, Hemington N & Irvine RF. (1980). The inhibition and activation of Ca^{2+} dependent phosphatidylinositol phosphodiesterase by phospholipids and blood plasma. *European Journal of Biochemistry*. 112: 33–8.
15. de Ruyter CJ, Jones DA, Sargeant AJ & de Haan A. (1999). Temperature effect on the rates of isometric force development and relaxation in the fresh and fatigued human adductor pollicis muscle. *Experimental Physiology*. 84:1137–50.

16. Duchateau J, Balestra C, Carpentier A & Hainaut K. (2002). Reflex regulation during sustained and intermittent submaximal contractions in humans. *Journal Physiology*. 541: 959–67
17. Edwards RH. (1981). Human muscle function and fatigue. *Ciba Found Symp*. 82: 1–18.
18. Enoka RM & Stuart DG. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal Applied Physiology*. 72: 1631–48.
19. Fitts RH. (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiology Review*. 74: 49–94.
20. Fowles JR & Green HJ. (2003). Coexistence of potentiation and low-frequency fatigue during voluntary exercise in human skeletal muscle. *Canadian Journal Physiology and Pharmacology*. 81: 1092–100.
21. Gandevia SC. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiology Review*. 81: 1725–89.
22. Garcia-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, de Saa Y, Sarmiento S & Quiroga ME. (2011). Assessment of muscle fatigue after an ultraendurance triathlon using Tensiomyography (TMG). *Journal Sport Science*. 29: 619–25.
23. Garland SJ & Gossen ER. (2002). The muscular wisdom hypothesis in human muscle fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 30: 45–9.
24. Gordon J. (1991). Spinal mechanisms of motor coordination. In: *Principles of Neural Science* (3rd edition), edited by Kandel ER, Schwartz JH, and Jessell TM. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, pp: 581-595.
25. Hunter SK, Lepers R, MacGillis CJ & Enoka RM. (2003). Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. *Journal Applied Physiology*. 94: 2439–47.
26. Kabbara AA, Nguyen LT, Stephenson GMM & Allen DG. (2000). Intracellular calcium during fatigue of cane toad skeletal muscle in the absence of glucose. *Journal Muscle Research and Cell Motility*. 21: 481–489.
27. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645-651.

28. Li W & Handschumacher RE. (2002). Identification of two calcineurin B-binding proteins: tubulin and heat shock protein 60. *Biochim Biophys Acta* 2002. 1599: 72–81.
29. Manning DR & Stull JT. (1982). Myosin light chain phosphorylation–dephosphorylation in mammalian skeletal muscle. *American Journal of Cell Physiology*. 242: 234–41.
30. Marini M & Veicsteinas A. (2010). The exercised skeletal muscle: a review. *European Journal Translational Myology*. 20(3):105–20.
31. Persechini A, Stull JT & Cooke R. (1985). The effect of myosin phosphorylation on the contractile properties of skinned rabbit skeletal muscle fibers. *Journal Biology Chemistry*. 260: 7951–4.
32. Pisot R, Narici MV, Simunic B, De Boer M, Seynnes O & Jurdana M. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed-rest. *European Journal Applied Physiology*. 104(2): 409–14.
33. Rassier DE. (2000). The effects of length on fatigue and twitch potentiation in human skeletal muscle. *Clinical Physiology*. 20:474–82.
34. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, Da Silva-Grigoletto ME & Garcia-Manso JM. (2010). Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3: 81–6.
35. Rusu L, Cernaianu S, Vasilescu M, Baltac G, Ciocanescu D & Fortan C. (2009). Assessment of knee stability using neuromuscular measurement in soccer players. XVIII International Congress on Sports Rehabilitation and Traumatology, Italy. p. 98–99.
36. Sacco P, Thickbroom GW, Byrnes ML & Mastaglia FL. (2000). Changes in corticomotor excitability after fatiguing muscle contractions. *Muscle Nerve*. 23: 1840–6.
37. Sejersted OM & Sjogaard G. (2000). Dynamics and consequences of potassium shifts in skeletal muscle and heart during exercise. *Physiological Reviews*. 80: 1411–81.
38. Simunic B. & Valencic V. (2001). Non-invasive selective measurement of M. vastus medialis and M. vastus lateralis contractile properties at different knee angles. In: Proceedings of the tenth electrotechnical and computer science conference ERK, vol.

- B, Portoroz, Slovenia, Ljubljana: IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE; 24–26 September 2001. p. 363–66.
39. Simunic B. (2003). *Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles*. Doctoral Thesis. Ljubljana.
 40. Simunic B, Rozman S & Pisot R. (2005). Detecting the velocity of the muscle contraction. In: III International symposium of new technologies in sports, Sarajevo.
 41. Simunic B, Degens H, Rittweger J, Narici M, Mekjavic IB & Pisot R. (2011). Noninvasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. *Medicine & Science Sports Exercise*. doi:10.1249/MSS.0b013e31821522d0.
 42. Sinoway LI, Hill JM, Pickar JG & Kaufman MP. (1993). Effects of contraction and lactic acid on the discharge of group III muscle afferents in cats. *Journal Neurophysiology*. 69: 1053–9.
 43. Sjogaard G, Adams RP & Saltin B. (1985). Water and ion shifts in skeletal muscle of humans with intense dynamic knee extension. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 248: R190–R196.
 44. Skurvydas A & Zachovajevs P. (1998). Is post-tetanic potentiation, low frequency fatigue (LFF) and pre-contraction depression (PCD) coexistent in intermittent isometric exercises of maximal intensity? *Acta Physiologica Scandinavica*. 164:127–33.
 45. Smith IJ & Hunter AM. (2006). The Effect of titanic stimulated induced fatigue on the relationship between TMG and force production of the gastrocnemius medialis. *Medicine Science Sports Exercise*. 38(5):S179–80.
 46. Sweeney HL, Bowman BF & Stull JT. (1993). Myosin light chain phosphorylation in vertebrate striated muscle: regulation and function. *American Journal Physiology*. 264:C1085–95.
 47. Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR, Hather BM & Harris RT. (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiology Scandinavica*. 138:263–71.
 48. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jimenez S, Usach R, Doutres DM & Maffiuletti NA. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using noninvasive tensiomyography. *Journal Electromyography Kinesiology*. 20:761–6.
 49. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of skeletal muscles dynamic properties. *Artificial Organs*. 21: 240–242.
-

50. Valencic V, Djordjevic S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, Praprotnik U, Simunic B, Kersevan K, Bednarik J & Gomina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomiographic measurement method. *2000 Pre-Olympic Congress*, Brisbane, Australia, Abstract 507.
51. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tenziomiography: Detection of skeletal muscle response by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*. 1: 1-10.

11.7. Estudio – VII

Mechanical response of the flexor and extensor muscles of the knee in Bodyboarders of high level during the competition

(*In Press*). Revista Brasileira de Medicina do Esporte

Rodríguez-Matoso, D., Mantecón, A., Barbosa-Almeida, E., Sarmiento, S., García-Manso, J.M., Rodríguez-Ruiz, D.

INTRODUCCIÓN

El bodyboard o bodyboarding es una modalidad del surfing que consiste en el deslizamiento (tumbado o prone, con un pierna arrodillada o drop knee y totalmente de pie) sobre la superficie de una ola con una tabla de espuma sintética de alrededor de 1 metro de largo llamada boogie o tabla de bodyboard.

Durante los últimos años este deporte ha tenido una elevada aceptación entre la juventud española aficionada a los deportes de olas siendo de los más practicados en las costas del archipiélago canario. Esto ha motivado que las competiciones sean cada vez más frecuentes y con un nivel más elevado entre sus participantes. Como consecuencia, lograr un buen rendimiento exige a sus practicantes una condición física más elevada, obligando a los bodyboarders a dedicar más tiempo al trabajo condicional fuera del agua.

Al ser una disciplina relativamente nueva, no es fácil encontrar trabajos científicos que den evidencias sobre las demandas condicionales, fisiológicas, biomecánicas o psicológicas de la misma.

Además, para poder profundizar en su comprensión debemos tener en cuenta que cada competición se realiza en unas condiciones ambientales diversas (incertidumbre del medio) y en lugares donde la ola presenta características significativamente diferentes (Guisado, 2003; Méndez-Villanueva et al., 2010). Estas circunstancias dificultan aún más el desarrollo de trabajos de investigación específicos para este tipo de modalidades deportivas.

Entender las características que rodean a la competición nos ayuda a controlar, planificar e individualizar las cargas de entrenamiento, así como, entender las exigencias específicas que demanda esta modalidad deportiva. En el bodyboard en particular, las acciones técnicas, su encadenamiento y el momento en el que se realizan durante el deslizamiento sobre la ola, son las que van a marcar la posibilidad de obtener una mejor o peor valoración por parte de los jueces de competición (Lowdon et al., 1996, Méndez-Villanueva et al., 2005a y 2006).

En todas las disciplinas de deslizamiento en olas (surfing), existen dos fases claramente diferenciadas: la remada, acción que se realiza justo antes de comenzar el deslizamiento para llegar al punto donde comienza la ola y para adecuarse a su

velocidad, y las acciones técnicas, que se realizan durante el deslizamiento en la ola (Meir et al., 1991, Lowdon & Lowdon, 1998, Méndez-Villanueva et al., 2005a y 2005b). Ambas representan dos aspectos fundamentales de la competición a las que, desde el punto de vista de las exigencias físicas, debemos añadir la duración de las mangas, la táctica de competición, el uso de implementos (tabla y las aletas) y la posición que toma el deportista sobre la tabla (Gómez et al., 2000).

De esta forma podremos comprender como la fatiga inherente a la competición incide sobre el rendimiento del deportista, provocando alteraciones en el estado de las estructuras musculares empleadas a nivel estructural y neuromuscular, alterando su rigidez, la velocidad de conducción del estímulo y su velocidad de contracción (Enoka & Stuart, 1992; Allen et al., 1995; Fitts & Balog, 1996; Westerblad et al., 2000; Gibson et al., 2001; Rassier & Macintosh, 2002).

Durante la práctica del bodyboard, las piernas toman importancia durante la remada y justo antes del momento de comenzar el deslizamiento sobre la ola, aunque varía según las condiciones ambientales o el estado de forma del deportista. Por el contrario, mediante la acción de los brazos el deportista podrá realizar varias acciones técnicas encadenando una con otra durante el deslizamiento en la ola. Por este motivo y aunque los cambios pueden manifestarse en diferentes grupos musculares, destacamos por su trascendencia técnica el trabajo que realizan los músculos flexores y extensores de las articulaciones de la rodilla y tobillo, frente a los músculos de la extremidad superior y los erectores de la columna vertebral.

El objetivo de nuestro estudio es evaluar los efectos que la fatiga provoca en los músculos extensores (Recto Femoral, Vasto Lateral y Vasto Medial) y flexores (Bíceps Femoral y Semitendinoso) de la rodilla durante una competición de Bodyboard de alto nivel utilizando la tensiomiografía (TMG). Para ello analizamos la evolución que sufre la respuesta muscular antes y después de una manga de 20 minutos durante una competición oficial.

MÉTODO

Muestra: Se estudiaron a 11 bodyboarders masculinos (Edad: 28.17 ± 2.89 años; Peso Corporal: 74.83 ± 6.13 kg; Estatura: 179.25 ± 3.93 cm; IMC: 23.29 ± 1.81) altamente experimentados (Años de práctica: 15 ± 4.65), todos ellos participantes en

la fase final del Campeonato de España 2010 celebrado en el Agujero (Gran Canaria, Islas Canarias). Los participantes fueron informados de las características del estudio y firmaron el consentimiento escrito, siguiendo los criterios de la Declaración de Helsinki para la investigación con seres humanos.

Características de la competición: Se realizó mediante la forma de mangas, de 20 minutos de duración y puntuando las diez mejores olas. Partiendo desde octavos de final, cuartos, semifinales y final. De las cuales se evaluó a los sujetos de nuestra muestra durante la primera parte (octavos de final), celebrada con las siguientes características ambientales (Tabla 1):

Tabla1. Características ambientales en las que se desarrollaron la competición.

<i>Condicionante ambiental</i>	<i>Rango</i>
• Temperatura ambiente:	19 - 21° C
• Temperatura del agua:	18 -22° C
• Tamaño de la ola:	1 – 1 ½ metros
• Duración de la ola:	6 a 9 segundos
• Dirección de la ola:	Derecha
• Distancia de remada:	40 - 50 metros
• Duración de la manga	20 minutos

Materiales. La evaluación de la respuesta muscular se hizo mediante *TMG*. Esta técnica consiste en colocar un sensor de deformación perpendicularmente sobre el vientre del músculo estudiado, siguiendo las instrucciones del fabricante (Simunic & Valencic, 2001).

La *TMG* mide la respuesta muscular mediante un sensor de desplazamiento colocado sobre el vientre muscular del músculo seleccionado, asegurándonos de que se encuentra situado perpendicularmente al vientre muscular (Valencic &

Knez, 1997; Rodríguez-Matoso 2010b) y con la posición del segmento a evaluar siguiendo las recomendaciones del fabricante (Djorjevic et al., 2000, Simunic & Valencic, 2001, Gorelick & Brown, 2007). Para provocar la contracción se aplica una corriente eléctrica bipolar (110 mA) de un milisegundo de duración, a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo, no afectando a los tendones de inserción (Knez & Valencic, 2000; Valencic, 2002; Simunic, 2003) y con una pausa entre estímulo para evitar el fenómeno de activación post-tetánica (Belic et al., 2000; Simunic, 2003; Rodríguez-Matoso, et al. 2010a).

En todas las mediciones se determinó, para cada músculo y sujeto, los siguientes parámetros: Tiempo de Contracción (T_c); Deformación o desplazamiento radial máximo del vientre muscular (D_m), Velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}), Tiempo que mantiene la contracción (T_s) y Tiempo de relajación (T_r).

La reproducibilidad del método y la validez del protocolo experimental utilizado (TMG) ha sido evaluada en diferentes trabajos presentándose como una herramienta de alta precisión (Dahmane et al., 2000; Belic et al., 2000; Simunic & Valencic, 2001; Simunic, 2003; Krizaj, 2008; Tous-Fajardo et al., 2010; Rodríguez-Matoso et al., 2010b).

Criterio de evaluación. La evaluación de la respuesta muscular se hizo mediante TMG antes y después de la manga de octavos de final de la competición, en los músculos extensores (Recto Femoral, Vasto Lateral y Vasto Medial) y flexores (Bíceps Femoral y Semitendinoso) de las articulaciones de ambas rodillas. La metodología empleada se basó en el registro de datos antes del calentamiento fuera del agua y una hora antes de la competición. Se marcó el punto exacto de la colocación del sensor mediante un lápiz dermográfico resistente al agua para asegurarnos que fuera el mismo punto de evaluación antes y después de la competición. La valoración realizada después de la competición fue nada más salir del agua y de que el deportista se hubiera secado.

Tratamiento estadístico. Tras una prueba de normalidad (Shapiro-Wilk) se hizo una comparación de medias para muestras en las dos condiciones evaluadas (pre y post). Se utilizó una *t-student* para los datos paramétricos y el ajuste de Wilcoxon para los datos no paramétricos (nivel de significación de $p \leq 0.05$). El cálculo del

tamaño del efecto (*TE*) se realizó mediante el *delta de Glass* (Thomas et al., 2005). Para el tratamiento estadístico se utilizó el paquete SPSS-v17 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

RESULTADOS

De forma global podemos señalar que, excepto en la musculatura implicada en acciones técnicas concretas para la realización de maniobras radicales, se observa una tendencia generalizada a la disminución en los valores de *Tr* y *Ts*, un mantenimiento del valor de *Dm* y un ligero aumento de la *Vrn* (Tablas 1 - 4).

Encontramos un descenso del tiempo de mantenimiento de la contracción (*Ts*) después de la manga de competición en los músculos *RF*, *VL*, *VM* y *ST* de ambas piernas (Tabla 2), siendo estadísticamente significativo en *VL* de la pierna derecha ($p=0,05$; $TE=-0,42$) y *ST*, tanto en la pierna derecha ($p=0,013$; $TE=-0,76$) como en la izquierda ($p=0,015$; $TE=-0,85$).

Tabla 2: Comportamiento del tiempo de mantenimiento de la contracción (*Ts*) en milisegundos para los músculos extensores (*RF*, *VL* y *VM*) y flexores (*BF* y *ST*) de la rodilla evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$).

Ts (ms)	Pierna derecha			Pierna izquierda		
	Pre (SD)	Post (SD)	p (TE)	Pre (SD)	Post (SD)	p (TE)
Recto Femoral	133,5 ($\pm 58,1$)	95,3 ($\pm 32,9$)	0,067 (-0,66)	106,6 ($\pm 55,7$)	79,5 ($\pm 39,7$)	0,213 (-0,79)
Vasto Lateral	107,7 ($\pm 79,3$)	77,5 ($\pm 67,4$)	0,248 (-0,38)	87,4 ($\pm 44,4$)	68,9 ($\pm 44,4$)	0,050* (-0,42)
Vasto Medial	175,8 ($\pm 27,7$)	169,8 ($\pm 39,9$)	0,374 (-0,10)	189,3 ($\pm 27,7$)	203,2 ($\pm 66,2$)	0,859 (0,50)
Bíceps Femoral	207,1 ($\pm 72,5$)	206,7 ($\pm 57,9$)	0,929 (-0,01)	199,0 ($\pm 61,8$)	197,1 ($\pm 66,9$)	0,722 (-0,03)
Semitendinoso	191,7 ($\pm 61,6$)	144,5 ($\pm 20,1$)	0,013* (-0,76)	161,7 ($\pm 24,8$)	140,5 ($\pm 13,9$)	0,015* (-0,85)

También, se observa un descenso del tiempo de relajación (*Tr*) en la musculatura extensora analizada (*RF*, *VL* y *VM*), que alcanza niveles de significación estadística en el caso del *VM* de la pierna derecha ($p=0,021$; $TE=-0,46$). Tal comportamiento no se repite en el caso de las estructuras musculares encargadas de la flexión (*BF* y *ST*) de la articulación rodilla (Tabla 3).

Tabla 3. Comportamiento del tiempo de relajación (Tr) en milisegundos para los músculos extensores (RF , VL y VM) y flexores (BF y ST) de la rodilla evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$).

Tr (ms)	Pierna derecha			Pierna izquierda		
	Pre (SD)	Post (SD)	p (TE)	Pre (SD)	Post (SD)	p (TE)
Recto Femoral	91,8 ($\pm 57,5$)	55,3 ($\pm 28,8$)	0,067 (-0,63)	67,4 ($\pm 52,8$)	43,6 ($\pm 37,1$)	0,286 (-0,45)
Vasto Lateral	73,5 ($\pm 72,8$)	47,7 ($\pm 61,4$)	0,248 (-0,35)	55,5 ($\pm 43,5$)	39,2 ($\pm 39,8$)	0,110 (-0,37)
Vasto Medial	67,7 ($\pm 50,7$)	44,5 ($\pm 34,2$)	0,021* (-0,46)	67,3 ($\pm 45,7$)	81,7 ($\pm 75,4$)	0,594 (0,31)
Bíceps Femoral	69,9 ($\pm 41,3$)	66,4 ($\pm 48,3$)	0,861 (-0,09)	73,8 ($\pm 34,9$)	72,5 ($\pm 50,3$)	0,657 (-0,04)
Semitendinoso	56,5 ($\pm 30,3$)	61,1 ($\pm 30,3$)	0,859 (0,15)	62,2 ($\pm 23,3$)	60,5 ($\pm 24,2$)	0,807 (-0,07)

El máximo desplazamiento radial (Dm) de los músculos analizados tiende a aumentar al final de la manga de competición (Tabla 3) junto a la Velocidad de Respuesta Normalizada (Vrn) (Tabla 4) que muestra diferencias estadísticamente significativas en RF de la pierna derecha ($p=0,030$; $TE=0,86$) y ST de la pierna izquierda ($p=0,002$; $TE=1,32$).

Tabla 4. Comportamiento del desplazamiento radial máximo (Dm) en milímetros en los músculos extensores (RF , VL y VM) y flexores (BF y ST) de la rodilla evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$).

Dm (mm)	Pierna derecha			Pierna izquierda		
	Pre (SD)	Post (SD)	p (TE)	Pre (SD)	Post (SD)	p (TE)
Recto Femoral	8,5 ($\pm 2,2$)	8,6 ($\pm 1,6$)	0,891 (0,05)	7,4 ($\pm 2,4$)	8,2 ($\pm 1,5$)	0,338 (0,32)
Vasto Lateral	4,7 ($\pm 1,4$)	5,2 ($\pm 1,6$)	0,274 (0,36)	5,3 ($\pm 1,6$)	5,4 ($\pm 1,2$)	0,863 (0,05)
Vasto Medial	6,7 ($\pm 2,1$)	7,9 ($\pm 1,2$)	0,075 (0,55)	6,8 ($\pm 1,6$)	7,8 ($\pm 1,5$)	0,052 (0,60)
Bíceps Femoral	4,8 ($\pm 2,3$)	4,2 ($\pm 1,8$)	0,589 (-0,22)	6,6 ($\pm 2,5$)	6,6 ($\pm 2,1$)	0,957 (0,02)
Semitendinoso	7,2 ($\pm 2,5$)	8,1 ($\pm 1,6$)	0,219 (0,35)	9,2 ($\pm 3,5$)	9,5 ($\pm 2,1$)	0,722 (0,07)

Tabla 5. Comportamiento la Velocidad de Respuesta Normalizada (Vrn) en milímetros por segundo en los músculos extensores (*RF*, *VL* y *VM*) y flexores (*BF* y *ST*) de la rodilla evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$).

Vrn (ms)	Pierna derecha			Pierna izquierda		
	Pre (SD)	Post (SD)	<i>p</i> (TE)	Pre (SD)	Post (SD)	<i>p</i> (TE)
Recto Femoral	24,3 (±3,2)	27,0 (±3,8)	0,030* (0,86)	24,1 (±4,2)	24,7 (±3,6)	0,525 (0,14)
Vasto Lateral	29,4 (±4,1)	31,9 (±4,4)	0,083 (0,60)	31,6 (±1,9)	32,2 (±4,5)	0,347 (0,30)
Vasto Medial	30,1 (±5,8)	31,8 (±2,4)	0,296 (0,31)	28,5 (±5,4)	30,5 (±4,5)	0,127 (0,37)
Bíceps Femoral	30,6 (±10,8)	35,8 (±11,1)	0,295 (0,48)	22,4 (±7,4)	24,6 (±7,4)	0,278 (0,30)
Semitendinoso	20,6 (±4,5)	18,8 (±2,7)	0,239 (-0,40)	17,1 (±2,2)	20,1 (±4,3)	0,002* (1,32)

DISCUSIÓN

El Bodyboard es un deporte intermitente realizado en un entorno cambiante e impredecible donde se unen dos fases claramente diferenciadas en el modelo técnico (remada y deslizamiento en la ola) e intensidad de trabajo realizado. En todo momento, la musculatura de las piernas está implicada en el desplazamiento y en la búsqueda de mejor colocación en la zona de competición y selección de la ola adecuada.

En consecuencia, observamos que, en los sujetos de nuestro estudio se producen cambios en la respuesta de los músculos flexores y extensores de la articulación de la rodilla como consecuencia de exigencias propias de la competición. Estas alteraciones pueden haber sido causadas por la fatiga aguda observada en las estructuras musculares más activas durante la última fase de la competición.

La activación de la musculatura esquelética, de forma repetida, provoca una deficiencia funcional que se manifiesta mediante alteraciones en el estado del músculo y la respuesta neuromuscular, alterando su rigidez, la velocidad de conducción del estímulo y su velocidad de contracción (Enoka & Stuart, 1992; Allen et al., 1995; Fitts & Balog, 1996; Westerblad et al., 2000; Gibson et al., 2001; Rassier & Macintosh, 2002).

En este sentido, las características de la competición de esta modalidad deportiva corresponde a esfuerzos de corta duración y alta intensidad cuando el bodyboarder se encuentra dentro de la ola, donde ha de encadenar una serie de maniobras de mayor o menor complejidad y radicalidad para obtener mayor puntuación, con períodos de mayor duración y menor intensidad que representa el espacio de remada desde el final de la ola al sitio ideal para coger la siguiente. Durante cada una de estas fases la musculatura extensora y flexora de las rodillas está en constante sollicitación y responde a la intensidad que hemos descrito anteriormente, si bien depende del tipo de acciones técnicas que realice el bodyboarder (Roll-on, 360, aéreo, aéreo reverse, etc...) como del tipo de remada que utilice (sólo brazos, brazos y aleteo, sólo aleteo).

En los sujetos de nuestra muestra pudimos observar que en los músculos *RF*, *VL*, *VM*, *BF* y *ST*, se produjeron descensos en los valores de *Ts* y *Tr* después de la manga de competición. Estos cambios presentaron valores estadísticamente significativos ($p=0,05$; $TE=-0,42$) en *Ts* para *VL* de la pierna derecha y en el músculo *ST* de ambas piernas (derecha: $p=0,013$; $TE=-0,76$ e izquierda $p=0,015$; $TE=-0,85$). También se observaron cambios estadísticamente significativos en el *Tr* del *VM* de la pierna derecha ($p=0,021$; $TE=-0,46$). Estos cambios en *Tr* y *Ts* pueden estar relacionados con modificaciones bioquímicas del Ca^{2+} mioplásmico (Westerblad et al., 1991; Allen et al., 1995; Westerblad et al., 1993 y 1997).

Otra forma de poder evaluar la fatiga muscular mediante *TMG* es a partir de la rigidez muscular. La rigidez muscular la podemos evaluar mediante los valores de *Dm*, de forma que un valor bajo representa una rigidez elevada y su descenso lo contrario, cambiando a su vez con la potenciación o la fatiga (Rodríguez-Matoso 2010a). En nuestro caso, los valores de *Dm* no presentan cambios aparentes en las medias de los sujetos de la muestra, lo que se podría interpretar como un estadio de inicio de fatiga local por efecto del trabajo continuado durante la manga de competición. La tendencia a aumentar su valor queda de manifiesto de forma más evidente en los músculos *VM* y *VL* de ambas piernas (tabla 4). Es interesante también ver la forma asimétrica de trabajo que muestran estos deportistas en relación a los músculos flexores de la articulación de rodilla de ambas piernas.

La influencia de la posición del cuerpo sobre la tabla (prono en hiperextensión y con apoyo de codos y antebrazos), unido a las acciones técnicas específicas de la competición (Roll-on, aéreos, 360, etc.) que obligan a mantener las piernas flexionadas 90° para poder sacar las aletas fuera del agua y favorecer la maniobra, acentúan la carga sobre la musculatura flexora de la cadera (*RF*), dato que se refleja en la disminución acentuada de *Ts* y *Tr* en esta estructura.

Además, debemos tener en cuenta que gran parte de las maniobras se realizan cruzando las piernas, lo que se manifiesta en la respuesta de *ST* (*Ts*) y *VM* (*Tr*) de la pierna derecha. Esto se agudiza como consecuencia de que la prueba se realiza en una ola que básicamente evoluciona hacia la derecha, lo que obliga al bodyboarder a presionar más con el lado derecho del cuerpo sobre la tabla para mantener una posición adecuada dentro de la ola que le permita realizar las maniobras que serán evaluadas por los jueces. La *TMG* se ha mostrado como una herramienta sensible a los cambios morfológicos ocasionados por la especificidad deportiva, así como a las adaptaciones musculares a las acciones técnicas y a la orientación en el espacio de competición (Rodríguez-Ruiz et al., 2009).

En nuestro estudio encontramos que *Vrn* de los músculos evaluados presentaron una mejora moderada (aumento) en la evaluación final. Esta mejora es estadísticamente significativa en el caso del *RF* de la pierna derecha ($p=0,030$; $TE=0,86$) y en el *ST* de la pierna izquierda ($p=0,002$; $TE=1,32$). La combinación de esfuerzos de diferente intensidad puede ser la causa de que la fatiga muscular no se manifieste de forma intensa afectando negativamente a la velocidad de contracción muscular.

Un factor que pudiera incidir sobre la velocidad de respuesta muscular es el frío. Pensemos que estos deportistas permanecen largos periodos de tiempo en un entorno de baja temperatura en los que la pérdida de calor corporal llega a ser importante en algunas competiciones. El frío es un factor ambiental que afecta negativamente a la velocidad de contracción muscular cuando este es intenso y prolongado en el tiempo (García-Manso et al., 2011), no obstante Gossen et al. (2001) comprobaron que su disminución era más lenta en sujetos experimentados en el trabajo en estas condiciones. Debemos tener presente que estos deportistas son

muy experimentados y, por tanto, la adaptación a este tipo de esfuerzos, así como la temperatura del agua (18-22°) es elevada.

Futuras líneas de investigación. Creemos aconsejable comprobar estos resultados en otro tipo de olas, en otras condiciones ambientales, analizar la influencia de la carga de trabajo y/o recuperación en la musculatura de las piernas en la fase de remada con cada una de las condiciones enunciadas anteriormente, controlar el número de repeticiones de las distintas técnicas y evaluar la incidencia sobre las exigencias condicionales de los distintos tipos y formas hidrodinámicas de los materiales.

CONCLUSIONES

En los sujetos de nuestro estudio, la realización de una manga de competición conlleva una fatiga en la musculatura extensora y flexora de la rodilla que responde a las exigencias propias de la competición. Esta fatiga se manifiesta especialmente en un descenso en los valores de Tr y Ts , que viene marcado por el tipo de ola y su evolución, así como el tipo de maniobra que el bodyboarder realizó en la competición como consecuencia de las características de la ola. El valor de Dm aumenta ligeramente en toda la musculatura analizada y Vrn se muestra estable, con tendencia a mejorar, debido a la adaptación de los deportistas al tipo de esfuerzo y a las condiciones ambientales en que se desarrolló la competición.

AGRADECIMIENTOS

A la Federación Española de Surfing, a la Federación Canaria de Surfing y a los bodyboarders que han tomado parte en este estudio.

BIBLIOGRAFÍA

1. Allen DG, Lannergren J & Westerblad H. (1995). Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology*. 80: 497-527.
2. Belic A, Knez N, Karba R & Valencic V. (2000). Validation of the human muscle model. Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation

- Conference, 16. - 20. July 2000, Vancouver, British Columbia. Session 1: Issues on Whole Body Modeling.
3. Dahmane R, Knez N, Valencic V & Erzen I. (2000). Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. Book of Abstract: Life Sciences 2000, Gozd Martuljek, Slovenia, September 28th to October 1st, 2000, pp./str. 29.
 4. Enoka RM & Stuart DG. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal Applied Physiology*. 72: 1631-1648.
 5. Fitts RH & Balog EM. (1996). Effect of intracellular and extracellular ion changes on E-C coupling and skeletal muscle fatigue. *Acta Physiologica Scandinavian*. 156: 169-181.
 6. García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y & Calderón J. (2011). Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 90(5): 356-363.
 7. Gibson A, Lambert M & Noakes T. (2001). Neurol control of force output during maximal and submaximal exercise. *Sports Medicine*. 31: 637-650.
 8. Gómez J, Sanmartín G & Chacón P. (2000). *Obsesión por las olas*. Madrid. Desnivel Ediciones.
 9. Gossen ER, Allingham K & Sale DG. (2001). Effect of temperature on post-tetanic potentiation in human dorsiflexors muscles. *Canadian Journal Physiology Pharmacology*. 79: 49-58.
 10. Gorelick ML & Brown JM. (2007). Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *European Journal Applied Physiology*. 100(1): 35-44.
 11. Guisado R. (2003). *The Art of Surfing*. Guilford, CT: Falcon.
 12. Knez N & Valencic V. (2000). Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21-23, September 2000, Portoroz, Slovenia. Ljubljana : IEEE Region 8, Slovenian section IEEE, Vol. B, pp. 301-304.
 13. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645-651.
-

14. Lowdon BJ & Lowdon M. (1998). *Competitive surfing a dedicated approach*. Victoria: Mouvement Publications.
15. Lowdon BJ, Patrick J & Ross K. (1996). *Manoeuvres Used and Judges' Scores in an International Surfing Contest. Summary Report*. Belconnen, ACT: Australian Sports Commission.
16. Meir RA, Lowdon BJ & Davie AJ. (1991). Heart rates and estimated energy expenditure during recreational surfing. *Australian Journal of Medical Science in Sport*. 23:70–74.
17. Mendez-Villanueva A & Bishop D. (2005a). Physiological aspects of surfboard riding performance. *Sports Medicine*. 35: 55–70.
18. Mendez-Villanueva A, Perez-Landaluce J, Bishop D, Fernandez-Garcia F, Ortolano R, Leibar X & Terrados N. (2005b). Upper-body aerobic fitness comparison between two groups of competitive surfboard riders. *Journal Sport Medicine Science*. 8:31–39.
19. Mendez-Villanueva A, Bishop D & Hamer P. (2006). Activity profile of world-class professional surfers during competition. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 20: 477–482.
20. Mendez-Villanueva A, Mujika I & Bishop D. (2010). Variability of competitive performance assessment of elite surfboard riders. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 24(1): 135–139.
21. Rassier DE & Macintosh BR. (2002). What is fatigue? *Canadian Journal of Applied Physiology*. 27: 42-55.
22. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Sarmiento S, De Saa Y & García-Manso JM. (2010a). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 10(40): 620-629.
23. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, Da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM. (2010b). Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 3(3):81-86.
24. Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa J, De Saá Y & García-Manso JM. (2009). Aplicación de la tensiomiografía (tmg) en jugadores de voleyplaya. Estudio de caso. (pp. 121-130). En O. Usabiaga, J.

- Castellano & J. Etxebeste (Eds.) *Investigando para innovar en la actividad física y el deporte*. Ed. Gidekit. Vitoria (Spain).
25. Sheppard JM, Dingley AA, Janssen I, Spratford W, Chapman DW, Dale W, Newton RU. (2011). The effect of assisted jumping on vertical jump height in high-performance volleyball players. *J Scien Med Sport*. 14(1): 85-89.
26. Simunic B & Valencic V. (2001). Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE, Vol. B, pp: 363-366. 24-26 de septiembre de 2001. Portoroz (Eslovenia).
27. Simunic B. (2003). *Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles*. Doctoral Thesis. Ljubljana.
28. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Doutres DM & Maffiuletti NA. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(4): 761-766.
29. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of skeletal muscles dynamic properties. *Artificial Organs*. 21: 240-242.
30. Valencic V. (2002). Method for selective and non-invasive detection of skeletal muscles contraction process. International Application Published under the Patent Cooperation Treaty (PCT). N° WO 02/074167 A1.
31. Westerblad H & Allen DG. (1993). The influence of intracellular pH on contraction, relaxation and $[Ca^{2+}]$ in intact single fibers from mouse muscle. *Journal Physiology*. 466: 611-628.
32. Westerblad H, Lannegren J & Allen DG. (1997). Slowed relaxation in fatigued skeletal muscle fiber of *Xenopus* and mouse: contribution of $[Ca^{2+}]$ and cross-bridges. *Journal of General Physiology*. 109: 385-399.
33. Westerblad H, Bruton JD, Allen DG & Lannergren J. (2000). Functional significance of Ca^{2+} in long-lasting fatigue of skeletal muscle. *European Journal Applied Physiology*. 83: 166-174.
34. Westerblad H, Lee JA, Lannergren J & Allen DG. (1991). Cellular mechanisms of fatigue in skeletal muscle. *American Journal Physiology*. 261: C195-C209
-

11.8. Estudio – VIII

Efectos de la edad y el nivel de actividad física sobre la velocidad de respuesta de los músculos flexores y extensores de la rodilla

Effects of age and physical activity on response speed in knee flexor and extensor muscles.

Rodríguez-Ruiz, D.¹, **Rodríguez-Matoso, D.**¹; García-Manso, J.M.¹; Sarmiento, S.¹; Da Silva, M.²; Pisot, R.³;

European Review of Aging and Physical Activity (2013).

DOI: 10.1007/s11556-013-0127-7.

¹ Departamento de Educación Física. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (España).

² Centro Andaluz de Medicina del Deporte (España).

³ Institute of Kinesiology Research, University of Primorska, Science and Research Centre of Koper, (Eslovenia).

INTRODUCCIÓN

La pérdida de masa muscular, conocida como sarcopenia (Rouvenoff, 2001), es uno de los mayores responsables de las limitaciones funcionales y discapacidades que se asocian al envejecimiento (Leenders, 2003), siendo la causa principal de la reducción de la fuerza que se observa entre los 25 y los 80 años de edad (McArdle et al., 2001). Esta situación es especialmente relevante en sujetos muy sedentarios (hipocinéticos).

Entre los músculos más afectados por la falta de actividad, los extensores son los que presentan una mayor atrofia (Di Prampero & Narici, 2003; De Boer et al., 2008; Pisot et al., 2008) producto de la disminución de elementos contráctiles (Young et al., 1984, Larsson et al., 1996 y Trappe et al., 2004), la reducción del número total de fibras musculares (Kamel, 2003) y la pérdida de unidades motoras (Stolberg et al., 1982; Antonutto et al., 1999). A nivel de las fibras musculares, las investigaciones muestran que las de tipo II o de contracción rápida son más susceptibles de atrofiarse que las de tipo I o contracción lenta (Scelsi et al., 1980; Grimby et al., 1982; Lidboe et al., 1982, LeBlanc et al., 1995; Akima et al., 2000; Fitts et al., 2000).

De todos los sistemas del organismo, el neuromuscular es el que muestra diferencias más significativas entre una persona sedentaria y otra entrenada. La musculatura que nunca es utilizada, se deteriorará más rápidamente con el paso del tiempo y, al llegar a edades avanzadas, mostrará peores condiciones que las personas que han mantenido un entrenamiento adecuado (Buckwalter, 1997; González & Vaquero, 2002, Wilmore & Costill, 2004).

La fuerza muscular disminuye más rápidamente en los miembros inferiores que en la porción superior del cuerpo (Janssen et al., 2000; Vandervoort, 2002; Macaluso & de Vito, 2004; Reeves et al, 2006) sin diferencia de sexo (Janssen et al., 2000; Camiña et al., 2001), lo que constituye un serio problema entre las personas mayores que presentan el síndrome de fragilidad por el riesgo de sufrir caídas (Schrager et al., 2003).

En consecuencia, los citados cambios morfológicos y funcionales afectan a la calidad de vida de los sujetos y traen consigo problemas que afectan directamente a la forma de afrontar la vida diaria (Hunter et al., 2004).

El propósito de nuestro estudio fue evaluar, mediante la Tensiomiografía (TMG), la velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) de la musculatura flexora y extensora de la articulación de la rodilla, específicamente de los músculos Vasto Lateral (VL) y Bíceps Femoral (BF), en distintos grupos de edad y con niveles moderados de actividad física.

METODOLOGÍA

Muestra. La elección de los sujetos de la muestra responde los siguientes requisitos. Se evaluaron 84 varones divididos en 4 grupos de diferentes edades: 21 jóvenes (J) (14.9 ± 0.91 años) que debían entrenar de forma regular tres veces en semana, 21 estudiantes (E) (22.8 ± 1.99 años) alumnos de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la ULPGC, donde el plan de estudios les obliga a practicar ejercicio físico continuado pero no intenso, 21 adultos (A) (56.2 ± 4.16 años) que debían ser sujetos activos laboralmente y que realizaran actividad física recreativa durante la semana y por último, 21 mayores (M) (73.2 ± 6.18 años) de 65 años.

Los músculos analizados fueron Vasto Lateral (VL) y Bíceps Femoral (BF), por entender que son los más relevantes en la flexo-extensión de la articulación de la rodilla y representa la comparación entre un músculo postural, BF y otro no postural VL. Todos los participantes, así como los familiares de los menores de edad, fueron informados de las características del estudio y firmaron el consentimiento escrito, siguiendo los criterios de la *Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial para la investigación con seres humanos*.

Procedimiento de medición. La TMG mide el tono muscular (Valencic & Knez, 1997) y las propiedades contráctiles (Dahmane et al., 2000, 2005, 2006; Pisot et al., 2002) mediante un sensor de presión colocado sobre el vientre muscular del músculo seleccionado, asegurándonos de que se encuentra colocado perpendicularmente al vientre muscular (Valencic & Knez, 1997) y con la posición del segmento a evaluar siguiendo las recomendaciones del fabricante (Djorjevic et al., 2000, Simunic & Valencic et al., 2001, Gorelick & Brown, 2007). Para provocar la contracción se aplica una corriente eléctrica bipolar (100 mA) de un milisegundo de duración, a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo, no afectando a los tendones de inserción (Knez & Valencic, 2000; Valencic, 2002; Simunic, 2003) y con una pausa entre estímulo para evitar el fenómeno de activación post-tetánica (Belic et

al., 2000, Simunic, 2003, Rodríguez-Matoso, et al. 2010a). La reproducibilidad del método y la validez del protocolo experimental que emplea la *TMG* han sido estudiadas en diferentes trabajos presentándose como una herramienta de alta precisión (Dahmane et al., 2000; Belic et al., 2000, Simunic & Valencic, 2001, Simunic, 2003, Krizaj, 2008; Tous-Fajardo et al., 2010; Rodríguez-Matoso et al., 2010b; Simunic et al., 2010).

La *TMG* nos proporciona información numérica sobre la magnitud de los desplazamientos radiales de las fibras transversales musculares y el momento en que estos se producen (Valencic & Knez, 1997; Simunic, 2003) en el músculo evaluado. De todos los datos obtenidos nos centramos en el estudio de la *Velocidad de respuesta normalizada* (V_{rn}) (Valencic & Knez, 1997; Rodríguez-Ruiz et al., 2011).

La *Velocidad de respuesta normalizada* (V_{rn}) representa la relación entre la diferencia del desplazamiento radial entre el 10% y el 90% de Dm (Δd_r) y el incremento del tiempo de contracción muscular (Δt_c) entre esos mismos valores (Eq.1). Valencic & Knez (1997) nos dicen que para poder comparar los valores obtenidos en músculos diferentes debemos normalizar este incremento de tiempo. La forma de conseguirlo es dividir la ecuación realizada anteriormente por el Dm de cada músculo (Eq. 2). Los autores nos dicen que Δd_r es igual a 0,8 por Dm . Por tanto, la velocidad respuesta normalizada sería igual a 0,8 partido por el incremento de tiempo de contracción muscular entre el 10 y 90% de Dm (Eq. 3):

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

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

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

Análisis Estadístico. Tras una prueba de normalidad (Shapiro-Wilk) se hizo una comparación de medias de muestras independientes para los datos de *VL* y *BF* de ambas piernas. Se utilizó una t-student para los datos paramétricos y el ajuste de Mann-Whitney para los datos no paramétricos (nivel de significación de $p \leq 0.05$). Para el tratamiento estadístico se utilizó el paquete SPSS-v17 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

RESULTADOS

Los datos reflejan un descenso de la Velocidad de respuesta (V_{rn}) en el Vasto Lateral, para ambas piernas con el incremento de la edad (Figuras 1 y 2). Estas caídas en la velocidad de deformación muscular son especialmente relevantes entre los sujetos del grupo de mayor edad y sobre todo en la pierna derecha (Pierna Derecha: 32.5%; Pierna Izquierda: 27.1%).

Los resultados de la V_{rn} muestran diferencias estadísticamente significativas (Figuras 1 y 2) entre el grupo de Mayores (M) y los demás grupos en el VL en la pierna derecha (M vs. J : $p=0,000$, M vs. E : $p=0,000$ y M vs. A : $p=0,018$) y, con J y E en la pierna izquierda (M vs. J : $p<0,000$, M vs. E : $p=0,003$). Así como entre el grupo de Jóvenes (J) y los grupos E y A (J vs. E : $p=0,010$, J vs. A : $p=0,000$) en la pierna derecha y con A (J vs. A : $p=0,004$) en la pierna izquierda.

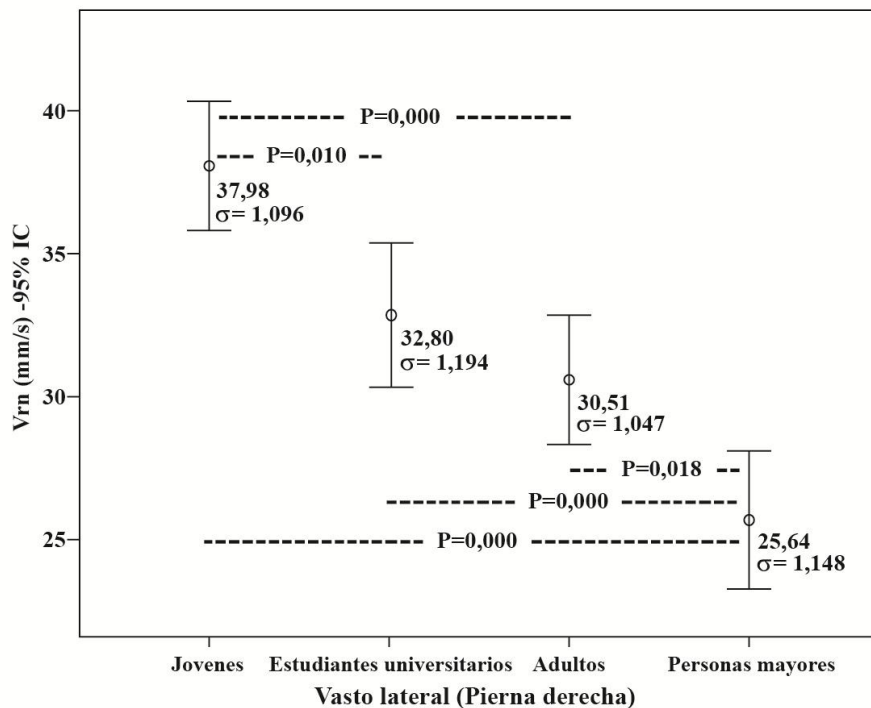


Figura 1. Valores medios de V_{rn} para el vasto lateral (VL) de la pierna derecha al 95% de IC y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$).

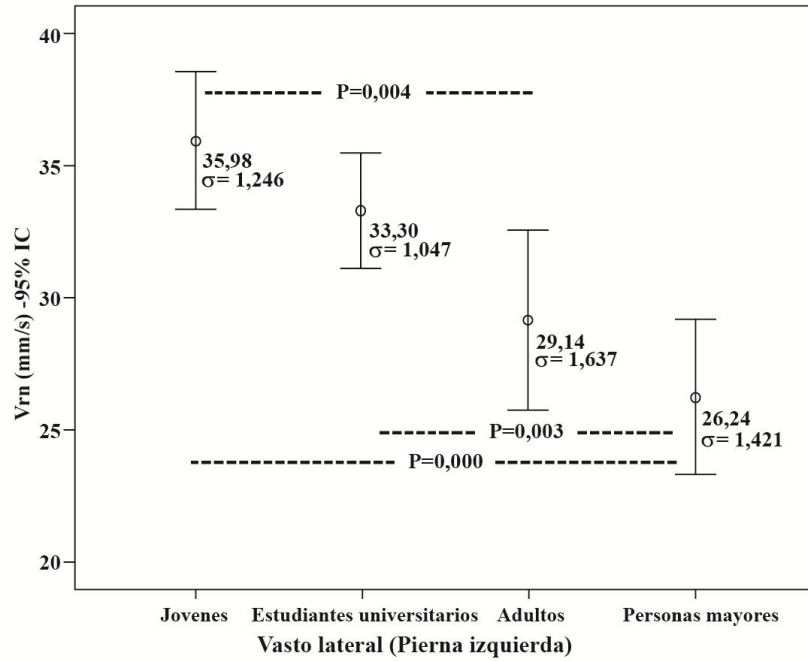


Figura 2. Valores medios de V_{rn} para el vasto lateral (VL) de la pierna izquierda al 95% de IC y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$).

El comportamiento observado en el VL de los sujetos de nuestra muestra no se produce al analizar el BF. La velocidad de contracción muscular en el BF aumenta moderadamente, o se estabiliza, hasta la quinta o sexta década de vida, declinando ligeramente en el grupo de mayores. Esta caída de la velocidad fue más relevante en la pierna derecha ($p=0.020$).

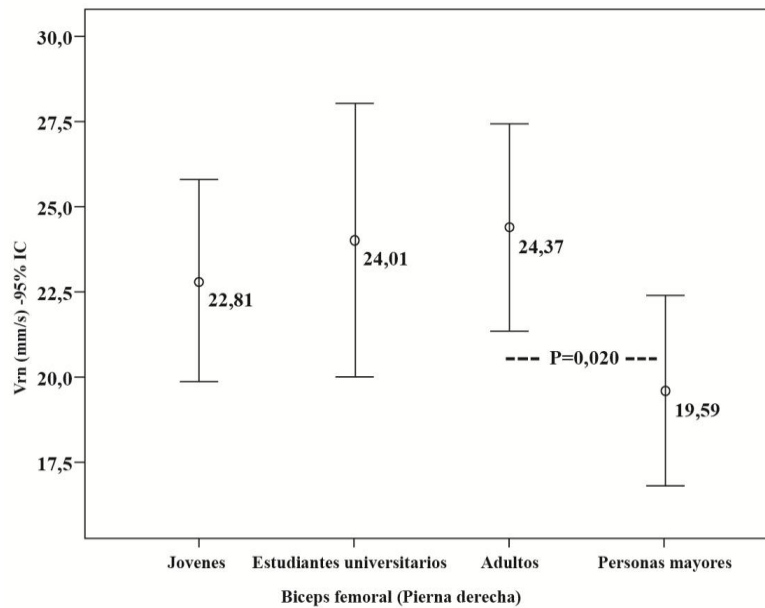


Figura 3. Valores medios de V_{rn} para el Biceps Femoral (BF) de la pierna derecha al 95% de IC y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$).

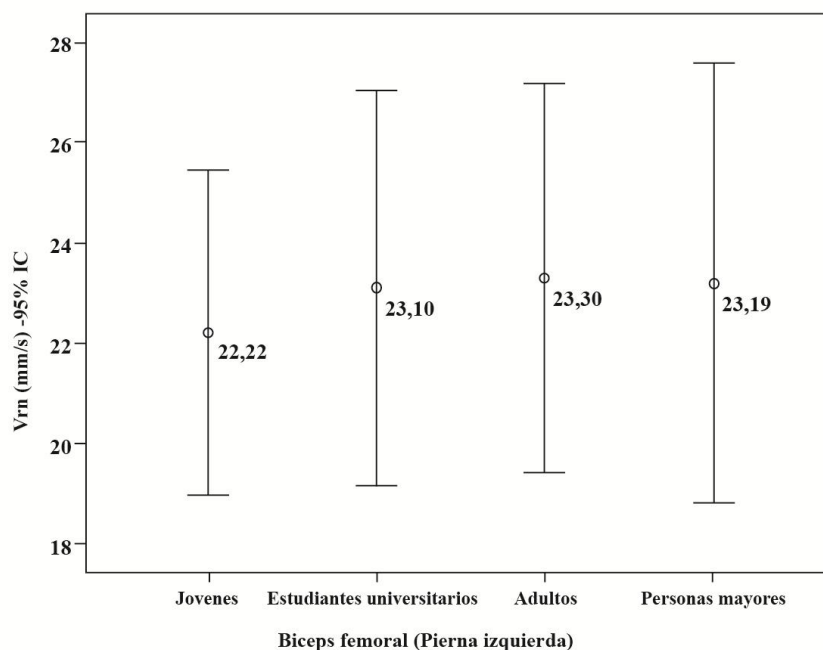


Figura 4. Valores medios de *Vrn* para el Biceps Femoral (*BF*) de la pierna izquierda al 95% de *IC* y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$).

DISCUSIÓN

En nuestro estudio se observa una disminución de la *Vrn* del *VL* de ambas piernas con el incremento de la edad. Sin embargo, los valores de *Vrn* del *BF* tienden a mantenerse a lo largo de la vida, declinando levemente en el grupo de las personas mayores (*M*). Tales alteraciones funcionales de la respuesta muscular en las personas mayores reduce de la capacidad funcional para hacer frente a las actividades de la vida diaria, afectando al control del equilibrio postural (Izquierdo et al., 1999; Foldvari et al., 2000) e incrementando el riesgo de caídas en las personas mayores (Maki et al., 1994; Stalenhoef et al., 2002; Schrager et al., 2003; Brower et al., 2004), a lo que debemos sumar que la musculatura principal de la marcha (extensores de la articulación de la rodilla y flexores plantares) pierden más rápidamente la funcionalidad que la musculatura encargada del mantenimiento de la postura (Vandervoort, 2002; Macaluso & de Vito, 2004; Loram et al., 2005; Reeves et al., 2006; Onambele et al., 2006; Asaka & Toyoda, 2008).

En nuestros sujetos, la pérdida de la Velocidad de respuesta (*Vrn*) con el incremento de la edad, puede ser considerada un indicador de los cambios de la respuesta muscular que tienen lugar por efecto del envejecimiento. Su magnitud estaría asociada a la pérdida de

masa muscular, disminución de elementos contráctiles (Young et al., 1984, Larsson et al., 1996; Trappe et al., 2004; Aargard et al., 2010), alteraciones neuromusculares (Stolberg et al., 1982; Antonutto et al., 1999; McArdle et al., 2001) y cambios en el balance funcional (Enoka, 2003).

No obstante, Pisot et al. (2008) sugieren distinguir entre los cambios que ocurren a nivel muscular y los que se observan a nivel de las fibras musculares que están asociados a cambios en la composición de la cadena pesada de miosina (*MHC*). A nivel fibrilar, está claramente demostrado que la atrofia afecta más a las fibras musculares tipo II que a las tipo I (Klitgaard et al., 1990; Singh et al., 1999; Akima et al., 2000; Andersen et al., 2005; Kosek et al., 2006), si bien, otros trabajos encuentran similares cambios en las fibras de tipo I y II (Essén-Gustavsson & Borges, 1986).

El nivel de alteración de la musculatura, y su capacidad de repuesta, estará directamente vinculada al nivel de actividad física de los sujetos, siempre que no exista otra patología que condicione la capacidad funcional de la persona. Aagard et al., (2010) señalan que las personas mayores presentan una adaptación de la plasticidad en los músculos esqueléticos y en la respuesta del sistema neuromuscular al entrenamiento mejorando la capacidad funcional incluso en los mayores más viejos. En nuestro caso, queda patente que el nivel de actividad de los Jóvenes (*J*) es el mayor, disminuyendo a medida que vamos aumentando la edad. De la misma forma, el nivel de actividad evoluciona paralelamente a las pérdidas de velocidad de respuesta del VL. Similares resultados son reportados por estudios precedentes (Buckwalter, 1997; González & Vaquero, 2002, Wilmore & Costill, 2004).

Al analizar el *BF* (Figura 2), observamos valores diferentes (inferiores) de la *Vrn* y un comportamiento distinto con la edad al descrito para VL. En las cinco o seis primeras décadas de vida, la velocidad de respuesta muscular no parece sufrir modificaciones significativas. Sí se observa una disminución moderada, con diferencia estadísticamente significativa entre *A* y *M* ($p=0,020$) en *BF* de la pierna derecha, en las etapas finales de la vida donde la actividad física está seriamente comprometida.

No obstante, debemos tener en cuenta que la cantidad, y tipo de actividad, realizada por cada grupo puede ser un factor condicionante de los cambios en la respuesta muscular y, por lo tanto, un factor a tener en cuenta al realizar el análisis.

Los cambios que la edad genera en la velocidad de respuesta muscular de los sujetos de nuestra muestra, coinciden con los encontrados por Clark et al. (2010) al estudiar mayores con limitación de movimiento, mayores sin limitaciones y sujetos de mediana edad. Las disminuciones de velocidad eran superiores en los mayores con motricidad limitada y menores entre los sujetos de mediana edad. Las caídas de velocidad eran más elevadas en los músculos extensores de la articulación de la rodilla (*VL*, *VM* y *RF*) que en los músculos flexores de la misma articulación (*BF* y *ST*). En otro estudio, Asaka & Wang (2008) plantean que, con los años, durante el movimiento el centro de masas se desplaza hacia delante haciendo necesario un reequilibrio constante de la postura por acción de los músculos flexores de la rodilla. En este caso los citados músculos compensan la pérdida progresiva de fuerza con los músculos extensores de la articulación de la rodilla.

Existe un consenso generalizado en aceptar que la capacidad de realizar movimientos veloces (fuerza dinámica) declina más rápidamente con la edad que la capacidad de mantener el equilibrio estático o fuerza estática (Izquierdo et al., 1999; Lanza et al., 2003; Skelton et al., 1994; Valour et al., 2003 Hwang et al., 2006). También parece demostrado que alteraciones en la velocidad de desplazamiento aumentan el riesgo de caídas en personas mayores (Melzer et al., 2004; Holbein et al., 2007; Maciaszek, 2010).

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos muestran un descenso de la Velocidad de respuesta normalizada (*Vrn*) en el Vasto Lateral (*VL*), de ambas piernas, a medida que aumenta la edad de los sujetos y disminuye la actividad física realizada. Esta disminución se observa sobre todo al comparar el grupo de Mayores con el de los Jóvenes y el de los Estudiantes. También, al comparar el grupo de Adultos con los Jóvenes.

Los grupos de Jóvenes, Estudiantes y Adultos no muestran la misma tendencia en la *Vrn* en los músculos flexores (*BF*) que en extensores (*VL*). Mientras en *VL* la velocidad cae con la edad, en *BF* aumenta ligeramente o se mantiene estable durante las primeras cinco décadas de vida. Las caídas en la velocidad de respuesta en *BF* sólo se observan, en nuestra muestra, en el grupo de Mayores.

A partir de los datos observados en nuestros sujetos podemos señalar que el control de la Velocidad de respuesta muscular (V_{rn}), mediante la TMG , se muestra como un indicador eficaz de la pérdida de calidad en los movimientos dinámicos que dependan de la musculatura de las extremidades inferiores (articulaciones de la rodilla y el tobillo).

AGRADECIMIENTOS

A todos los sujetos que intervinieron en el estudio y a los familiares del grupo de jóvenes y mayores.

BIBLIOGRAFÍA

1. Aagard P, Suetta C, Caserotti P, Magnusso SP & Kjaer M. (2010). Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 20 (1): 46-64.
2. Akima H, Kawakami Y, Kubo K, Sekiguchi C, Ohshima H, Miyamoto A & Fukunaga T. (2000). Effect of short-duration spaceflight on thigh and leg muscle volume. *Medicine Science Sports Exercise*. 32: 1743–1747.
3. Andersen L, Andersen J, Magnuson P, Suetta Ch, Madsen J, Christensen L & Aagaard P. (2005). Changes in the human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent detraining. *Journal Applied Physiology*. 99: 87-94.
4. Antonutto G, Capelli C, Girardis M, Zamparo P & di Prampero PE. (1999). Effects of microgravity on maximal power of lower limbs during very short efforts in humans. *Journal Applied Physiology*. 86: 85–92.
5. Asaka T & Wang Y. (2008). Effects of Aging on Feedforward Postural Synergies. *Journal of Human Kinetics*. 20: 63-70.
6. Belic A, Knez N, Karba R & Valencic V. (2000). Validation of the human muscle model. Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference, 16. - 20. July 2000, Vancouver, British Columbia. Session 1: Issues on Whole Body Modeling.
7. Brouwer BK, Musselman BK & Culham E. (2004). Physical Function and Health Status among Seniors with and without a Fear of Falling. *Gerontology*. 50(3): 135–141.

8. Buckwalter JA. (1997). Decrease mobility in elderly: the exercise antidote. *The Physician and Sports Medicine*. 25 (9): 126-133.
9. Camiña Fernández F, Cancela Carral JM & Romo Pérez V. (2001). La prescripción del ejercicio físico para personas mayores. Valores normativos de la condición física. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 1(2): 136-154.
10. Clark DJ, Patten C, Reid KF, Carabello RJ, Phillips EM & Fielding RA. (2010). Impaired Voluntary Neuromuscular Activation Limits Muscle Power in Mobility-Limited Older Adults. *Journal Gerontology Biology Science and Medicine Sciencei*. 65A(5): 495–502.
11. Dahmane R, Knez N, Valencic V & Erzen I. (2000). Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. Book of Abstract: Life Sciencies 2000, Gozd Martuljek, Slovenia, September 28th to October 1st, 2000, pp./str. 29.
12. Dahmane RG, Djordjevic S, Simunic B & Valencic V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal Biomechanics*. 38(12): 2451-2459.
13. Dahmane R, Djordjevic S & Smerdu V. (2006). Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Medical Biological Engineering Computing*. 44(11): 999-1006.
14. De Boer MD, Seynnes OR, Di Prampero PE, Pisot R, Mekjavic IB, Biolo G & Narici MV. (2008). Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscle. *European Journal Applied Physiology*. 104(2): 401-407.
15. Di Prampero PE & Narici MV. (2003). Muscles in microgravity: from fibres to human motion. *Journal Biomechanics*. 36: 403–412
16. Djordjevic S, Valencic V, Knez N, Dahmane R, Jurcic-Zlobec B, Bednarik J, Simunic B, Kersevan K & Godina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles of two groups of sportsmen-sprinters and cyclist measured by Tensiomyography. 2000 Pre-Olympic Congress, Brisbane, Australia, Abstract 220.
17. Enoka RM, Christou EA, Hunter S, Kornatz K, Semmler J, Taylor A & Tracy B. (2003). Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 13(1): 1-12.

18. Essen-Gustavsson B & Borges O. (1986). Histochemical and metabolic characteristics of human skeletal muscle in relation to age. *Acta Physiology Scandinavian*. 126: 107-114.
 19. Fitts RH, Riley DR & Widrick JJ. (2000). Microgravity and skeletal muscle. *Journal Applied Physiology*. 89: 823–839.
 20. Foldvari M, Clark M, Laviolette LC, Bernstein MA, Kaliton D, Cataneda C, Pu CT, Hausdorff JM, Fielding RA & Singh MA. (2000). Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *Journal of Gerontology*. 55A (4), M192–99.
 21. González JM & Vaquero M. (2000). Indicaciones y sugerencias sobre el entrenamiento de fuerza y resistencia en ancianos. *International Journal Medicine Science Physical Activity Sport*. 1: 41-48.
 22. Gorelick ML & Brown JM. (2007). Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *European Journal Applied Physiology*. 100(1): 35-44.
 23. Grimby G, Danneskiold-Samsøe B, Hvid K & Saltin B. (1982). Morphology and enzyme capacity in arm and leg muscles in 78-81 year old men and women. *Acta Physiology Scandinavian*. 115: 125-134.
 24. Holbein J, Mary JA, McDermott K, Shaw C & Demchak J. (2007). Validity of functional stability limits as a measure of balance in adults aged 23-73 years. *Ergonomics*. 50(5): 631–646.
 25. Hunter GR, McCarthy JP & Bamman MM. (2004). Effects of resistance training on older adults. *Sports Medicine*. 34 (5): 329-348.
 26. Hwang IS, Huang CT & Cherng CC. (2006). Postural fluctuations during pointing from a unilateral or bilateral stance. *Human Movement Science*. 25: 275-291.
 27. Izquierdo M, Ibanez J, Gorostiaga E, Garrues M, Zuñiga A, Antón A, Larrión JL & Hakkinen K. (1999). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiological Scandinavian*. 167:57–68.
 28. Janssen I, Heymfield SB, Wang Z & Ross R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *Journal Applied Physiology*. 89:81-88.
 29. Kamel H. (2003). Sarcopenia and aging. *Nutrition Reviews*. 61(5): 157-167.
-

30. Klitgaard H, Mantoni M, Schiaffino S, Ausoni S, Gorza L, Laurent-Winter C, Schnohr P & Saltin B. (1990). Function, morphology and protein expression of ageing skeletal muscle: a cross-sectional study of elderly men with different training backgrounds. *Acta Physiologica Scandinavica*. 140: 41–54.
31. Knez N & Valencic V. (2000). Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21-23, September 2000, Portoroz, Slovenia. Ljubljana : IEEE Region 8, Slovenian section IEEE, Vol. B, pp. 301-304.
32. Kosek D, Kim J, Petrella J, Cross J & Bamman M. (2006). Efficacy of 3 days/wk resistance training on myofiber hypertrophy and myogenic mechanisms in young vs. older adults. *Journal Applied Physiology*. 101: 531-544.
33. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645-651.
34. Lanza IR, Towse TF, Caldwell GE, Wigmore DM & Kent-Braun JA. (2003). Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *Journal Applied Physiology*. 95:2361–2369.
35. Larsson L, Li X, Berg HE & Frontera WR. (1996). Effects of removal of weight-bearing function on contractility and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells. *Pflügers Archive European Journal of Physiology* 432: 320–328.
36. LeBlanc A, Rowe R, Schneider V, Evans H & Hedrick T. (1995). Regional muscle loss after short duration spaceflight. *Aviat Space Environ Medicine*. 66: 1151–1154.
37. Leenders N. (2003). The elderly, en Ehrman J.K.; Gordon, P.M.; Visich, P.S., Keteyian, S.J. (edits.): *Clinical Exercise Physiology*, Ed. Human Kinetics, Champaing (IL, USA).
38. Lidboe CF & Torvik A. (1982). The effects of ageing, cachexia and neoplasms on striated muscle. Quantitive histological and histochemical observations on an autopsy material. *Acta Neuropathology*. 57: 85-92.
39. Loram ID, Maganaris CN & Lakie M. (2004). Paradoxical muscle movement in human standing. *Journal Physiology*. 556: 683–689.
40. Macaluso A & de Vito G. (2004). Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *European Journal of Applied Physiology*. 91:450-472.

41. Maciaszek J. (2010). Muscle Strength and Aerobic Endurance as Factors Differentiating Falling and Non-Falling Men over 70 Years. *Journal of Human Kinetics*. 25: 35-40.
42. Maki BE, Holliday PJ & Topper AK. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal Gerontology*. 49: M72–M84.
43. McArdle WD, Katch FI & Katch FL. (2001). *Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance* (5th ed.). Hagerstown, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
44. Melzer I, Benjuya N & Kaplanski J. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing*. 33(6): 602–607.
45. Onambele GL, Narici MV & Maganaris CN. (2006). Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *Journal Applied Physiology*. 100: 2048–2056,
46. Pisot R, Narici MV, Simunic B, De Boer M, Seynnes O, Jurdana M, Biolo G & Mekjavic IB. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed-rest. *Journal of Applied Physiology*. 104(2): 409-414.
47. Pisot R, Valencic V & Simunic B. (2002). Influence of biomechanical properties of particular skeletal muscles on child motor development. *Ann Ser hist nat* 12:99-106.
48. Reeves ND, Narici MV & Maganaris CN. (2006). Musculoskeletal adaptations to resistance training in old age. *Manual Therapy*. 11: 192-196.
49. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Quiroga M, Sarmiento S, De Saa Y & García-Manso JM. (2010a). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 10(40): 620-629.
50. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, Da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM. (2010b) Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Revista Andaluza Medicina del Deporte*. 3(3):81-86.
51. Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Quiroga ME, Sarmiento S, Da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM. (2011). Study of extensor and flexor musculature in the knees of male and female volleyball players. *European Journal of Sport Science*. (In press).

52. Rouvenoff R. (2001). Origns and clinical relevante of sarcopenia. *Canadian Journal Applied Physiology*. 26(1): 78-89.
53. Scelsi R, Marchetti C & Poggi P. (1980). Histochemical and ultrastructural aspects of m. vastus lateralis in sedentary old people (65-89 years). *Acta Neuropathol*. 51: 99-105.
54. Schragger M, Bandinelli S, Maggi S & Ferucci L. (2003). Sarcopenia: Twenty open questions for research agenda. *Basic Applied Myology*. 13 (4): 203-208.
55. Simunic B & Valencic V. (2001). Proceedings of X Electrochenical and Computer Science Conference. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE. B: 363-366. 24-26 de septiembere de 2001. Portoroz (Eslovenia).
56. Simunic B. (2003). *Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles*. Doctoral Thesis. Ljubljana.
57. Simunic B, Krizaj D, Narici M & Pisot R. (2010). Twitch parameters in transversal and longitudinal biceps brachii response. *Annales Kinesiologiae*. 1: 61-80.
58. Singh MAF, Ding W, Manfredi T, Solares G, O'Neill E, Clements K, Ryan N, Kehayias J, Fielding R & Evans W. (1999). Insulin-like growth factor I in skeletal muscle after weight-lifting exercise in frail elders. *American Journal Physiology Endocrinol Metabolic*. 277:E137-E143.
59. Skelton DA, Greig CA, Davies JM & Young A. (1994). Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age Ageing*. 23:371–377.
60. Stalenhoef PA, Diederiks JP, Knottnerus JA, Kester AD & Crebolder HF. (2002). A risk model for the prediction of recurrent falls in community-dwelling elderly: a prospective cohort study. *Journal Clinical Epidemiol*. 55(11): 1088–1094.
61. Stolberg E & Fawcett P. (1982). Macro EMG in healthy subjects of different ages. *Journal Neurology Neurosurgery and Psychiatry*. 5:870-878.
62. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Doutres DM & Maffiuletti NA. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(4): 761-766.
63. Trappe S, Trappe T, Gallagher P, Harber M, Alkner B & Tesch P. (2004). Human single muscle Fibre function with 84 day bed-rest and resistance exercise. *Journal Physiology*. 557: 501–513.

64. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artific Organics*. 21: 240-242.
65. Valencic V. (2002). Method for selective and non-invasive detection of skeletal muscles contraction process. International Application Published under the Patent Cooperation Treaty (PCT). N° WO 02/074167 A1.
66. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tenziomiography: Detection of skeletal muscle response by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*. 1: 1-10.
67. Valour D, Ochala J, Ballay Y & Pousson M. (2003). The influence of ageing on the force-velocity-power characteristics of human elbow flexor muscles. *Experimental Gerontology*. 38:387–395.
68. Vandervoort AA. (2002). Aging of the human neuromuscular system. *Muscle & Nerve*. 25: 17-25.
69. Wilmore JH & Costill DL. (2004). *Physiology of sport and exercise* (3rd ed.). Edit. Human Kinetics.
70. Young A, Stokes M & Crowe M. (1984). Size and strength of the quadriceps muscle of old and young women. *European Journal Clinical Investigate*. 14: 282 – 287.

11.9. Estudio – XIX

Changes in the response of knee extensor and flexor muscles after participation in a physical activity program for Alzheimer's patients

(in submission). Journal of Nutrition, Health and Aging

Rodríguez-Ruiz D., **Rodríguez-Matoso D.**, García-Manso J.M., De Saa Y., Bartolomé de la Rosa D., Sarmiento S.

Departamento de Educación Física. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

INTRODUCCIÓN

El envejecimiento está asociado, entre otros factores, con la pérdida de masa muscular (sarcopenia) (Rosenberg, 1989). Este cambio morfológico conlleva serias limitaciones fundamentales para el envejecimiento (Leenders, 2003). La aparición de la sarcopenia, es la principal causa de la pérdida de fuerza muscular (dinapenia) (Clark y Manini, 2008) en sujetos entre 25-80 años (Roberts et al., 2011).

Teniendo en cuenta que estos cambios están asociados normalmente a una reducción de la práctica de actividad física, cambios en los hábitos dietéticos (inferior al nivel óptimo de nutrición o mala absorción) y la aparición de ciertas patologías comunes durante el envejecimiento (deterioro cognitivo u osteoporosis), las personas mayores sufren de una pérdida en la velocidad de ejecución de los movimientos voluntarios y una limitación en su extensión que son consecuencia de la hipocinesia cada vez más pronunciada que caracteriza a este sector de la población.

Esta situación incrementará considerablemente la fragilidad en el proceso de envejecimiento (Hunter et al., 2004; Ahmed et al., 2007) ya que decrece la autonomía, incrementa el riesgo de accidente durante las actividades diarias (Ej.: caídas) y pone en peligro la salud y la propia vida de estas personas (Schrager et al., 2003; Goodpaster et al., 2006; Forrest, et al., 2007; Sayer et al., 2008). La fragilidad de las personas mayores debe ser entendida como un síndrome que define a aquellos adultos que presentan alta vulnerabilidad y riesgo incrementado de sufrir problemas de salud ocasionados por factores internos o externos que ponen en peligro su vida.

Durante el envejecimiento, el sistema muscular muestra diferencias obvias entre trastornos hipocinéticos y sujetos físicamente activos. La sarcopenia se manifiesta por atrofia muscular, una disminución del número de fibras, la pérdida de células satélites y mononucleares, menor capacidad de las células satélite para fusionarse en la fibra muscular, y una pérdida de unidades motoras (Cruz-Jentoft et al., 2010).

En este proceso degenerativo, los músculos utilizados con menos frecuencia sufren una mayor caída funcional inducida por la edad, por lo que, la fuerza disminuye más rápidamente en la musculatura del miembro inferior que en otras estructuras musculares, en particular, de la parte superior del cuerpo (Janssen et al., 2000). Estos

cambios se producen con independencia del sexo de los sujetos (Janssen et al., 2000; Camiña et al., 2001).

Esta situación, es particularmente prevalente entre los sujetos con enfermedad de Alzheimer (*AL*). Esta patología es la causa más común de demencia en las personas mayores y, como cualquier otra demencia, conlleva la pérdida progresiva de la capacidad cognitiva del sujeto (pensar, recordar y razonar) interfiriendo con la vida y las actividades diarias de quien la padece. Se asocia con una variedad de características no-cognitivas, incluyendo la función motora (por ejemplo, alteración de la marcha) (Scarmeas et al, 2005; Boyle et al, 2009).

Entre las estrategias disponibles de prevención, el entrenamiento es una práctica saludable con un mínimo riesgo de efectos secundarios y puede ser un método práctico y efectivo para la reducción y declive del organismo inducido por la edad. En este sentido, analizamos los efectos de un programa de actividad física en la capacidad contráctil de la musculatura de las extremidades inferiores [vasto lateral (*VL*), vasto medial (*VM*), recto femoral (*RF*) y bíceps femoral (*BF*)], valorando los cambios producidos con *TMG*, en pacientes diagnosticados con *AL*.

METODOLOGÍA

Muestra. Se evaluaron 18 sujetos (12 mujeres y 6 hombres) con una edad media de 75,3 años ($\pm 5,6$), diagnosticados con *AL* (grado leve y moderado). Todos ellos participaban en un programa de actividad física de 3 meses de duración (5 días a la semana) y 60 sesiones de trabajo con objetivo mixto. El programa, incluía tareas encaminadas a desarrollar el equilibrio (24 sesiones), la coordinación (36 sesiones), la movilidad articular (24 sesiones), la eficiencia metabólica (24 sesiones) y la fuerza muscular (36 sesiones) (Tabla 1).

Tabla 1. Distribución semanal de trabajo por objetivos.

Orientación del Entrenamiento (objetivos)				
Lunes	Martes	Miércoles	Jueves	Viernes
Fuerza Muscular	Eficiencia Metabólica	Fuerza Muscular	Eficiencia Metabólica	Fuerza Muscular
Coordinación	Movilidad-Equilibrio	Coordinación	Movilidad-Equilibrio	Coordinación
Motricidad-Cognitivo-Evocativa				

Los familiares de los pacientes y la directiva de la *Asociación Alzheimer Canarias*, fueron informados de las características del estudio y firmaron, en calidad de tutores, un consentimiento escrito para participar como sujetos experimentales. Todos los miembros del equipo de investigación participantes en el estudio siguieron rigurosamente los criterios propuestos en la Declaración de Helsinki para la investigación con seres humanos (*Adoptada por la 18ª Asamblea Médica Mundial de Helsinki en 1964 y modificada por la 59ª Asamblea General celebrada en Seúl en 2008*).

Procedimiento de medición. La *TMG* mide la respuesta muscular mediante un sensor de desplazamiento colocado sobre el vientre muscular del músculo seleccionado, perpendicularmente orientado a la dirección que tome el músculo en su deformación radial (Valencic & Knez, 1997). La pierna durante la evaluación permanece en semiflexión de aproximadamente 30° (Djordjevic et al., 2000, Simunic & Valencic et al., 2001, Gorelick & Brown, 2007). Para provocar la contracción del músculo (contracción isométrica) se aplica una corriente eléctrica bipolar (100 mA), de un milisegundo de duración, a través de dos electrodos de superficie sin afectar en ningún caso a los tendones de inserción (Knez & Valencic, 2000; Valencic, 2002; Simunic, 2003). Para evitar el fenómeno de activación post-tetánica cada estimulación era realizada con la suficiente pausa entre cada estímulo (Belic et al., 2000; Simunic, 2003) que, en este estudio, fue de 1 minuto. La reproducibilidad del método y la validez del protocolo experimental que emplea la *TMG* han sido estudiadas en diferentes trabajos mostrándose como una herramienta de alta precisión y efectividad para este tipo de

estudios (Dahmane et al., 2000; Belic et al., 2000, Simunic & Valencic, 2001, Simunic, 2003, Krizaj, 2008; Tous-Fajardo et al., 2010; Rodríguez-Matoso et al., 2010).

De cada estimulación se obtiene información numérica sobre la magnitud de los desplazamientos radiales del músculo y del momento en que estos cambios morfológicos se producen (Valencic & Knez, 1997; Simunic, 2003). De todos los datos obtenidos nos centramos en el análisis de los parámetros de *desplazamiento radial máximo* (Dm) y la *Velocidad de respuesta normalizada* (Vrn). El Dm representa el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros. Muestra la magnitud de la deformación y está relacionado con el *stiffness* muscular. Su valor cambia para cada sujeto y grupo muscular en función de sus características morfofuncionales y de la forma en que esas estructuras han sido trabajadas con anterioridad. Valores bajos, respecto a los valores medios de una población tipo, nos indican un elevado tono muscular y un exceso de rigidez, mientras que, valores mayores, indican una falta de tono muscular o, en algunos casos, un grado elevado de fatiga (Valencic et al., 2001; Dahmane et al., 2001, Hunter et al. 2006, Krizaj et al., 2008 García-Manso et al., 2011).

La Vrn representa la relación entre la diferencia del desplazamiento radial entre el 10% y el 90% de Dm (Δd_r) y el tiempo de contracción muscular entre esos mismos valores. Valencic & Knez (1997) plantean que para poder comparar los valores obtenidos en musculos diferentes debemos normalizar este incremento de tiempo. La forma de conseguirlo es dividir la ecuación realizada anteriormente por el Dm de cada musculo evaluado. Los autores nos dicen que Δd_r es igual a 0,8 por Dm . Por tanto, la velocidad de respuesta normalizada sería igual a 0,8 partido por el incremento de tiempo de contracción muscular entre el 10 y 90% de Dm .

Análisis Estadístico. Tras la prueba de normalidad (Shapiro-Wilk) se hizo una comparación de medias para muestras relacionadas en las dos condiciones evaluadas (pre y post). Se utilizó una *t-student* para los datos paramétricos y el ajuste de Mann-Whitney para las series que no presentaran una distribución normal (nivel de significación de $p \leq 0.05$). El tamaño del efecto (TE) se calculó con el *delta de Glass* (Thomas et al., 2005). Para el tratamiento estadístico se utilizó el paquete SPSS-v17 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

RESULTADOS

Los datos muestran que al final del protocolo se producen cambios relevantes en *Vrn* y *Dm* en cada uno de los músculos analizados. Estas adaptaciones son especialmente relevantes en el *RF* y el *BF* de ambas piernas (Tabla 2):

Tabla 2. Media y desviación estándar de los resultados de *Vrn* y *Dm* para los músculos analizados en los pacientes con *AL*, en la prueba antes (Pre) y después (Post) de la intervención, la diferencia obtenida entre prueba (** $p \leq 0.05$) y el tamaño del efecto (*TE*).

Músculo	Vrn (mm/s)				Dm (mm)			
	Pre	Post	Difer.	Estad.	Pre	Post	Difer.	Estad.
RF derecha	24.3 (± 3.8)	34.0 (± 6.0)	9.7 **	$p=0.000$ $TE=2.54$	3.2 (± 2.6)	3.7 (± 2.3)	0.5	$p=0.535$ $TE=0.20$
RF izquierda	25.0 (± 4.6)	33.8 (± 6.2)	8.9 **	$p=0.000$ $TE=1.91$	4.1 (± 3.1)	3.1 (± 1.5)	- 1	$p=0.180$ $TE= -0.31$
VL derecha	29.9 (± 7.7)	31.0 (± 5.0)	1.2	$p=0.435$ $TE=0.15$	3.6 (± 1.9)	3.9 (± 1.3)	- 0.3	$p=0.435$ $TE=0.15$
VL izquierda	32.5 (± 8.2)	30.2 (± 9.1)	- 2.3	$p=0.227$ $TE= -0.29$	3.6 (± 1.8)	3.2 (± 1.2)	0.4	$p=0.381$ $TE= -0.24$
VM derecha	41.9 (± 12.7)	41.2 (± 9.91)	- 0.7	$p=0.807$ $TE= -0.06$	4.2 (± 2.5)	4.8 (± 2.4)	0.6	$p=0.212$ $TE=0.24$
VM izquierda	41.3 (± 9.6)	37.2 (± 9.8)	- 7.7	$p=0.153$ $TE= -0.43$	4.2 (± 2.8)	5.1 (± 2.7)	0.9	$p=0.075$ $TE=0.33$
BF derecha	21.4 (± 8.0)	39.9 (± 13.8)	18.4 **	$p=0.000$ $TE=2.35$	4.2 (± 3.4)	3.5 (± 2.3)	- 0.7	$p=0.811$ $TE= -0.23$
BF izquierda	18.2 (± 9.3)	40.8 (± 11.4)	22.6 **	$p=0.001$ $TE=2.43$	3.5 (± 2.8)	4.1 (± 3.2)	0.6	$p=0.384$ $TE=0.22$

En el *RF* se observa que *Vrn* aumenta de forma significativa en ambas piernas ($p \leq 0.05$), mientras que *Dm* tiende a aumentar en la pierna derecha y disminuir en la izquierda al finalizar el programa de entrenamiento (Figura 1 y 2).

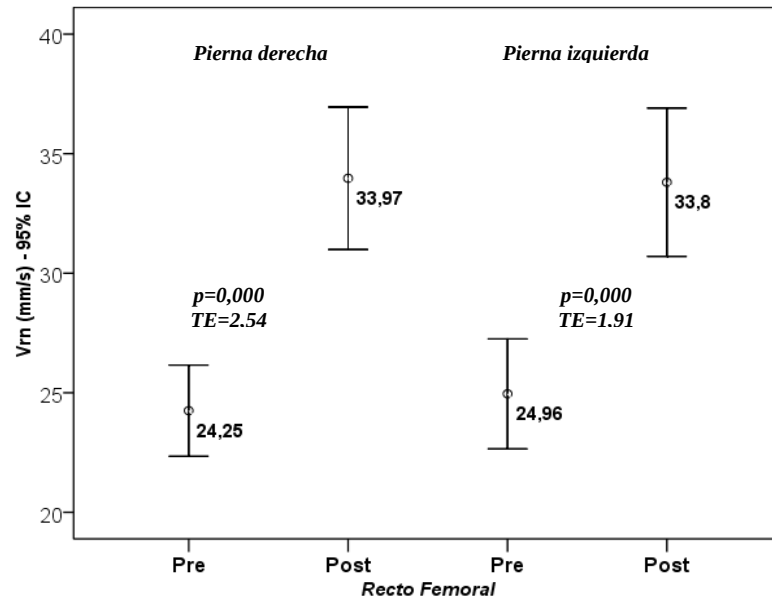


Figura 1. Gráfica de Vrn en mm/s al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de RF antes (Pre) y después (Post) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).

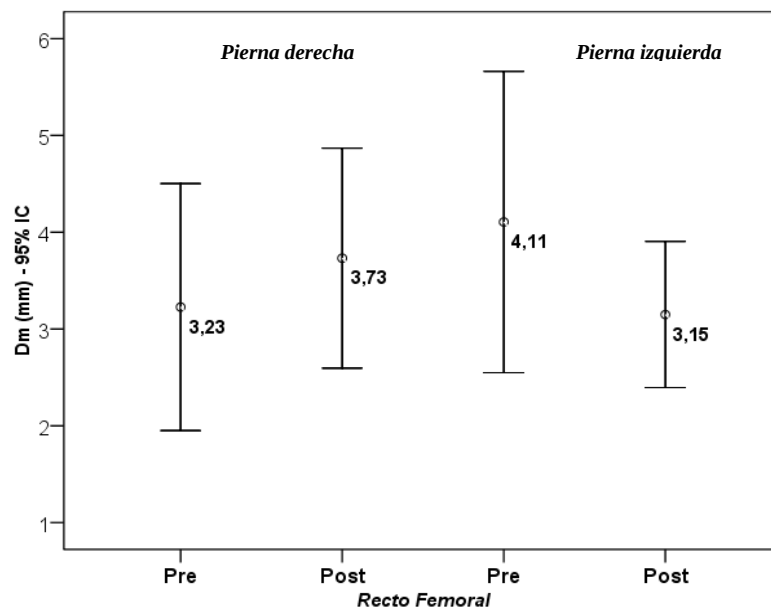


Figura 2. Gráfica de Dm (mm) al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de RF antes (Pre) y después (Post) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).

El VL presenta el mismo comportamiento en *Vrn* y *Dm*. Se observa moderada tendencia a aumentar su valor en la pierna derecha y a disminuir en la pierna izquierda, aunque sin mostrar cambios estadísticamente significativos (Figura 3 y 4).

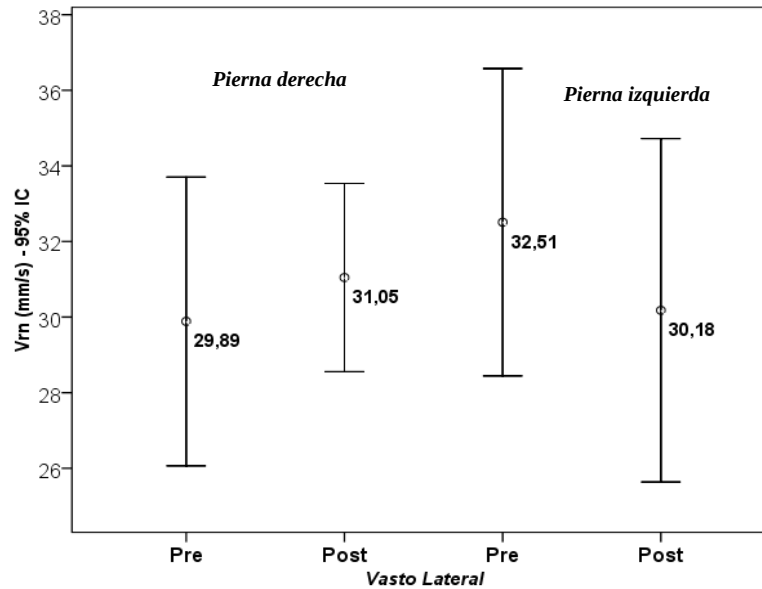


Figura 3. Gráfica de *Vrn* en mm/s al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de VL antes (*Pre*) y después (*Post*) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).

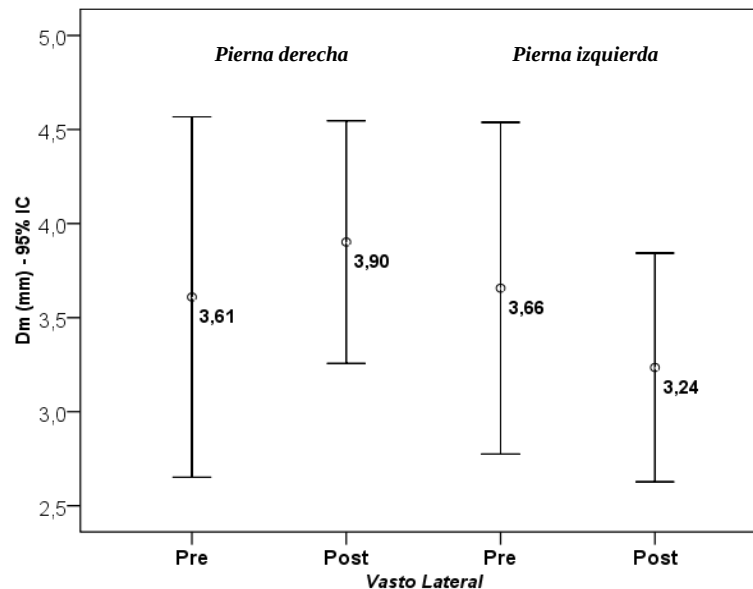


Figura 4. Gráfica de *Dm* (mm) al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de VL antes (*Pre*) y después (*Post*) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).

Los resultados del VM presentan el mismo comportamiento anteriormente descrito para el VL en la variable V_{rn} , tendiendo a aumentar en la pierna derecha y a disminuir en la pierna izquierda. En cambio, el valor de Dm tiende a aumentar en ambas piernas (Figura 5 y 6).

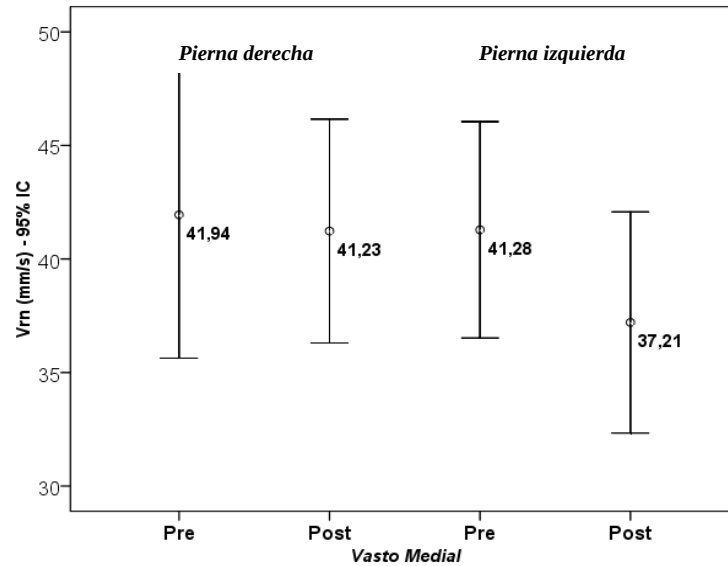


Figura 5. Gráfica de V_{rn} en mm/s al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de VM antes (Pre) y después (Post) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).

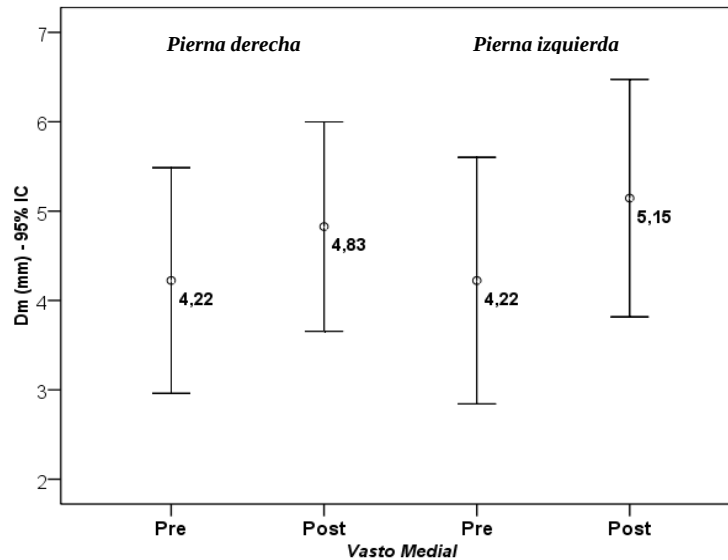


Figura 6. Gráfica de Dm (mm) al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de VM antes (Pre) y después (Post) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).

En el *BF* se detectó un aumento, estadísticamente significativo ($p \leq 0.05$) de la *Vrn* de ambas piernas, mientras que *Dm* disminuye ligeramente en la pierna izquierda y aumenta en la pierna derecha (Figura 7 y 8).

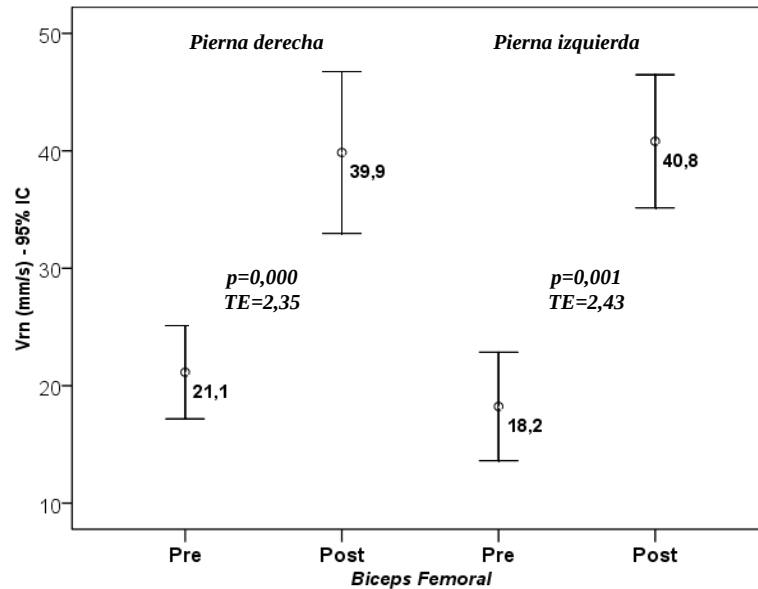


Figura 7. Gráfica de *Vrn* en mm/s al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de *BF* antes (*Pre*) y después (*Post*) del programa de actividad física en pacientes con *AL*, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y *TE*).

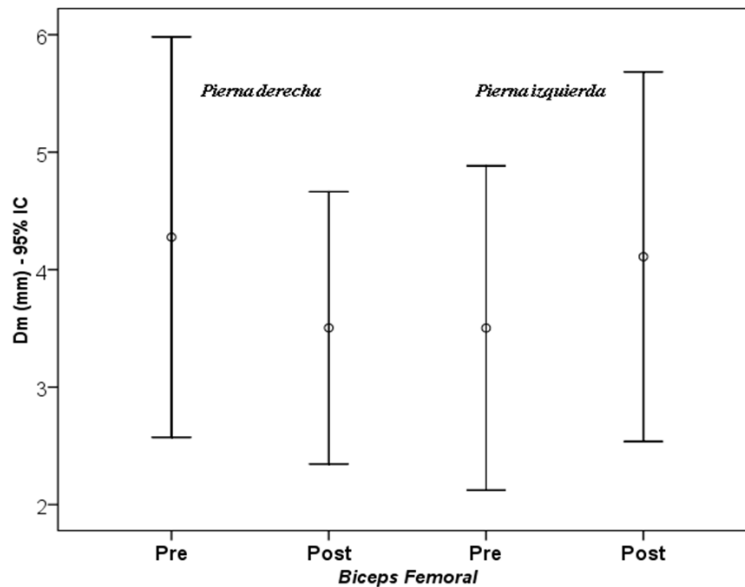


Figura 8. Gráfica de *Dm* (mm) al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de *BF* antes (*Pre*) y después (*Post*) del programa de actividad física en pacientes con *AL*, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y *TE*).

DISCUSIÓN

Un programa de actividad física específicamente diseñado para personas mayores con déficit cognitivo, permite cambios significativos en la respuesta muscular que, posteriormente, se manifestarán en mejoras de su motricidad y en beneficios para su autonomía y su calidad de vida. En nuestro estudio, se comprueba que un programa de esta naturaleza, y específicamente diseñado a este sector de población, conlleva cambios neuromusculares y estructurales que afectan a la musculatura del miembro inferior.

Especialmente relevantes fueron los cambios detectados en la *Vrn* del *RF* y el *BF* de ambas piernas. En concreto, se observan aumentos favorables de la velocidad en la deformación radial de estas estructuras musculares. Los datos reflejan un aumento significativo de *Vrn* para *RF* ($p=0.000$; $TE=2,54$ en pierna derecha y $p=0.000$; $TE=1,91$ en pierna izquierda) y *BF* ($p=0.000$; $TE=2,35$ en pierna derecha y $p=0.001$; $TE=2,43$ en pierna izquierda). Menos apreciables son los cambios de *Vrn* en *VL* y *VM*.

Es sabido que la pérdida de masa muscular relacionada con la edad provoca una pérdida de ambas unidades motoras (lentas y rápidas), con una acelerada pérdida de unidades motoras rápidas, afectando negativamente a los movimientos más veloces. Esto conlleva que los niveles de fuerza dinámica declinen con la edad más rápidamente que la capacidad de mantener el equilibrio estático o de generar fuerza estática (Lanza et al., 2003; Valour et al., 2003; Hwang et al., 2006).

Sin embargo, la práctica continuada de ejercicio, especialmente cuando se incluyen ejercicios de fuerza, producen incrementos pronunciados en la fuerza (Hunter et al., 2004, Martel et al., 2006) y en la potencia muscular (Foldvari et al., 2000; Henwood et al., 2008), que se atribuyen a una serie de adaptaciones neurológicas y morfológicas. Las contracciones musculares esqueléticas son movimientos esenciales que generan la energía necesaria al ser humano para mantener la estabilidad, tal efecto es un aspecto fundamental en la motricidad de personas mayores (Melzer et al., 2004; Holbein et al., 2007; Maciaszek, 2010).

La mejora de *Vrn* en *RF* y *BF* y, la estabilización en *VL* y *VM*, a nuestro entender, supone una adaptación positiva de la musculatura al proceso de entrenamiento al que los sujetos de la muestra fueron sometidos. Esta opinión coincide con lo planteado en la revisión realizada por Hazell et al. (2007) sobre el efecto que tienen la aplicación de

programas de entrenamiento de fuerza a personas mayores. En ella se señala que los protocolos que incluyen ejercicios de potencia logran una mejor predisposición de la persona a las actividades de la vida diaria (caminar, subir escaleras, levantarse desde la posición de sentado, etc.) que los trabajos que se centran en el desarrollo de la resistencia y de la fuerza general. Estos últimos aspectos, aunque mejoran la condición física de la persona mayor, no son tan efectivos para las acciones dinámicas que complementan el desplazamiento y el equilibrio dinámico.

Si tenemos presente que *RF* y *BF* son músculos antagonistas entre sí, entenderemos mejor su papel fundamental en el equilibrio de la persona mayor durante la bipedestación y durante la marcha (Wang et al., 2006; Asaka & Wang, 2008). Se puede observar cómo, entre los sujetos de nuestra muestra, son estos dos músculos los que presentan mayores transformaciones al final del periodo de entrenamiento. Estos cambios en la activación de *RF* y *BF* también fueron detectados por Asaka et al. (2008). En consecuencia, podemos pensar que estas respuestas adaptativas permiten mejorar la estabilización del cuerpo (especialmente de la cadera) y favorecer la marcha, en general, mejoran la autonomía para la realización de las actividades de la vida diaria.

Podríamos entender también que la razón por la que las mejoras son especialmente evidentes en esta musculatura, es que el *RF* y el *BF* son estructuras musculares que se ven menos afectadas que el *VL* y el *VM* durante los procesos degenerativos propios del envejecimiento (Scelsi et al., 1980; Grimby et al., 1982; Lidboe et al., 1982, LeBlanc et al., 1995 y Akima et al., 2000).

Estos cambios morfológicos y funcionales afectan de forma considerable a la calidad de vida de los sujetos. Una disminución de la capacidad contráctil del músculo y, en consecuencia, la pérdida de fuerza y el descenso de la potencia y resistencia muscular, traen consigo problemas que afectan, entre otras cosas, a la forma que los mayores tienen de afrontar la vida diaria y relacionarse con su entorno (Hunter et al., 2004).

La actividad física además de provocar cambios funcionales, también genera adaptaciones estructurales que afectan tanto al tejido contráctil (sarcómeros, miofibrillas y fibras) como al tejido conjuntivo (tendones). Estos cambios afectarán directamente al stiffness muscular y su capacidad de deformación durante la contracción.

Recordemos que los niveles de deformación son detectados con la *TMG* mediante el valor de *Dm*. En nuestro estudio, los valores de *Dm*, en todos los sujetos, tienden a mantenerse o modificarse levemente como consecuencia del programa de actividad física. En todos los músculos evaluados los valores de *Dm*, antes y después del protocolo de entrenamiento, son ligeramente más bajos que los que habitualmente hemos observamos en nuestro laboratorio cuando evaluamos sujetos activos de su misma edad o personas mayores con pérdida reducida de masa muscular (Heredia et al., 2011).

Un exceso de rigidez en las estructuras musculares, qué es lo que se observa en nuestros sujetos, puede estar vinculado con la disminución de masa muscular (sarcopenia) y mayor rigidez de los tendones de esta musculatura.

La pérdida de masa muscular parece estar asociada a la disminución de elementos contráctiles (Trappe et al., 2004), la reducción del número total de fibras musculares (Kamel, 2003) y la disminución del tamaño de las fibras musculares Tipo II o de contracción rápida (Akima et al., 2000), por una pérdida de unidades motoras (Antonutto et al., 1999) y por tanto de tono muscular (Pisot et al., 2008) y de las propiedades mecánicas del tendón (Doherty et al., 2003; Narici et al., 2008; Lang et al., 2010).

Siempre es necesario tener en cuenta que el músculo y los tendones actúan como una unidad. La disminución de la cantidad de agua y los mucopolisacáridos en los tendones contribuye a los cambios dependientes de la edad aumentando la rigidez del tendón y contrarrestando la disminución de la función contráctil del músculo esquelético relacionada con la edad (Lang et al., 2010). En sujetos físicamente activos (entrenados en fuerza o en resistencia) el entrenamiento induce a una remodelación del tejido del tendón, dependiendo de la magnitud y la intensidad del trabajo (Barone et al., 2008) con claras evidencias sobre el aumento de la rigidez del tendón (Reeves et al., 2003).

Los cambios en la rigidez del tendón pueden alterar de forma significativa la forma en cómo se produce la deformación muscular (magnitud, tiempo y duración de la deformación) después de ser activado el músculo mediante un estímulo aislado para contraerse isométricamente (Simunic et al., 2010). Durante una contracción isométrica, la tensión del tendón y los cambios en el diámetro del vientre muscular compensan

constantemente el volumen del músculo. Desde un punto de vista práctico, debemos pensar que un aumento en la rigidez de los tendones de las personas mayores podría permitir, un desarrollo de la fuerza más rápido y una reducción de las necesidades metabólicas del tejido músculo-esquelético por efecto de la respuesta elástica del tendón (Narici et al., 2008; Lang et al., 2010).

CONCLUSIONES

Un programa de actividad física adaptado a personas mayores, especialmente a personas diagnosticadas con *AL*, permite cambios en la morfología y la respuesta muscular que favorecen el equilibrio y la capacidad de desplazamiento, disminuyendo el riesgo de caída y mejorando la calidad de vida de los sujetos.

AGRADECIMIENTO

A todos los sujetos que intervinieron en el estudio, a sus familiares y a la *Asociación Alzheimer Canarias*.

BIBLIOGRAFÍA

1. Ahmed N, Mandel R & Fain MJ. (2007). Frailty: an emerging geriatric syndrome. *American Journal Medicine*. 120:748-753.
2. Akima H, Kawakami Y, Kubo K, Sekiguchi C, Ohshima H, Miyamoto A & Fukunaga T. (2000). Effect of short-duration spaceflight on thigh and leg muscle volume. *Medicine Science Sports Exercise*. 32: 1743–1747.
3. Antonutto G, Capelli C, Girardis M, Zamparo P & di Prampero PE. (1999). Effects of microgravity on maximal power of lower limbs during very short efforts in humans. *Journal Applied Physiology*. 86: 85–92.
4. Asaka T & Wang Y. (2008). Effects of Aging on Feedforward Postural Synergies. *Journal of Human Kinetics*. 20: 63-70.
5. Asaka T, Wang Y, Fukushima J & Latash MI. (2008). Learning effects on muscle modes and multi-mode postural synergies. *Experimental Brain Research*. 184: 323-338.
6. Barone R, Bellafiore M, Leonardi V & Zummo G. (2008). Structural analysis of rat patellar tendon in response to resistance and endurance training. *Scandinavian Journal Medicine Science Sport*. 19(6): 782-789.

7. Belic A, Knez N, Karba R & Valencic V. (2000). Validation of the human muscle model. Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference, 16-20. July 2000, Vancouver, British Columbia. Session 1: Issues on Whole Body Modeling.
8. Boyle PA, Buchman AS, Wilson RS, Leurgans SE & Bennett DA. (2009). Association of Muscle Strength with the Risk of Alzheimer's Disease and the Rate of Cognitive Decline in Community-Dwelling Older Persons. *Archive Neurology*. 66(11): 1339–1344.
9. Buckwalter JA. (1997). Decrease mobility in elderly: the exercise antidote. *The Physician and Sports Medicine*. 25 (9).
10. Camiña-Fernández F, Cancela-Carral JM & Romo-Pérez V. (2001). La prescripción del ejercicio físico para personas mayores. Valores normativos de la condición física. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 1(2):136-154.
11. Cruz-Jentoft A, Landi F, Topinková E & Jean-Pierred M. (2010). Understanding sarcopenia as a geriatric syndrome. *Clinical Nutrition & Metabolic Care*. 13(1): 1-7.
12. Dahmane R, Knez N, Valencic V & Erzen I. (2000). Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. Book of Abstract: Life Sciencies 2000, Gozd Martuljek, Slovenia, September 28th to October 1st, 2000, pp./str. 29.
13. Djordjevic S, Valencic V, Knez N, Dahmane R, Jurcic-Zlobec B, Bednarik J, Simunic B, Kersevan K & Godina N. (2000). Contractile properties of skeletal muccles of two groups of sportsmen-sprinters and cyclist measured by Tensiomyography. 2000 Pre-Olympic Congress, Brisbane, Australia, Abstract 220.
14. Doherty TJ. (2003). Invited review: aging and sarcopenia. *Journal of Applied Physiology*. 95(4): 1717-1727.
15. Foldvari M, Clark M, Laviolette LC, Bernstein MA, Kaliton D, Castaneda C, Pu CT, Hausdorff JM, Fielding JM & Fiatarone MA. (2000). Association of muscle power with functional status in community-dwelling ederly women. *Journal Gerontology Medicine Science*. 55A:M192-M199.
16. Forrest KY, Zmuda J & Cauley J. (2007). Patterns and correlates of muscle strength loss in older women. *Gerontology*. 53:140-7.

17. Glass GV. (1976). Primary, secondary, and meta-analysis of research. *Educational Researcher*. 10: 3-8.
18. González JM & Vaquero M. (2000). Indicaciones y sugerencias sobre el entrenamiento de fuerza y resistencia en ancianos. *International Journal Medicine Science Physical Activity Sport*. 1: 41-48.
19. Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz AV, Simonsick EM, Tylavsky FA, Visser M & Newman AB. (2006). The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. *Journal Gerontol A Biology Science Medicine Science*. 61:1059-64
20. Gorelick ML & Brown JM. (2007). Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *European Journal Applied Physiology*. 100(1): 35-44.
21. Hazell T, Kenno K & Jakobi J. (2007). Functional Benefit of Power Training for Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*. 15:349-359.
22. Henwood TR, Riek S & Taaffe DR. (2008). Strength versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults. *Journal Gerontology Medicine Science*. 63A(1): 83-91.
23. Holbein J, Mary JA, McDermott K, Shaw C & Demchak J. (2007). Validity of functional stability limits as a measure of balance in adults aged 23-73 years. *Ergonomics*. 50(5): 631-646
24. Hunter GR, McCarthy JP & Bamman MM. (2004). Effects of resistance training on older adults. *Sports Medicine*. 34 (5): 329-348.
25. Hwang IS, Huang CT & Cherng CC. (2006). Postural fluctuations during pointing from a unilateral or bilateral stance. *Human Movement Science*. 25: 275-291.
26. Janssen I, Heymfield SB, Wang Z & Ross R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *Journal Applied Physiology*. 89:81-88.
27. Kamel H. (2003). Sarcopenia and aging. *Nutrition Reviews*. 61(5): 157-167.
28. Knez N & Valencic V. (2000). Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21-23, September 2000, Portoroz, Slovenia. Ljubljana: IEEE Region 8, Slovenian section IEEE, Vol. B, pp. 301-304.

29. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645-651.
30. Lang T, Streeper T, Cawthon P, Baldwin K, Taaffe DR & Harris TB. (2010). Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment. *Osteoporos International*. 21:543–559
31. Lanza IR, Towse TF, Caldwell GE, Wigmore DM & Kent-Braun JA. (2003). Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *Journal Applied Physiology*. 95:2361–2369.
32. Leenders N. (2003). The elderly, en Ehrman J.K., Gordon, P.M., Visich P.S. & Keteyian S.J. (edits.): *Clinical Exercise Physiology*, Ed. Human Kinetics, Champaign (IL, USA).
33. Lidboe CF & Torvik A. (1982). The effects of ageing, cachexia and neoplasms on striated muscle. Quantitive histological and histochemical observations on an autopsy material. *Acta Neuropathologica*. 57: 85-92.
34. Maciaszek J. (2010). Muscle Strength and Aerobic Endurance as Factors Differentiating Falling and Non-Falling Men over 70 Years. *Journal of Human Kinetics*. 25: 35-40.
35. Martel GH, Roth SM, Ivey FM, Lemmer JT, Tracy BL, Hurlbut DE, Metter EJ, Hurley BF, Rogers MA. (2006). Age and sex affect human muscle fibre adaptations to heavy-resistance strength training. *Experimental Physiology*. 91: 457-464.
36. Mcardle WD, Katch FI & Katch FL. (2001). *Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance* (5th ed.). Hagerstown, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
37. Melzer I, Benjuya N & Kaplanski J. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing*. 33(6): 602–607.
38. Narici MV, Maffulli N & Maganaris CN. (2008). Ageing of human muscles and tendons. *Disability Rehabilitation*. 30(20-22):1548-1554.
39. Pisot R, Narici MV, Simunic B, De Boer M, Seynnes O, Jurdana M, Biolo G & Mekjavic IB. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed-rest. *Journal of Applied Physiology*. 104(2): 409-414.
40. Reeves ND, Narici MV & Maganaris CN. (2003). Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle Nerve*. 28:74–81.

41. Roberts HC, Denison HJ, Martin HJ, Patel HP, Syddall H, Cooper C, Sayer AA. (2011). A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. *Age Ageing*. 40 (4): 423-429.
42. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, Da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM. (2010). Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3(3):81-86.
43. Sayer AA, Dennison EM, Syddall HE, Jameson K, Martin HJ & Cooper C. (2008). The developmental origins of sarcopenia: Using peripheral quantitative computed tomography to assess muscle size in older people. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*. 63A:835-840.
44. Scarmeas N, Albert M, Brandt J, Blacker D, Hadjigeorgiou G, Papadimitriou A, Dubois B, Sarazin M, Wegesin D, Marder K, Bell K, Honig L & Stern Y. (2005). Motor signs predict poor outcomes in Alzheimer disease. *Neurology*. 64:1696–1703.
45. Schragger M, Bandinelli S, Maggi S & Ferucci L. (2003). Sarcopenia: Twenty open questions for research agenda. *Basic Applied Myology*. 13 (4): 203-208.
46. Simunic B. (2003). *Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles*. Doctoral Thesis. Ljubljana.
47. Simunic B & Valencic V. (2001). Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE, Vol. B, pp: 363-366. 24-26 de septiembre de 2001. Portoroz (Eslovenia).
48. Simunic B, Krizaj D, Narici M & Pisot R. (2010). Twitch parameters in transversal and longitudinal Biceps brachii response. *Annales Kinesiologiae*. 1(1): 61-80.
49. Thomas JR, Nelson JK & Silverman SJ. (2005). *Research methods in physical activity* (5th Ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
50. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Doutres DM & Maffiuletti NA. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(4): 761-766.
51. Trappe S, Trappe T, Gallagher P, Harber M, Alkner B & Tesch P. (2004). Human single muscle Fibre function with 84 day bed-rest and resistance exercise. *Journal Physiology*. 557: 501–513.

52. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artific Org.* 21: 240-242.
53. Valencic V. (2002). Method for selective and non-invasive detection of skeletal muscles contraction process. International Application Published under the Patent Cooperation Treaty (PCT). N° WO 02/074167 A1.
54. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tenziomiography: Detection of skeletal muscle response by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*. 1: 1-10.
55. Valour D, Ochala J, Ballay Y & Pousson M. (2003). The influence of ageing on the force-velocity-power characteristics of human elbow flexor muscles. *Experimental Gerontology*. 38:387–395.
56. Wang Y, Asaka T, Zatsiorsky VM & Latash MI. (2006). Muscle synergies during voluntary body sway: combining across-trials and within-a-trial analyses. *Experimental Brain Research*. 174:679-693.
57. Wilmore JH & Costill DL. (2004). *Physiology of sport and exercise* (3rd ed.). Edit. Human Kinetics.

ÍNDICE DE TABLAS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 4.1.	p. 5	Revisión bibliográfica sobre la evolución de publicaciones científicas donde la herramienta utilizada para lograr información sobre el objeto de estudio ha sido la TMG-BMC.
Tabla 7.1.	p. 24	Parámetros de contracción para 60° y 5° antes de realizar el protocolo; * $p < 0.05$ y *** $p < 0.001$. Adaptado de Djordjevic et al., (2012).
Tabla 7.2.	p. 29	Comportamiento del tiempo de mantenimiento (T_s) y de relajación (T_r) de la contracción muscular en milisegundos para los músculos extensores (RF , VL y VM) y flexores (BF y ST) de la articulación de la rodilla. Evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez Matoso et al., (In submission).
Tabla 7.3.	p. 30	Valores de T_d , T_c , y D_m de los músculos bíceps femoral y recto femoral, con el valor del tamaño del efecto (TE), tras la recuperación activa y pasiva (baseline) y 24 horas después del entrenamiento (Post-test). Adaptado de Rey et al., (2012a).
Tabla 7.4.	p. 31	Percepción del dolor muscular (Escala de Lickert de 1 a 7) tras la recuperación activa y pasiva (Pre-test) y 24 horas después del entrenamiento (Post-test). Adaptado de Rey et al., (2012a).
Tabla 7.5.	p. 41	Velocidad de respuesta normaliza (V_{rn}) media en cada uno de los músculos evaluados, bíceps femoral (BF), recto femoral (RF), vasto medial (VM) y vasto lateral (VL), de los jugadores y jugadoras según la posición específica y las diferencias estadísticamente significativas entre géneros. Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., In press).
Tabla 7.6.	p. 44	Ejemplo de simetría funcional de la articulación de la rodilla y posibles patologías asociadas en cinco hombres y cinco mujeres (Rodríguez-Ruiz et al., 2012a).
Tabla 8.1.	p. 52	Tiempo de contracción (ms) de la respuesta del vientre muscular y porcentaje de fibras tipo I en los 7 músculos evaluados en los dos grupos de sujetos (valores medios y desviación estándar). Extraído de Dahmane et al., (2000).
Tabla 8.2.	p. 53	Contribución media relativa del área de sección transversal $\pm SEM$ del tipo de fibras [Tipo I (a), Tipo II ^a (b), Tipo II ^b (c)] situadas en el plano superficial y profundo de los músculos de las extremidades de humanos. Adaptado de Dahmane et al., (2005).

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 8.3.	p. 54	Tiempos de contracción de la respuesta del vientre muscular, en nueve músculos evaluados a un grupo de 15 sujetos, estimulados de forma tetánica con intensidades submáximas (10%MS; 50%MS) del estímulo máximo (valores medios y desviación estándar). Adaptado de Dahmane et al., (2005).
Tabla 8.4.	p. 57	Análisis de la regresión lineal múltiple de los parámetros de tensiomiografía como predictores de %MHC-I. Adaptado de Simunic et al., (2011).
Tabla 8.5.	p. 62	Valores medios de la pierna izquierda y derecha junto a las desviaciones estándar de tiempo de retardo, tiempo de contracción, tiempo de relajación, tiempo de mantenimiento y desplazamiento máximo o deformación radial del bíceps femoral antes y después del triatlón de ultra-resistencia. Adaptado de García-Manso et al., (2011a).
Tabla 8.6.	p. 63	Valores medios de la pierna izquierda y derecha junto a las desviaciones estándar de tiempo de retardo, tiempo de contracción, tiempo de relajación, tiempo de mantenimiento y desplazamiento máximo o deformación radial del recto anterior del muslo antes y después del triatlón de ultra-resistencia. Adaptado de García-Manso et al., (2011a).
Tabla 8.7.	p. 64	Coefficientes de correlación para el cambio de % de <i>Dm</i> respecto al Día 0 frente a <i>MVC</i> , <i>RTD</i> , <i>Tc</i> , <i>RTD</i> , <i>CK</i> , Circunferencia y dolor muscular (* $p<0.05$; ** $p<0.01$). Adaptado de Hunter et al., (2012).
Tabla 8.8.	p. 67	Ejemplo de tiempo de sustentación observado en cuatro parejas (dos masculinas y dos femeninas) de voleibol para el análisis del VL en función del espacio que ocupa en el campo. Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., 2012a.
Tabla 8.9.	p. 70	Valores medios y desviación estándar de los 4 parámetros contráctiles evaluados (<i>Td</i> , <i>Tc</i> , <i>Ts</i> y <i>Tr</i>). * ($p\leq 0.05$). Adaptado de Zagorc et al., (2010).
Tabla 8.10.	p. 80	Parámetros contráctiles transversales y longitudinales de gemelo de sapo medidos antes y después de estimular el músculo de forma aislada. Adaptado de Simunic, (2003).
Tabla 8.11.	p. 81	Valores del tiempo de contracción del bíceps femoral y desviación estándar perteneciente a evaluaciones de sujetos de diferente edad y tipo de deporte practicado. Adaptado de Simunic et al., (2009).
Tabla 8.12.	p. 82	Valores del tiempo de contracción del vasto lateral y desviación estándar perteneciente a evaluaciones de sujetos de diferente edad y tipo de deporte practicado. Adaptado de Simunic et al., (2009).

Tabla 8.13.	p. 83	Media y desviación típica de los diferentes parámetros evaluados, medidos en milisegundos (T_c , T_d , T_s y T_r) y en milímetros (D_m) en ambos lados. Adaptado de García-García et al., (2011).
Tabla 8.14.	p. 89	Ejemplo del tiempo de mantenimiento de la contracción en el VL de 4 parejas de voleyplaya (2 masculinas y 2 femeninas) dependiendo de la posición que ocupa cada jugador en la cancha. Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2012a).
Tabla 8.15.	p. 93	Valores medios del periodo de latencia (T_1), tiempo de pico a pico (T_2) y pendiente del impulso (A/T_2). Adaptado de Burger et al., (1996).
Tabla 8.16.	p. 96	Tiempo de contracción (T_c) antes (<i>Pre</i>) y después (<i>Post</i>) de los 35 días en cama, de todos los músculos evaluados. Adaptado de Pisot et al., (2008).
Tabla 8.17.	p. 96	Máximo desplazamiento (D_m) antes (<i>Pre</i>) y después (<i>Post</i>) de los 35 días en cama, de todos los músculos evaluados. Adaptado de Pisot et al., (2008).
Tabla 8.18.	p. 100	Valores y desviación estándar de D_m y T_c de los músculos evaluados (GL , GM y TA) en ambas piernas en los pacientes que habían desarrollado signos clínicos (<i>A</i>) y en los pacientes que no habían desarrollado signos de la enfermedad (<i>B</i>). Adaptado de Neamtu et al., (2011).
Tabla 8.19.	p. 101	Media y desviación estándar de V_{rn} y D_m de los músculos analizados en pacientes con <i>AD</i> en los test antes (<i>Pre</i>) y después (<i>Post</i>) a la intervención; diferencias obtenidas entre tests ($**p \leq 0.05$); y el tamaño de efecto de la muestra (<i>ES</i>). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2012b).
Estudio I	p. 127	Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions
Tabla 1	p. 134	Estadísticos descriptivos (media, desviación típica, valor máximo y valor mínimo) de cada una de las variables analizadas, tiempo de contracción (T_c), deformación máxima (D_m), tiempo de latencia (T_d), tiempo de sostén (T_s) y tiempo de relajación (T_r) en la evaluación del comportamiento muscular del recto anterior.
Tabla 2	p. 135	Consistencia interna de la <i>TMG</i> determinada mediante el alfa de Cronbach en los cinco parámetros musculares evaluados (Tiempo de contracción (T_c), Deformación máxima (D_m), Tiempo de latencia (T_d), Tiempo de sostén (T_s) y Tiempo de relajación (T_r), $N=25$).

Tabla 3	p. 136	Valores de reproducibilidad de mediciones repetidas ANOVA y la prueba de Bonferroni post-hoc.
Tabla 4	p. 137	Coeficiente de Correlación (Pearson) entre las tres mediciones de los cinco parámetros evaluados <i>Td</i> , <i>Tc</i> , <i>Ts</i> , <i>Tr</i> y <i>Dm</i> .
Estudio II	p. 145	Tensiomiografía, Utilidad y Metodología en la evaluación muscular
Estudio III	p. 159	The tensiomyography used for evaluating high level beach volleyball players
Tabla 1	p. 163	Características morfológicas de la muestra.
Tabla 2	p. 166	Resultados de la estadística descriptiva obtenida de los parámetros <i>Dm</i> , <i>Td</i> , <i>Tc</i> , <i>Ts</i> y <i>Tr</i> de <i>VM</i> , <i>VL</i> y <i>BF</i> obtenida de los participantes en el estudio.
Tabla 3	p. 168	Ejemplo de simetría funcional de la articulación de la rodilla y posibles patologías asociadas en 10 sujetos (cinco hombres y cinco mujeres). Los datos en cursiva muestran los valores más relevantes de la tabla.
Tabla 4	p. 170	Ejemplo de tiempo de sustentación observado en cuatro parejas (dos masculinas y dos femeninas) de voleyplaya para el análisis del <i>VL</i> en función del espacio que ocupa en el campo.
Tabla 5	p. 171	Relación del <i>Ts</i> con <i>Td</i> , <i>Tc</i> y <i>Dm</i> obtenidos en el <i>BF</i> en sujetos de nuestra muestra [dos masculinos (<i>M</i>) y dos femeninos (<i>F</i>)].
Tabla 6	p. 173	Resultados de la <i>TMG</i> para un sujeto de la muestra de voleyplaya que presenta un desequilibrio funcional en el bíceps femoral (<i>BF</i>).

Estudio IV p. 179 Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature of volleyball players

Tabla 1 p. 182 Características morfológicas de la muestra.

Estudio V p. 197 Assessment of muscle fatigue after an ultraendurance triathlon using tensiomyography (TMG)

Tabla 1 p. 202 Tiempos medios de los participantes en la natación, ciclismo y carrera en el Ironman 2009 de Lanzarote.

Tabla 2 p. 202 Promedio de entrenamiento durante el mes anterior a la prueba (Mesociclo) de los participantes en el estudio.

Tabla 3 p. 205 Valores del bíceps femoral de ambas piernas con la media y desviación estándar de *Tr*, *Tc*, *Tr*, *Ts* y *Dm* antes y después del triatlón ultra-resistencia.

Tabla 4 p. 206 Valores del recto femoral de ambas piernas con la media y desviación estándar de *Tr*, *Tc*, *Tr*, *Ts* y *Dm* antes y después del triatlón ultra-resistencia.

Estudio VI p. 215 Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii

Estudio VII p. 235 Mechanical response of the flexor and extensor muscles of the knee in Bodyboarders of high level during the competition

Tabla 1 p. 239 Características ambientales en las que se desarrollaron la competición.

Tabla 2 p. 241 Comportamiento del tiempo de mantenimiento de la contracción (*Ts*) en milisegundos para los músculos extensores (*RF*, *VL* y *VM*) y flexores (*BF* y *ST*) de la rodilla evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$).

Tabla 3	p. 242	Comportamiento del tiempo de relajación (<i>Tr</i>) en milisegundos para los músculos extensores (<i>RF</i> , <i>VL</i> y <i>VM</i>) y flexores (<i>BF</i> y <i>ST</i>) de la rodilla evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$).
Tabla 4	p. 242	Comportamiento del desplazamiento radial máximo (<i>Dm</i>) en milímetros en los músculos extensores (<i>RF</i> , <i>VL</i> y <i>VM</i>) y flexores (<i>BF</i> y <i>ST</i>) de la rodilla evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$).
Tabla 5	p. 243	Comportamiento la Velocidad de Respuesta Normalizada (<i>Vrn</i>) en milímetros por segundo en los músculos extensores (<i>RF</i> , <i>VL</i> y <i>VM</i>) y flexores (<i>BF</i> y <i>ST</i>) de la rodilla evaluados, antes y después de la manga de competición (* $p \leq 0,05$).
Estudio VIII	p. 251	Efectos de la edad y el nivel de actividad física sobre la velocidad de respuesta de los músculos flexores y extensores de la rodilla
Estudio XIX	p. 267	Changes in the response of knee extensor and flexor muscles after participation in a physical activity program for Alzheimer's patients
Tabla 1	p. 271	Distribución semanal de trabajo por objetivos.
Tabla 2	p. 273	Media y desviación estándar de los resultados de <i>Vrn</i> y <i>Dm</i> para los músculos analizados en los pacientes con <i>AL</i> , en la prueba antes (Pre) y después (Post) de la intervención, la diferencia obtenida entre prueba (** $p \leq 0.05$) y el tamaño del efecto (<i>TE</i>).

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 7.1	p. 25	Ejemplo de colocación del sensor y los electrodos para la evaluación del recto anterior del cuádriceps.
Figura 7.2.	p. 33	Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante <i>TMG</i> en el bíceps crural de un jugador de voleibol a una amplitud de 110 mA y una duración de 1 ms. <i>Dm</i> representa la deformación muscular máxima, <i>Td</i> el tiempo de reacción al estímulo, <i>Tc</i> es el tiempo de contracción, <i>Vc</i> es la velocidad de contracción que, en el caso de la gráfica corresponde a los 2 mm de deformación, <i>Ts</i> indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y <i>Tr</i> representa el tiempo de relajación. Adaptado de Rodríguez-Matoso et al., (2012a).
Figura 7.3.	p. 35	Representación gráfica de los valores medios (n:19) obtenidos en el desplazamiento radial de las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides en función del tiempo y Valores medios de <i>Td</i> en ms, para las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides al 95% de intervalo de confianza y el grado de significación de la diferencia (p) y el tamaño del efecto (ES) (Rodríguez-Matoso et al., 2012b).
Figura 7.4.	p. 36	Representación gráfica de los valores medios (n:19) obtenidos en el desplazamiento radial de las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides en función del tiempo y Valores medios de <i>Tc</i> en ms, para las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides al 95% de intervalo de confianza y el grado de significación de la diferencia (p) y el tamaño del efecto (ES) (Rodríguez-Matoso et al., 2012b).
Figura 7.5.	p. 37	Representación gráfica de los valores medios (n:19) obtenidos en el desplazamiento radial de las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides en función del tiempo y Valores medios de <i>Ts</i> en ms, para las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides al 95% de intervalo de confianza y el grado de significación de la diferencia (p) y el tamaño del efecto (ES) (Rodríguez-Matoso et al., 2012b).
Figura 7.6.	p. 37	Representación gráfica de los valores medios (n:19) obtenidos en el desplazamiento radial de las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides en función del tiempo y Valores medios de <i>Tr</i> en ms, para las porciones anterior (PA), media (PM) y posterior (PP) del deltoides al 95% de intervalo de confianza y el grado de significación de la diferencia (p) y el tamaño del efecto (ES) (Rodríguez-Matoso et al., 2012b).

Figura 7.7.	p. 38	Representación gráfica de la relación entre Dm y el incremento de tiempo (Δt) para hallar la Velocidad de contracción (V_c) en un punto determinado de Dm (2 mm) y su relación con los otros parámetros evaluados con la TMG. Adaptado de García-Manso et al., (2012b).
Figura 7.8.	p. 39	Ejemplo de valores de V_{rn} del bíceps crural en 19 jugadores profesionales de voleibol y 19 triatletas que practican triatlón de larga distancia (Ironman). Adaptado de Rodríguez-Matoso et al., (2012a).
Figura 7.9.	p. 40	Velocidad de respuesta (A) y de contracción (B), en milímetros/segundos, de la pierna dominante (vasto lateral) antes y después de cada inmersión (CWI). Extraído de García-Manso et al., (2010).
Figura 8.1.	p. 51	Valores medios de V_{rn} para el vasto lateral (VL) de la pierna derecha al 95% de IC y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al. (2013).
Figura 8.2.	p. 54	Valores medios e intervalos de confianza del porcentaje de fibras tipo I junto a la correlación del tiempo de contracción de la respuesta del vientre muscular con estimulación tetánica en <i>BB</i> , <i>BR</i> , <i>TB</i> , <i>FDS</i> , <i>ED</i> , <i>BF</i> , <i>GCM</i> , <i>TA</i> , y <i>SOL</i> ; En la superficie (a) y la profundidad (b) del músculo humano. Adaptado de Dahmane et al., (2005).
Figura 8.3.	p. 55	Análisis de la correlación entre la máxima velocidad de sprint (ms) y el tiempo de contracción (ms) del bíceps femoral en el grupo de los jóvenes velocistas. Adaptado de Dahmane et al., (2006).
Figura 8.4.	p. 56	Correlación entre el T_d (A), T_c (B) y T_r (C) del desplazamiento radial valorado con tensiomiografía y el % de la isoforma <i>MHC-I</i> . La línea continua, de puntos y discontinua representan los modelos lineales al 95% del intervalo de confianza y el 95% estimado del intervalo respectivamente. Adaptado de Simunic et al., (2011).
Figura 8.5.	p. 57	Modelos de regresión lineal múltiple entre la proporción de la isoforma <i>MHC-I</i> estimada a partir de los valores de T_d , T_c y T_r del desplazamiento radial del músculo y el valor real del % de la isoforma <i>MHC-I</i> . La línea continua, de puntos y discontinua representan los modelos lineales al 95% del intervalo de confianza y el 95% estimado del intervalo respectivamente.

Adaptado de Simunic et al., (2011).

- Figura 8.6. p. 60 Comportamiento de los valores de V_c a lo largo de las series, en los dos protocolos diferentes (HV y HL) y durante la fase de recuperación. Valores medios $\pm$ S.E.M, $n = 16$ sujetos. Con un efecto significativo del tiempo de V_c , ($p = 0,05$) según lo determinado por ANOVA de medidas repetidas y test post hoc Sidak. / $P < 0,05$ en comparación con HL . $P1$ = efecto del tipo de tiempo; $P2$ = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3$ = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio. Adaptado de García-Manso et al., (2012).
- Figura 8.7. p. 60 Comportamiento de Tr a lo largo de las diferentes series, en los dos protocolos (HV , y HL) y durante la fase de recuperación. Valores medios $\pm$ S.E.M, $n = 16$ sujetos. Con un efecto significativo del tiempo de Tr ($p = 0,001$) según lo determinado por las medidas repetidas ANOVA y la prueba post hoc Sidak. / $P < 0,05$ en comparación con HL . $P1$ = efecto del tipo de tiempo; $P2$ = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3$ = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio. Adaptado de García-Manso et al., (2012).
- Figura 8.8. p. 61 Comportamiento de Ts a lo largo de las series, en los dos protocolos (HV y HL) y durante la fase de recuperación. Valores medios $\pm$ S.E.M, $n = 16$ sujetos. Con un efecto significativo del tiempo para el Ts ($p = 0,002$) según lo determinado por las medidas repetidas ANOVA y la prueba post hoc Sidak. / $P < 0,05$ en comparación con HL . $P1$ = efecto del tipo de tiempo; $P2$ = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3$ = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio. Adaptado de García-Manso et al., (2012).
- Figura 8.9. p. 61 Comportamiento de los valores de Dm a lo largo de las series, en los dos protocolos diferentes (HV y HL) y durante la fase de recuperación. Valores medios $\pm$ S.E.M, $n = 16$ sujetos. Con un efecto significativo del tiempo para Dm ($p = 0,04$) según lo determinado por ANOVA de medidas repetidas y test post hoc Sidak. / $P < 0,05$ en comparación con HL . $P1$ = efecto del tipo de tiempo; $P2$ = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; $P3$ = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio. Adaptado de García-Manso et al., (2012).

- Figura 8.10. p. 65 Amplitud de desplazamiento evaluada con *TMG* (*Dm*) (A) y tiempo de contracción (*Tc*) (B), para el ejercicio durante las siete sesiones. Diferencias significativas para el grupo eran observadas para todos los intervalos de tiempo ($p<0.01$). Las valoraciones de *Dm* fueron significativamente menor en el Día 0, $**p<0.01$. $^+p<0.01$; Las valoraciones de *Tc* fueron significativamente mayores que en el Día 0, $**p<0.01$. $^{\forall}p<0.01$.
- Figura 8.11. p. 66 Media de velocidad de respuesta normalizada (*Vrn*) para el vasto lateral, recto femoral, vasto medial y bíceps femoral de las piernas, derecha e izquierda, de los jugadores de voleibol masculino ($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2012b).
- Figura 8.12. p. 66 Media de velocidad de respuesta normalizada (*Vrn*) para el vasto lateral, recto femoral, vasto medial y bíceps femoral de las piernas, derecha e izquierda, de las jugadoras de voleibol ($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2012b).
- Figura 8.13. p. 68 Medias de la Velocidad de respuesta normalizada (*Vrn*) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de las jugadoras de voleibol en mm/s ., en función del puesto específico. ($p<0,05$). Adaptado de Diez et al., (2011).
- Figura 8.14. p. 72 Respuestas de la estimulación tetánica TA (0,3 ms, 40 Hz, amplitud de 40 a 90V), medido con el sistema de medición de impulso en la articulación del tobillo (figuras superiores) y los registros obtenidos por el sistema de medición de desplazamiento del tono muscular (figuras inferiores). Adaptado de Valencic (1990).
- Figura 8.15. p. 74 Valores medios y desviación estándar del desplazamiento radial del músculo tibial anterior y, el torque sobre la articulación del tobillo en los sujetos sanos. Adaptado de Valencic et al., (2001).
- Figura 8.16. p. 74 Valores medios y desviación estándar del desplazamiento radial del músculo del tibial anterior y, el torque sobre la articulación del tobillo en el paciente con denervación. Adaptado de Valencic et al., (2001).
- Figura 8.17. p. 75 Correlación entre el tiempo de contracción (*Tc*) obtenido por el método *TMG* y el porcentaje de fibras musculares Tipo I obtenidos a partir de referencias (Ariano et al., 1973). Adaptado de Valencic et al., (2001).
-

Figura 8.18.	p. 76	Definición de parámetros igual para la respuesta transversal (TMG) y la contracción longitudinal (Torque). Amplitud de contracción máxima (Dm), tiempo de activación (Td), tiempo de contracción (Tc), tiempo de mantenimiento (Ts) y tiempo de relajación (Tr). Adaptado de Simunic, (2003).
Figura 8.19.	p. 77	Modelo de conexión entre medidas longitudinales de fuerza y el desplazamiento transversal del vientre muscular. Adaptado de Simunic, (2003).
Figura 8.20.	p. 78	Muestra del sensor de deformación con un separador incorporado. Adaptado de Simunic, (2003).
Figura 8.21.	p. 79	Correlación estadísticamente significativa con la tendencia lineal entre Dm_{TMG} y Dv ($N=15$) de los músculos evaluados (BB y BR) con un ángulo del codo de: 1,40 radianes. Adaptado de Simunic, (2003).
Figura 8.22.	p. 86	Medias de la Velocidad de Respuesta Normalizada (Vrn) enunciadas en mm/s y el 95% del Intervalos de Confianza (95% IC) en el Vasto Lateral (VL) de la pierna derecha en cada uno de los grupos analizados ($p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2013).
Figura 8.23.	p. 86	Medias de la Velocidad de Respuesta Normalizada (Vrn) enunciadas en mm/s y el 95% del Intervalos de Confianza (95% IC) en el Vasto Lateral (VL) de la pierna izquierda en cada uno de los grupos analizados ($p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2013).
Figura 8.24.	p. 87	Medias de la Velocidad de Respuesta Normalizada (Vrn) enunciadas en mm/s y el 95% del Intervalos de Confianza (95% IC) en el Bíceps Femoral (BF) de la pierna derecha en cada uno de los grupos analizados ($p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2013).
Figura 8.25.	p. 87	Medias de la Velocidad de Respuesta Normalizada (Vrn) enunciadas en mm/s y el 95% del Intervalos de Confianza (95% IC) en el Bíceps Femoral (BF) de la pierna izquierda en cada uno de los grupos analizados ($p \leq 0,05$). Adaptado de Rodríguez-Ruiz et al., (2013).
Figura 8.26.	p. 88	Registro de la respuesta muscular realizado con TMG antes de sufrir la lesión, y a los 2, 5 y 12 días después, durante el periodo de recuperación. Adaptado de Simunic et al., (2005c).

- Figura 8.27. p. 91 Representación gráfica de los valores de *Tc* de los músculos evaluados con *TMG* en los practicantes de dos modalidades deportivas (velocistas y ciclistas) con perfil condicional diferenciado. Adaptado de Djordjevic, et al., (2000).
- Figura 8.28. p. 92 Box-plot de la Velocidad de Respuesta Normalizada (*Vrn*) enuncias en mm/s --en el Vasto Lateral (*VL*) y Bíceps Femoral (*BF*) (*A* y *B*); y del máximo desplazamiento radial o stiffness (*Dm*) enuncias en mm en el Vasto Lateral (*VL*) y Bíceps Femoral (*BF*) (*C* y *D*) de ambas piernas los dos grupos analizados. Adaptado de Heredia et al., (2011).
- Figura 8.29. p. 94 Respuesta del vientre muscular a un estímulo único del músculo braquioradial en sujetos sanos y un paciente con enfermedad neuromuscular. Adaptado de Knez et al., (1999).
- Figura 8.30. p. 94 Respuesta del vientre muscular a un estímulo único del músculo bíceps braquial en sujetos sanos y un paciente con enfermedad neuromuscular. Adaptado de Knez et al., (1999).
- Figura 8.31. p. 97 Tiempo de contracción (*ms*) de los músculos cuádriceps (*Q*), bíceps femoral (*BF*), tibial anterior (*TA*) y gastrocnemio (*G*) de la pierna derecha e izquierda, del sujeto evaluado con polineuropatía diabética asociada con artritis reumatoide y operado de hernia de disco lumbar (*Tc mas*), frente a valores de referencia en sujetos sanos (*Tc ref*). Adaptado de Rusu et al., (2009b).
- Figura 8.32. p. 98 Valores del Desplazamiento radial máximo (*mm*) de los músculos cuádriceps (*Q*), bíceps femoral (*BF*), tibial anterior (*TA*) y gastrocnemio (*G*) del sujeto evaluado con polineuropatía diabética asociada con artritis reumatoide y operado de hernia de disco (*Dm mas*), frente a valores de referencia en sujetos sanos (*Dm max*). Adaptado de Rusu et al., (2009b).
- Figura 8.33. p. 98 Valores del tiempo de activación (*ms*) de los músculos cuádriceps (*Q*), bíceps femoral (*BF*), tibial anterior (*TA*) y gastrocnemio (*G*) del sujeto evaluado con polineuropatía diabética asociada con artritis reumatoide y operado de hernia de disco lumbar (*Td mas*), frente a valores de referencia en sujetos sanos (*Td ref*). Adaptado de Rusu et al., (2009b).
-

Figura 8.34.	p. 103	Resultado obtenido con la <i>TMG</i> de un individuo sano durante 60 <i>sg</i> de estimulación a 1Hz e impulsos eléctricos supramáximos en el <i>GM</i> . a) Máximo desplazamiento (<i>Dm</i>), b) Tiempo de contracción (<i>Tc</i>), c) Velocidad de contracción del desplazamiento radial (<i>Vc</i>). Adaptado de Gasparini et al., (2012).
Figura 8.35.	p. 103	Resultado obtenido con la <i>TMG</i> de un paciente con <i>PAD</i> durante 60 <i>sg</i> de estimulación a 1 <i>Hz</i> e impulsos eléctricos supramáximos en el <i>GM</i> . a) Máximo desplazamiento (<i>Dm</i>), b) Tiempo de contracción (<i>Tc</i>), c) Velocidad de contracción del desplazamiento radial (<i>Vc</i>). Adaptado de Gasparini et al., (2012).
Figura 8.36.	p. 105	Representación cronológica de la simetría del tono muscular calculado de la respuesta mecánica. Adaptado de Simunic et al., (2005c).
Estudio I	p. 127	Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions
Figura 1	p. 133	Posición del sensor de desplazamiento en el músculo y proceso de recogida de datos provocada por el estímulo eléctrico. <i>Dm</i> : máximo desplazamiento radial del vientre muscular, <i>Tc</i> : tiempo de contracción; <i>Td</i> : tiempo de reacción; <i>Ts</i> : tiempo de sostén; <i>Tr</i> : tiempo de relajación.
Figura 2	p. 140	Distribución de los datos obtenidos a partir de las tres mediciones (+2, 0, -2) para las cinco variables evaluadas con <i>TMG</i> (A: <i>Td</i> ; B: <i>Tc</i> ; C: <i>Ts</i> ; D: <i>Tr</i> ; E: <i>Dm</i>). (N = 25). <i>Dm</i> : máximo desplazamiento radial del vientre muscular, <i>Tc</i> : tiempo de contracción; <i>Td</i> : tiempo de latencia; <i>Tr</i> : tiempo de relajación; <i>Ts</i> : tiempo de sostén.
Estudio II	p. 145	Tensiomiografía, Utilidad y Metodología en la evaluación muscular
Figura 1	p. 149	Colocación del sensor de desplazamiento sobre el músculo y proceso de recogida de datos por efecto del estímulo eléctrico aplicado.
Figura 2	p. 150	Colocación de los electrodos y el sensor de desplazamiento
Figura 3	p. 151	Cojines diseñados para estandarizar el grado de flexión de la articulación de la rodilla.

Figura 4	p. 152	Desplazamiento del sensor durante la contracción muscular, después de la estimulación eléctrica.
Figura 5	p. 153	Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG, donde 1 representa el tiempo de reacción al estímulo, 2 representa el intervalo cuando la contracción se acelera rápidamente hasta alcanzar la máxima deformación, 3 estabilización de la respuesta y 4 un descenso de la misma.
Figura 6	p. 153	Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG. Donde D_m representa la deformación muscular máxima, T_d el tiempo de reacción al estímulo, T_c es el tiempo de contracción, T_s indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y T_r representa el tiempo de relajación.
Estudio III	p. 159	The tensiomyography used for evaluating high level beach volleyball players
Figura 1	p. 164	Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG, en el bíceps femoral de un jugador de voleibol 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 activación al estímulo, T_c el tiempo de contracción, T_s indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y T_r representa el tiempo de relajación.
Estudio IV	p. 179	Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature of volleyball players
Figura 1	p. 185	Medias de la Velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de los jugadores de voleibol en mm/s.
Figura 2	p. 186	Medias de la Velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de las jugadoras de voleibol en mm/s.
Figura 3	p. 187	Medias de la Deformación máxima (D_m) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de los jugadores de voleibol en mm.
Figura 4	p. 187	Medias de la Deformación máxima (D_m) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de las jugadoras de voleibol en mm.

Figura 5	p. 188	Comparación de medias de la Velocidad de respuesta normalizada (V_{rn}) en el <i>BF</i> de la pierna derecha e izquierda de los jugadores y las jugadoras de voleibol en <i>mm/s</i> .
Figura 6	p. 188	Comparación de medias de la Deformación máxima (Dm) en el <i>BF</i> de la pierna derecha e izquierda de los jugadores y las jugadoras de voleibol en <i>mm</i> .
Estudio V	p. 197	Assessment of muscle fatigue after an ultraendurance triathlon using tensiomyography (TMG)
Figura 1	p. 203	Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante <i>TMG</i> . Deformación máxima (Dm), tiempo de contracción (Tc), tiempo de retardo (Td), tiempo de sostén (Ts) y tiempo de relajación (Tr).
Figura 2	p. 208	Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante <i>TMG</i> en el <i>BF</i> de ambas piernas (—— derecha e --- izquierda) antes y después del triatlón de ultra-resistencia (<i>TLD</i>) para un participante que completó la carrera en 12 horas y 33 min. Deformación radial máxima o desplazamiento del vientre muscular (Dm), tiempo de contracción (Tc), tiempo de activación (Td), tiempo de sostén (Ts), y tiempo de relajación (Tr).
Estudio VI	p. 215	Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii
Figura 1	p. 219	Posición del sistema de evaluación <i>TMG</i> .
Figura 2	p. 220	Gráfico de señal típica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico evaluada con <i>TMG</i> .
Figura 3	p. 221	Interpolación de Dm y t para calcular Vc .

- Figura 4 p. 223 Comportamiento de los valores *Dm* en todas las series de los dos protocolos diferentes (*HV* y *HL*) y durante la fase de recuperación. Los valores son medias $\pm$ S.E.M., $n = 16$ sujetos. Hubo un efecto significativo del tiempo para *DM* ($p = 0,04$) como se determina por medidas repetidas ANOVA y el test post hoc Sidak. $P < 0,05$ en comparación con *HL*. P1 = efecto del tipo de tiempo; P2 = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; P3 = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio.
- Figura 5 p. 224 Comportamiento de los valores de *Vc* a través de todas las series en los dos protocolos diferentes (*HV* y *HL*) y durante la fase de recuperación. Los valores son medias $\pm$ S.E.M., $n = 16$ sujetos. Hubo un efecto significativo del tiempo de *Vc*, ($p = 0,05$) como se determina por medidas repetidas ANOVA y el test post hoc Sidak. $P < 0,05$ en comparación con *HL*. P1 = efecto del tipo de tiempo; P2 = efecto del tipo de protocolo de ejercicio, P3 = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio.
- Figura 6 p. 225 Comportamiento de *Tr* a lo largo de todas las series en ambos protocolos (*HV* y *HL*) y durante la fase de recuperación. Los valores son medias $\pm$ S.E.M., $n = 16$ sujetos. Hubo un efecto significativo del tiempo para *Tr* ($p = 0,001$) según lo determinado por las medidas repetidas ANOVA y test post hoc Sidak. $P < 0,05$ en comparación con *HL*. P1 = efecto del tipo de tiempo; P2 = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; P3 = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio.
- Figura 7 p. 225 Comportamiento de *Ts* a lo largo de todas las series en ambos protocolos (*HV* y *HL*) y durante la fase de recuperación. Los valores son medias $\pm$ S.E.M., $n = 16$ sujetos. Hubo un efecto significativo del tiempo para *Ts* ($p = 0,002$) según lo determinado por las medidas repetidas ANOVA y test post hoc Sidak. $P < 0,05$ en comparación con *HL*. P1 = efecto del tipo de tiempo; P2 = efecto del tipo de protocolo de ejercicio; P3 = efecto del tipo de tiempo x protocolo de ejercicio.
- Estudio VII p. 235 Mechanical response of the flexor and extensor muscles of the knee in Bodyboarders of high level during the competition**
-

Estudio VIII p. 251 Efectos de la edad y el nivel de actividad física sobre la velocidad de respuesta de los músculos flexores y extensores de la rodilla

- Figura 1 p. 255 Valores medios de V_{rn} para el vasto lateral (VL) de la pierna derecha al 95% de IC y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$).
- Figura 2 p. 256 Valores medios de V_{rn} para el vasto lateral (VL) de la pierna izquierda al 95% de IC y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$).
- Figura 3 p. 256 Valores medios de V_{rn} para el Biceps Femoral (BF) de la pierna derecha al 95% de IC y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$).
- Figura 4 p. 257 Valores medios de V_{rn} para el Biceps Femoral (BF) de la pierna izquierda al 95% de IC y σ (error estándar de la media) para los diferentes grupos de edad evaluados ($p \leq 0.05$).

Estudio XIX p. 267 Changes in the response of knee extensor and flexor muscles after participation in a physical activity program for Alzheimer's patients

- Figura 1 p. 274 Gráfica de V_{rn} en mm/s al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de RF antes (Pre) y después (Post) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).
- Figura 2 p. 274 Gráfica de Dm (mm) al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de RF antes (Pre) y después (Post) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).
- Figura 3 p. 275 Gráfica de V_{rn} en mm/s al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de VL antes (Pre) y después (Post) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).
- Figura 4 p. 275 Gráfica de Dm (mm) al 95% del intervalo de confianza (IC) de los resultados de VL antes (Pre) y después (Post) del programa de actividad física en pacientes con AL, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y TE).

ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 5 p. 276 Gráfica de *Vrn* en mm/s al 95% del intervalo de confianza (*IC*) de los resultados de *VM* antes (*Pre*) y después (*Post*) del programa de actividad física en pacientes con *AL*, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y *TE*).
- Figura 6 p. 276 Gráfica de *Dm* (mm) al 95% del intervalo de confianza (*IC*) de los resultados de *VM* antes (*Pre*) y después (*Post*) del programa de actividad física en pacientes con *AL*, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y *TE*).
- Figura 7 p. 277 Gráfica de *Vrn* en mm/s al 95% del intervalo de confianza (*IC*) de los resultados de *BF* antes (*Pre*) y después (*Post*) del programa de actividad física en pacientes con *AL*, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y *TE*).
- Figura 8 p. 277 Gráfica de *Dm* (mm) al 95% del intervalo de confianza (*IC*) de los resultados de *BF* antes (*Pre*) y después (*Post*) del programa de actividad física en pacientes con *AL*, tanto en pierna derecha como izquierda ($p \leq 0.05$ y *TE*).