

Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Volumen. 5 Número. 1

Marzo 2012



RAMD

Editorial

Quinto año: nuevos logros, nuevos retos, futuro prometedor

Originales

Continuous training versus interval training in deep water running: health effects for obese women

Efectos agudos en el sistema nervioso central después de realizar una contrarreloj simulada en ciclistas cadetes

Influencia de los ritmos circadianos en la temperatura corporal, en el sistema cardiovascular, en el desempeño psicomotor y neuromuscular

Revisión

Maximum power, optimal load and optimal power spectrum for power training in upper-body (bench press): a review

Artículo especial

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

ISSN: 1888-7546

MEDICINA INTERNA Y CARDIOLOGÍA, FISIOLÓGIA, NUTRICIÓN, BIOQUÍMICA Y CINEANTROPOMETRÍA, PSICOLOGÍA, PODOLOGÍA, APARATO LOCOMOTOR, BIOMECÁNICA, RECUPERACIÓN FUNCIONAL Y LABORATORIO MUSCULAR

Centro Andaluz de Medicina del Deporte

Almería

Isla de Fuerteventura
04071, Almería
Teléfono: 950.17.52.30
Fax: 950.17.52.35
camd.almeria.ctcd@
juntadeandalucia.es

Cádiz

Complejo Deportivo Bahía Sur.
Paseo Virgen del Carmen s/n
11100, San Fernando (Cádiz)
Teléfono: 956.20.3130
Fax: 956.59.03.35
camd.cadiz.ctcd@
juntadeandalucia.es

Córdoba

Pabellón Vistalegre.
Plaza Vista Alegre, s/n
14003, Córdoba
Teléfono: 957.35.51.85
Fax: 957.35.51.88
camd.cordoba.ctcd@
juntadeandalucia.es

Granada

Hospital san Juan de Dios.
San Juan de Dios, s/n
18071, Granada
Teléfono y Fax: 958.02.68.02
camd.granada.ctcd@
juntadeandalucia.es

Huelva

Ciudad Deportiva de Huelva.
Avda. Manuel Siurot, s/n
21071, Huelva.
Teléfono: 959.01.59.12
Fax: 959.01.59.15
camd.huelva.ctcd@
juntadeandalucia.es

Jaén

C/ Menéndez Pelayo Nº 2
23003, JAÉN
Teléfono: 953 313 912
Fax: 953 313 913
camd.jaen.ctcd@
juntadeandalucia.es

Málaga

Inst. Deportivas de Carranque
Santa Rosa de Lima, 7
29071, Málaga
Teléfono: 951.03.57.30
Fax: 951.03.57.32
camd.malaga.ctcd@
juntadeandalucia.es

Sevilla

Isla de la Cartuja, s/n
Glorieta Beatriz Manchón, s/n
41092, Sevilla.
Teléfono: 955.06.20.25
camd.ctcd@
juntadeandalucia.es



JUNTA DE ANDALUCIA

CONSEJERÍA DE TURISMO, COMERCIO Y DEPORTE
Centro Andaluz de Medicina del Deporte

www.juntadeandalucia.es/turismocomercioydeporte/camd

Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Publicación Oficial del Centro Andaluz de Medicina del Deporte

Edita

Centro Andaluz de Medicina del Deporte.
Consejería de Cultura y Deporte

Dirección

Leocricia Jiménez López

Editor

Marzo Edir Da Silva Grigoletto

Coordinación Editorial

Salvador Espinosa Soler
Clemente Rodríguez Sorroche

Comité Editorial

José Ramón Alvero Cruz
(Universidad de Málaga, España)

Juan de Dios Beas Jiménez
(Centro Andaluz de Medicina del Deporte, España)

Eloy Cárdenas Estrada
(Universidad de Monterrey, México)

José Alberto Duate
(Universidade do Porto, Portugal)

Russell Foulk
(University of Washington, USA)

Juan Manuel García Manso
(Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, España)

Ary L. Goldberger
(Harvard Medical School, Boston, USA)

Nicola A. Maffuletti
(Schulthess Klinik, Zürich, Suiza)

Estélio Henrique Martin Dantas
(Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, Brasil)

José Naranjo Orellana
(Universidad Pablo Olavide, España)

Sergio C. Oehninger
(Eastern Virginia Medical School, USA)

Fátima Olea Serrano
(Universidad de Granada, España)

Juan Ribas Serna
(Universidad de Sevilla, España)

Jesús Rodríguez Huertas
(Universidad de Granada, España)

Nick Stergiou
(University of Nebraska, USA)

Carlos de Teresa Galván
(Centro Andaluz de Medicina del Deporte, España)

Carlos Ugrinowitsch
(Universidade de São Paulo, Brasil)

Comité Científico

Xavier Aguado Jódar
(Universidad de Castilla-La Mancha, España)

Guillermo Álvarez-Rey
(Universidad de Málaga, España)

Natàlia Balagué
(Universidade de Barcelona, España)

Benno Becker Junior
(Universidade Luterana do Brasil, Brasil)

João Carlos Bouzas
(Universidade Federal de Viçosa, Brasil)

Luis Carrasco Páez
(Universidad de Sevilla, España)

Manuel J. Castillo Garzón
(Universidad de Granada, España)

Ramón Antonio Centeno Prada
(Centro Andaluz de Medicina del Deporte, España)

Madalena Costa
(Harvard Medical School, Boston, USA)

Ivan Chulvi Medrano
(Servicio de Actividad Física de NOWYOU, España)

Moisés de Hoyo Lora
(Universidad de Sevilla, España)

Clodoaldo Antonio de Sá
(Universidade Comunitária Regional de Chapecó, Brasil)

Miguel del Valle Soto
(Universidad de Oviedo, España)

Benedito Denadai
(Universidade Estadual de Campinas, Brasil)

Elsa Esteban Fernández
(Universidad de Granada, España)

Juan Marcelo Fernández
(Hospital Reina Sofía, España)

Alexandre García Mas
(Fundación Mateu Orfila, España)

Guadalupe Garrido Pastor
(Universidad Politécnica de Madrid, España)

José Ramón Gómez Puerto
(Centro Andaluz de Medicina del Deporte, España)

Mikel Izquierdo
(CEIMD. Gobierno de Navarra, España)

José Carlos Jaenes
(Universidad Pablo Olavide, España)

David Jiménez Pavón
(Universidad de Zaragoza, España)

Carlos Lago Peñas
(Universidad de Vigo, España)

Covadonga López López
(Centro Andaluz de Medicina del Deporte, España)

Italo Monetti
(Club Atlético Peñarol, Uruguay)

Alexandre Moreira
(Universidade de São Paulo, Brasil)

Elisa Muñoz Gomariz
(Hospital Universitario Reina Sofía, España)

Dartagnan Pinto Guedes
(Universidad de Estadual de Londrina, Brasil)

David Rodríguez Ruiz
(Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, España)

Manuel Rosety Plaza
(Universidad de Cádiz, España)

Carlos Ruiz Cosano
(Universidad de Granada, España)

Jonatan Ruiz Ruiz
(Universidad de Granada, España)

Borja Sañudo Corrales
(Universidad de Sevilla, España)

Nicolás Terrados Cepeda
(Unidad Regional de Medicina Deportiva del Principado de Asturias)

Francisco Trujillo Berraquero
(Hospital U. Virgen Macarena, España)

Diana Vaamonde Martín
(Universidad de Córdoba, España)

Bernardo Hernán Viana Montaner
(Centro Andaluz de Medicina del Deporte, España)



Travessera de Gràcia, 17-21
Tel.: 932 000 711
08021 Barcelona

José Abascal, 45
Tel.: 914 021 212
28003 Madrid

ELSEVIER DOYMA
Publicación trimestral (4 números al año).

© Copyright 2012 Centro Andaluz de Medicina del Deporte
Glorieta Beatriz Manchón, s/n (Isla de la Cartuja) 41092 Sevilla
Reservados todos los derechos. El contenido de la presente publicación no puede ser reproducido, ni transmitido por ningún procedimiento electrónico o mecánico, incluyendo fotocopia, grabación magnética, ni registrado por ningún sistema de recuperación de información, en ninguna forma, ni por ningún medio, sin la previa autorización por escrito del titular de los derechos de explotación de la misma. ELSEVIER ESPAÑA, a los efectos previstos en el artículo 32.1 párrafo segundo del vigente TRLPI, se opone de forma expresa al uso parcial o total de las páginas de REVISTA ANDALUZA DE MEDICINA DEL DEPORTE con el propósito de elaborar resúmenes de prensa con fines comerciales. Cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública o transformación de esta obra sólo puede ser realizada con la autorización de sus titulares, salvo excepción prevista por la ley. Diríjase a CEDRO (Centro Español de Derechos Reprográficos, www.cedro.org) si necesita fotocopiar o escanear algún fragmento de esta obra.

Ni Elsevier ni el CENTRO ANDALUZ DE MEDICINA DEL DEPORTE tendrán responsabilidad alguna por las lesiones y/o daños sobre personas o bienes que sean el resultado de presuntas declaraciones difamatorias, violaciones de derechos de propiedad intelectual, industrial o privacidad, responsabilidad por producto o negligencia. Tampoco asumirán responsabilidad alguna por la aplicación o utilización de los métodos, productos, instrucciones o ideas descritos en el presente material. En particular, se recomienda realizar una verificación independiente de los diagnósticos y de las dosis farmacológicas.

Aunque el material publicitario se ajusta a los estándares éticos (médicos), su inclusión en esta publicación no constituye garantía ni refrendo alguno de la calidad o valor de dicho producto, ni de las afirmaciones realizadas por su fabricante.

REVISTA ANDALUZA DE MEDICINA DEL DEPORTE se distribuye exclusivamente entre los profesionales de la salud.

Disponible en internet: www.elsevier.es/RAMD

Protección de datos: Elsevier España, S.L., declara cumplir lo dispuesto por la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal

Papel ecológico libre de cloro.
Esta publicación se imprime en papel no ácido.
This publication is printed in acid-free paper.

Correo electrónico:
ramd.ctcd@juntadeandalucia.es

Impreso en España

Dépósito legal: SE-2821-08
ISSN: 1888-7546

MEDICINA INTERNA Y CARDIOLOGÍA, FISIOLÓGÍA, NUTRICIÓN, BIOQUÍMICA Y CINEANTROPOMETRÍA, PSICOLOGÍA, PODOLOGÍA, APARATO LOCOMOTOR, BIOMECÁNICA, RECUPERACIÓN FUNCIONAL Y LABORATORIO MUSCULAR

Centro Andaluz de Medicina del Deporte

Almería

Isla de Fuerteventura
04071, Almería
Teléfono: 950.17.52.30
Fax: 950.17.52.35
camd.almeria.ctcd@
juntadeandalucia.es

Cádiz

Complejo Deportivo Bahía Sur.
Paseo Virgen del Carmen s/n
11100, San Fernando (Cádiz)
Teléfono: 956.20.3130
Fax: 956.59.03.35
camd.cadiz.ctcd@
juntadeandalucia.es

Córdoba

Pabellón Vistalegre.
Plaza Vista Alegre, s/n
14003, Córdoba
Teléfono: 957.35.51.85
Fax: 957.35.51.88
camd.cordoba.ctcd@
juntadeandalucia.es

Granada

Hospital san Juan de Dios.
San Juan de Dios, s/n
18071, Granada
Teléfono y Fax: 958.02.68.02
camd.granada.ctcd@
juntadeandalucia.es

Huelva

Ciudad Deportiva de Huelva.
Avda. Manuel Sirot, s/n
21071, Huelva.
Teléfono: 959.01.59.12
Fax: 959.01.59.15
camd.huelva.ctcd@
juntadeandalucia.es

Jaén

C/ Menéndez Pelayo Nº 2
23003, JAÉN
Teléfono: 953 313 912
Fax: 953 313 913
camd.jaen.ctcd@
juntadeandalucia.es

Málaga

Inst. Deportivas de Carranque
Santa Rosa de Lima, 7
29071, Málaga
Teléfono: 951.03.57.30
Fax: 951.03.57.32
camd.malaga.ctcd@
juntadeandalucia.es

Sevilla

Isla de la Cartuja, s/n
Glorieta Beatriz Manchón, s/n
41092, Sevilla.
Teléfono: 955.06.20.25
camd.ctcd@
juntadeandalucia.es



JUNTA DE ANDALUCÍA

CONSEJERÍA DE TURISMO, COMERCIO Y DEPORTE

Centro Andaluz de Medicina del Deporte

www.juntadeandalucia.es/turismocomercioydeporte/camd

Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Volumen 5 Número 1

Marzo 2012

Sumario

Editorial

- 1 Quinto año: nuevos logros, nuevos retos, futuro prometedor
M.E. da Silva Grigoletto

Originales

- 3 Continuous training versus interval training in deep water running: health effects for obese women
S.R. Pasetti, A. Gonçalves y C.R. Padovani
- 8 Efectos agudos en el sistema nervioso central después de realizar una contrarreloj simulada en ciclistas cadetes
V.J. Clemente Suárez
- 12 Influencia de los ritmos circadianos en la temperatura corporal, en el sistema cardiovascular, en el desempeño psicomotor y neuromuscular
V.L. Moro, S.C. Matheus, L.D. Santos, J.F. Kleinpaul, M.S. Behenck y A.R.P. Moro

Revisión

- 18 Maximum power, optimal load and optimal power spectrum for power training in upper-body (bench press): a review
F. Castillo, T. Valverde, A. Morales, A. Pérez-Guerra, F. de León y J.M. García-Manso

Artículo especial

- 28 Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte
D. Rodríguez-Matoso, J.M. García-Manso, S. Sarmiento, Y. de Saa, D. Vaamonde, D. Rodríguez-Ruiz y M.E. da Silva-Grigoletto,

Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Volume 5 Number 1

March 2012

Contents

Editorial

- 1 Fifth year: new achievements, new challenges, promising future
M.E. da Silva Grigoletto

Original Articles

- 3 Continuous training versus interval training in deep water running: health effects for obese women
S.R. Pasetti, A. Gonçalves and C.R. Padovani
- 8 Acute effect on central nervous system after a simulated trial in cadets cyclists
V.J. Clemente Suárez
- 12 Influence of circadian rhythms in body temperature, cardiovascular system, psychomotor and neuromuscular performance
V.L. Moro, S.C. Matheus, L.D. Santos, J.F. Kleinpaul, M.S. Behenck and A.R.P. Moro

Review Article

- 18 Maximum power, optimal load and optimal power spectrum for power training in upper-body (bench press): a review
F. Castillo, T. Valverde, A. Morales, A. Pérez-Guerra, F. de León and J.M. García-Manso

Special Article

- 28 Assessment of muscle response as a control tool in the area of physical activity, health, and sports
D. Rodríguez-Matoso, J.M. García-Manso, S. Sarmiento, Y. de Saa, D. Vaamonde, D. Rodríguez-Ruiz and M.E. da Silva-Grigoletto,



Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2012;5(1):1-2

www.elsevier.es/ramd



Editorial

Quinto año: nuevos logros, nuevos retos, futuro prometedor

Fifth year: new achievements, new challenges, promising future

Empezamos el año 2012, quinto para la *Revista Andaluza de Medicina del Deporte (RAMD)*, con gran satisfacción e ilusión. Gran satisfacción por haber conseguido cumplir muchos de los objetivos propuestos desde el inicio de la andadura de nuestra querida revista, y mucha ilusión por seguir haciendo esta labor y conseguir otras metas que aún quedan por alcanzar; algunas de ellas, como veréis, se materializarán en breve.

El propósito de este editorial es hacer balance del camino recorrido e informar a todos los que de algún modo participan de la historia de la *RAMD*, sea como lectores, revisores, colaboradores o autores potenciales, sobre la evolución de la revista y nuestros planes de futuro, para lo cual presentaremos, a continuación, algunos datos.

Empezamos con una noticia muy esperada por todos: este año se va a concretar la entrada de nuestra revista en el portal científico ScienceDirect; recientemente, se ha aprobado su inclusión (contando, mediante *back converter*, con todos los números anteriormente publicados). Se prevé que la introducción se efectúe a partir del segundo trimestre de 2012. A partir de dicho momento, todos los envíos de artículos serán realizados directamente con el sistema en línea *Elsevier Editorial System*. Este hecho ayudará a que el análisis y la gestión de los manuscritos, así como los datos derivados de ellos, sean mucho más eficaces; además, cada artículo contará con su número DOI (*Digital Object Identifier*).

Durante estos años, la *RAMD* ha logrado cumplir sus objetivos y compromisos con respecto al incremento paulatino y significativo de la calidad y cantidad de artículos científicos, tal y como queda reflejado en los datos que se muestran a continuación.

En la figura 1 se puede observar cómo ha aumentado el número de artículos publicados desde su creación, tendencia que continúa en la actualidad; se debe mencionar que, no sólo aumenta el número de artículos publicados, sino que acrecienta el interés de autores extranjeros por publicar en la *RAMD*, como se puede apreciar en el incremento de artículos publicados en lengua no castellana y provenientes de países extranjeros. No obstante, el principal objetivo del Comité Editorial es velar por el mantenimiento de la calidad alcanzada gracias a la mejora continua de la calidad científica de los artículos publicados.

En este sentido, podemos aseverar que la calidad de los artículos publicados se ha incrementado, entre otras cosas, porque el número de autores potenciales que eligen la *RAMD* para remitir sus manuscritos ha aumentado significativamente, como queda patente por el incremento progresivo de la ratio de artículos presentados/artículos publicados (fig. 2); así pues, la tasa de aceptación de artículos ha disminuido aproximadamente desde un 80% en 2008 a un 30% en 2011. Respecto a este punto, es importante resaltar que el 100% de los artículos recibidos, que

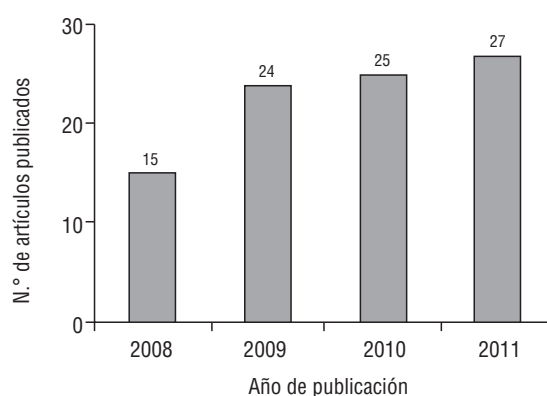


Fig. 1. Evolución del número de artículos publicados en la *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*.

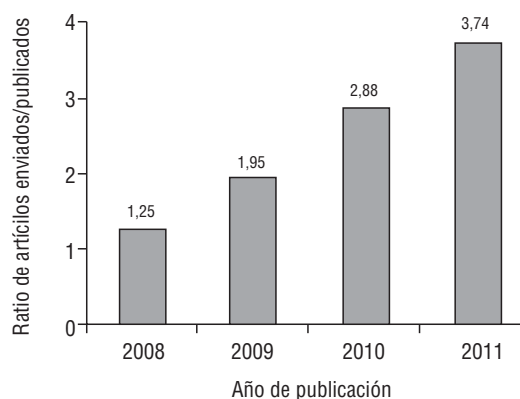


Fig. 2. Evolución de la relación existente entre artículos enviados y artículos publicados en la *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*.

consiguieron pasar el filtro editorial inicial y son enviados a revisores, fueron devueltos éstos solicitando, al menos, modificaciones menores. Este hecho pone de manifiesto el fiel compromiso de los revisores de la *RAMD* en cuanto a la calidad de la misma, lo que, sin duda, proporciona al editor y al Comité Editorial la posibilidad de hacer un filtro más exigente a la hora de seleccionar los manuscritos que van a publicarse.

Como puede deducirse fácilmente, el hecho relatado genera un mayor volumen de trabajo y un incremento del tiempo requerido para que este proceso de gestión editorial continúe manteniendo el estándar de

calidad, rápido y eficaz, conseguido en la actualidad, motivo por el cual la recepción y gestión de manuscritos vía *Elsevier Editorial System* va a suponer un gran avance.

Este firme compromiso en exigir unos niveles de calidad, al tiempo que se mantiene un proceso rápido y eficaz, es clave para seguir gozando de la confianza de los investigadores que eligen cada vez más la *RAMD* para someter sus trabajos a evaluación en vista de una posible ulterior publicación.

La mejora continua de calidad que ha experimentado la *RAMD* se consigue gracias a un perseverante trabajo de gestión, habiendo demostrado a los principales órganos indexadores, instituciones y bases de datos que la *RAMD* cumple sobradamente con todos los requisitos de calidad exigidos para figurar y permanecer de forma estable en diversas y acreditadas bases de datos. Actualmente, la *RAMD* está presente y es reconocida, entre otros, por: SCOPUS, Índice Bibliográfico Español en Ciencias de la Salud, Índice Médico Español, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Comisión Nacional de Evaluación de la Actividad Investigadora, LATINDEX, Revistas Españolas de Ciencias Sociales y Humanas. Cabe destacar la presencia en Difusión y Calidad Editorial de las Revistas Españolas, ya que este índice es utilizado por la Agencia Nacional de Evaluación de la Calidad y Acreditación para expedir las acreditaciones del personal docente. Igualmente, durante

el presente año, y como se mencionaba al inicio del editorial, la *RAMD* será indexada en *ScienceDirect*, base de datos de destacado prestigio internacional.

Todos estos logros han llevado a la *RAMD*, en su corta vida, a recibir la Mención de Honor al Mérito en Ciencias del Ejercicio Físico y Salud en 2011, galardón que se otorga a la labor de excelencia en el impulso y difusión pública del ejercicio físico y la salud.

A pesar del corto camino recorrido (apenas 4 años), la evolución de la *RAMD* ha sido notable. Publica en tres idiomas, aumentando así las posibilidades de recepción de artículos, no sólo a nivel nacional, sino también internacional, como se ha reflejado previamente; realiza así, una gran labor divulgativa científica a nivel mundial, llegando directamente a más de 27.000 profesionales de todos los ámbitos de las ciencias del deporte.

Aunque se han conseguido estas metas tan importantes, no estamos exentos de que el futuro nos depare nuevos e importantes desafíos. Por este motivo, nuestra responsabilidad se ve incrementada. Por supuesto que mantener el estatus alcanzado, así como lograr nuevas metas, dependerá si cabe aún más, de la colaboración de todos. Enhorabuena y gracias.

M.E. da Silva Grigoletto
Editor



Original

ARTÍCULO EN INGLÉS

Continuous training versus interval training in deep water running: health effects for obese women

S.R. Pasetti^a, A. Gonçalves^b and C.R. Padovani^c

^aSchool of Physical Education. University of Campinas (UNICAMP). Campinas, SP, Brasil.

^bSchool of Physical Education. University of Campinas (UNICAMP). Campinas, SP, Brasil.

^cSão Paulo State University. Botucatu. Department of Biostatistics. Campus Rubião Junior, Botucatu, SP, Brasil.

History of the article:
Received August 1, 2011
Accepted December 3, 2011

Keywords:
Aquatic Environment.
Obesity.
Quality of Life.

Palabras clave:
Ambiente acuático.
Obesidad.
Calidad de vida.

ABSTRACT

Objectives. To search intermittent and continuous training (IT and CT, respectively) effects through deep water running for the control and prevention of excessive body fat accumulation and improvement of quality of life.

Methods. Experimental study composed by 30 women, aged between 34 to 58 years old, during 12 weeks, three sessions per week, 47 minutes each. Body composition, cardiorespiratory condition and Quality of Life by WHOQOL-Brief were considered. Student's and Wilcoxon's non parametric tests were applied at 5% significance level.

Results. With the only exception for social domain of quality of life, all investigated variables revealed improvement in both groups for IT in comparison to CT.

Conclusion. Deep water running contributes to body fat reduction, physical fitness evolution and improvement of WHOQOL-Brief domains, regardless of the training type conducted.

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

RESUMEN

Entrenamiento continuo vs. intervalo corriendo en piscina profunda: efectos sobre la salud de las mujeres obesas

Objetivos. Investigar los efectos del entrenamiento continuo *versus* el entrenamiento intermitente corriendo en piscina profunda para el control y la prevención de la acumulación excesiva de adipocitos sin restricción alimenticia, así como para una mejora del condicionamiento físico y de la calidad de vida.

Métodos. Estudio experimental con treinta mujeres entre 34 y 58 años de edad, con una duración de doce semanas, con tres sesiones semanales de 47 minutos de duración. Se verificó el porcentaje de grasa corporal, la condición cardiorrespiratoria y la calidad de vida mediante la evaluación de criterios del WHOQOL-Abreviado. Se aplicaron la prueba estadística t de Student y la no paramétrica de Wilcoxon. Fue establecido un 5% como nivel de significación.

Resultados. Con la única excepción del dominio social de la calidad de vida, todas las variables investigadas reflejaron una mejora en ambos grupos, con predominio del grupo de entrenamiento intermitente sobre el de entrenamiento continuo.

Conclusión. Independientemente de la forma de entrenamiento utilizada, correr en piscina profunda contribuye a la reducción de la grasa corporal, la evolución de la aptitud física y la mejora de los índices contemplados en el WHOQOL-Abreviado.

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondencia:
S.R. Pasetti.
Rua Renato Reis, 56.
Jardim America, Campinas, SP, Brasil
E-mail: srpasetti@hotmail.com

Introduction

Nowadays, obesity is considered a major public health problem worldwide, as it is increasing at a very fast pace and is associated to diabetes mellitus type II, hypertension, endometrial and colorectal cancer, cardiovascular diseases, sleep apnea, degenerative articular processes and implications on quality of life (QL)¹. Studies show an inverse relationship between the sedentarism rate and QL; the higher the weight, the lower the QL². Systematic physical activities (SPA) cause significant changes in the cardiorespiratory, immunologic, endocrinologic systems, allowing the reduction of body fat, gain of muscle and bone mass, besides preventing chronic degenerative diseases³. Other contributions to QL should also be considered such as reduction of anxiety, improvement of sleep and self-esteem⁴.

Technically, there are two training types for SPA: the continuous (CT) which involves rhythmical exercises with 60-80% of VO_{2max} intensity for extended time⁵ and the one with intervals (IT), which refers to repetition of exercise turns alternated with recovery periods⁶. The first is widely applied as a resource to improve health and to reduce body fat; the second is used for high sports performance. However, IT can be also recommended for those in search of health improvement and reduction of adipocytes concentration. IT results in VO_{2max} gains and reduction of fat percentage in a more significant way than CT, besides allowing weight maintenance and reduction of cholesterol levels^{6,7}.

The practice of exercises in water environments may be interesting for obese people, as they increase energy consumption when compared to

running training on land, besides reducing injury risks⁸. Among the SPAs performed in water, there is the deep water running (DWR). The practitioner uses a floater attached to the waist allowing the running movements without contacting the pool floor. It is an easy-to-learn activity as the practitioner does not need to know how to swim and there is no impact⁹⁻¹¹.

Considering the SPA benefits for health and QL, the purpose of this study was to investigate the CT and IT effects through SPA for the control and prevention of excessive body fat accumulation and improvement of QL in 30 obese women, aged between 34 and 58 years for 12 weeks, with three 47-minute sessions per week.

Methods

Subjects

Initially, 35 women participated; 30 of them (85.71%) concluded the study in two groups (one with IT comprised 18 volunteers and the other with CT composed of 12) and five were excluded due to excess of absences. Mean age of 46.1 ± 07.87 years (45.33 ± 06.33 years for CT and 46.61 ± 07.88 years for IT). Four (13.3%) were submitted to Menopausal Hormone Therapy, one (3.33%) had diabetes mellitus type II and two (6.66%), mild hypertension. No incidents were registered throughout the intervention.

The selected women met the following criteria: be obese (28 to 35% of body fat), aged between 34-58 years old, having not practiced SPA over the last three months, and have medical authorization or recommendation for physical exercise practice. Training participation

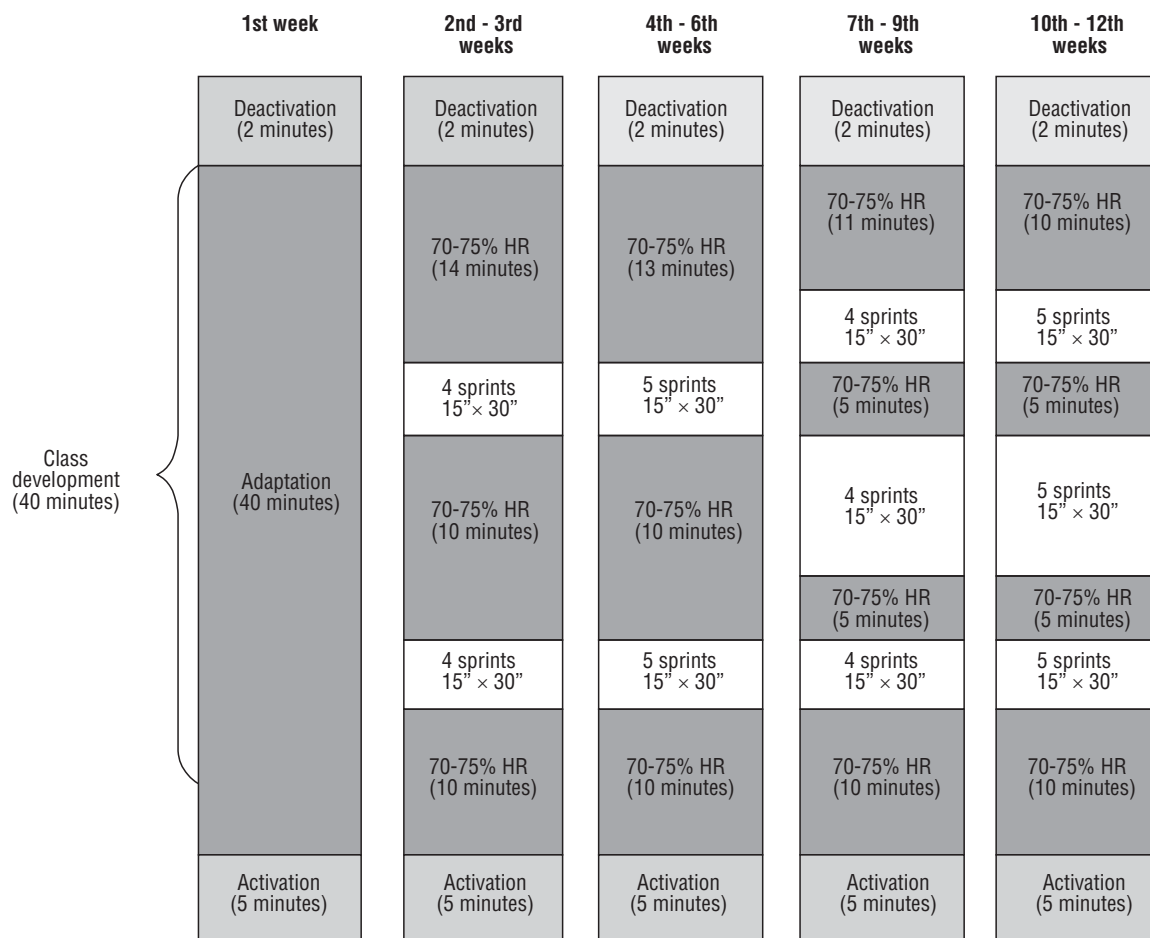


Fig. 1. Periodization scheme of the interval training group.

was not allowed for women who showed: consumptive, hepatic or endocrine disorders, unbalanced renal function or severe dysfunction, chronic obstructive pulmonary disease; pregnancy, neurological or psychiatric problems, abnormal or atypical cardiac response during SPA, use of beta-blockers or anti-obesity drugs, severe hypertension and decompensated diabetes mellitus.

Procedures

The study, characterized as being experimental with two groups, had initial and final assessments and was approved by the Research Ethics Committee of the School of Medicine Science from the University of Campinas (UNICAMP), under the number 640/2005. As dependent variables, physical fitness, reduction of body fat and improvement of QL were considered; the systematic and guided DWR practice was considered as independent variable.

The volunteers' perception of QL was evaluated by using the WHOQOL-Brief (Portuguese version) from the World Health Organization. This tool has 26 standard and closed questions with five response levels, whose answers should be the most appropriate response for the assessments regarding physical, psychological, social relations and environment domains¹². These are considered as a set of subjective perceptions from the participation in the production, circulation and goods consumption processes¹³.

After the WHOQOL-Brief had been filled out, the assessment of the body composition (BC) was started on an individual and systematized basis, which met the following sequence:

- Body mass (kg), the volunteers being weighted in the standing position, barefoot and wearing a bathing suit; and the balance was calibrated before each weighing.
- Skinfold (mm), measured in three consecutive times (tricipital, supra-iliac and mid-thigh) all on the right side¹⁴.

Data obtained in item ii) were used to find body density, a necessary variable to determine body fat percentage (BFP) by using Siri equation¹⁴:

$$\text{Body Density} = 1.099421 - 0.0009929 (X1) + 0.0000023 (X1)^2 - 0.0001392 (X2)$$

$$\%GC = [495 / \text{Body Density}] - 450$$

where X1 is the average sum of the tricipital, suprailiac and mid-thigh skinfolds, and X2, is the individual's age in years.

After these assessments, a period for adaptation to get used to the float and to learn DWR training took place. The training occurs in pool with two meter depth and water in shoulder level. In such conditions the center of gravity is changed when compared to same exercise on land, and is transferred from S1 or S2 sacral vertebra to the thorax (pleural cavity), which renders a more difficult body equilibrium during DWR¹⁵. For this reason, postural and motor re-learning is necessary¹⁶.

This step lasted three sessions, and the last session was dedicated to a specific cardiorespiratory test for DWR¹⁷: whose objective was to estimate the duration time, test heart rate (HR_{peak}) and movements rhythm achieved by the volunteer during the stationary running. It comprises a 4-minute warming with 48 rhythmic elevations of the right leg per minute followed by eleven 2-minute periods without interval. The first starts with 66 elevations per minute which are added by three or four for the others.

The physical conditioning program started after examining the results obtained from the effort test; the prescription for DWR being based on the method proposed by Karvonen¹⁸, which determines the heart rate reserve (HRR).

In each team, the volunteers were allocated to one of the two groups, CT and IT, randomized by simple draw, repeated at each new insertion. This step lasted 12 weeks for both training, totaling 36 sessions.

The sequence for CT group was:

- First week: assessments, adaptation to a liquid environment and DWR learning.
- Second and third week: training performed between 65 and 70% HRR.
- Fourth to sixth week: intensity from 70 to 75 % HRR.
- Seventh to ninth week: 75 to 80% HRR.
- Tenth to twelfth week: 80 to 85% of HRR.

For IT, the activities for the first week were the same as for the CT group. Once this phase ended, a sequence with DWR was started at 70-75% HRR associated with the intensive interval training, i.e, high intense stimulus, "sprints", which lasted fifteen seconds with 30 for active recovery, or in terms of weeks (fig. 1):

Table 1

Comparison between mean and standard deviation for continuous and interval training, of fitness variables studied and respective results of statistical test according to assessment times after deep water running practice in obese women

Variable	Continuous Training Group			Interval Training Group		
	Assessment		p value	Assessment		p value
	Initial	Final		Initial	Final	
Body Composition and Anthropometry						
Body mass (kg)	83.86±09.86	82.60±09.67	p<0.05	79.71±12.89	79.05±12.44	p>0.05
Tricipital skinfold (mm)	25.77±04.20	24.44±03.00	p>0.05	24.66±04.53	21.55±04.28	p<0.001
Supra-iliac skinfold (mm)	30.38±04.76	28.05±04.33	p<0.05	29.46±06.56	24.94±00.10	p<0.001
Mid-thigh skinfolds (mm)	33.55±04.32	30.80±03.41	p<0.001	32.00±05.46	28.03±04.06	p<0.001
Sum of skinfolds (mm)	89.69±12.35	83.30±09.57	p<0.001	86.13±14.89	74.59±12.79	p<0.001
Body density (g/cm ³)	1.023±0.007	1.027±0.006	p<0.001	1.025±0.009	1.032±0.008	p<0.001
Body fat percentage	33.96±03.33	32.19±02.65	p<0.001	32.98±03.96	29.63±03.62	p<0.001
Fitness						
Rhythm (# of right leg elevations/min)	68.83±03.18	74.66±07.13	p<0.005	68.55±06.17	75.38±06.72	p<0.001
Test duration (min)	07.83±01.99	11.16±03.76	p<0.005	08.11±02.32	11.77±03.49	p<0.001
HR at rest (bpm)	90.83±08.22	83.75±08.56	p>0.05	88.66±09.88	79.16±10.67	p<0.005
HR at peak (bpm)	143.91±13.60	142.41±17.55	p>0.05	128.50±21.42	128.16±00.65	p<0.05

HR: heart rate.

Table 2
Results of the non-parametric test of domains (%) from the WHOQOL - Brief for the continuous and interval

Descriptive measure	Domains															
	Physical				Psychological				Social Relations				Environment			
	Continuous Training		Interval Training		Continuous Training		Interval Training		Continuous Training		Interval Training		Continuous Training		Interval Training	
I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	
Minimum value	39.29	57.14	35.71	60.71	33.33	58.33	33.33	50.00	41.67	41.67	34.38	50.00	37.50	46.88		
1st Quartile	51.78	62.50	57.14	71.43	52.08	70.83	45.83	70.83	58.33	58.33	73.44	79.69	56.25	62.50		
Median	57.14	78.57	71.43	80.35	62.50	72.91	62.50	75.00	75.00	66.67	60.94	67.19	64.06	70.31		
3rd Quartile	71.43	92.86	78.57	89.29	68.75	83.33	70.83	83.33	83.33	83.33	73.44	79.69	68.75	78.13		
Maximum value	89.29	100.00	89.29	96.43	79.17	91.67	75.00	91.67	100.00	100.00	87.50	96.88	81.25	87.50		
Average ± SD	61.90±14.87	78.87±16.29	66.07±16.26	80.56±11.76	60.07±13.11	75.00±11.23	58.33±13.85	73.84±9.13	65.97±21.45	79.86±15.67	70.37±14.06	69.90±15.16	63.02±15.53	69.79±14.12	62.15±11.03	68.75±11.69
P value		p<0.005		p<0.001		p<0.001		p<0.001		p<0.005		p<0.005		p<0.05		p<0.05

I: Initial assessment; F: Final assessment.

- Second to third: eight sprints, allocated in two moments.
- Fourth to sixth: ten sprints, distributed in three sequences.
- Seventh to ninth: twelve at top intensity repetitions, available in three series.
- Tenth to twelfth: fifteen repetitions in three series.

The interval exercises, always considering motion, were distributed into two or three stimuli sets specifically numbered. After checking the initial heart rate (HR_{in}), the evaluated women practiced the exercises in the proposed intensity, i. e. 70-75% HRR for 10 minutes and immediately after they started the first of maximum effort activities, and later returned to the defined target effort.

Two sets of sprints were carried out between the second and sixth training weeks. For other sessions, high intensity stimuli were allocated in three stages, with a five-minute interval between them.

The participants included in the CT and IT groups were monitored during all classes, regarding the heart rate at three-minute intervals, from the end of warm-up up to two minutes after stopping the activity, in to order to follow the effort HR individually established for each session. At the end of the 12-week program, new assessments were made in order to compare the data obtained between the beginning and the end of this study.

Absences were allowed, provided they would not be higher than 20% of total sessions (seven absences); if higher, the volunteer was automatically excluded from the study. For other cases, the classes were replaced following the same schedules of the regular period, and the participant should train observing the session target she missed.

Statistical analysis

As per the analytical assessment, Student's *t* test and Wilcoxon's non-parametric test were applied¹⁹. Data normality was assessed through the Kolmogorov Smirnov test¹⁹. Statistical significance was set at $p < 0.05$ and values were given as mean ± standard deviation²⁰.

Results

Table 1 shows results for BC and physical fitness, considering the initial and final times, according to the training type. The reduction of body mass, in spite of having occurred in CT and IT, was significant for only CT ($p < 0.05$), while the sum of skinfolds ($p < 0.05$) expressed this behavior in both groups.

Body density of $p < 0.001$ indicates improvement in IC and CT; as for the benefits of the continuous and intermittent effort for changes in body composition, it is noticeable that IT has produced twice as much fat reduction as CT ($p < 0.01$).

The increase in rhythm ($p < 0.005$) indicates the cardiorespiratory fitness level improved in both groups, being more significant in the IT ($p < 0.001$).

The results in table 2 show the contributions of both training types for improvement of QL DWR contributed similarly for the evolution of women's subjective perception regardless of the proposed interval characteristic.

Discussion

When evaluating the obtained data, one peculiar situation calls the attention related to the compliance with the proposed program, as five

volunteers were excluded due to the excessive number of absences and all belonged to the CT group. According to the participants, the high intensity stimuli were more interesting and motivating than those of the CT, regarded as more monotonous, and this could be the reason for the training interruption.

Considering this, it is well known that exercise practice aiming at weight loss contributes to the favorable evolution of emotional aspects such as humor, self-esteem and body image²¹. In fact, behavior changes towards physical activities and personal relationships were reported in a six-month study on food control and seven weekly 30 to 40-minute long, especially regarding those submitted to high intensity efforts sessions²².

When considering BC, the deep water running practice allowed the reduction of concentrations of localized and general fat, as Assis²³ had already reported in a 15-week study on women with fibromyalgia submitted to stationary DWR.

Body density as well as rhythm were improved, showing respectively increase in body mass²⁴ and cardiorespiratory evolution.

The physical domain in the World Health Organization questionnaire shows improvement and further possibility to be improved with physical activity practice²⁵. The second domain, which involves psychological aspects, includes positive feelings, body image, self-esteem and appearance positively favoring the BC changes²⁶. Probably, people socialization with similar characteristics promoted exchange of experiences and stories with consequent influence on the evolution of social relationships by obese women after DWR²⁷.

Data related to the environment domain call our attention, since they are associated with the essentially economic reality of nature²⁸ as opportunities for recreation and leisure, education, residence, physical environment and satisfaction at work²⁹, on which SPA has little direct interference³⁰. It is believable that such responses are somewhat related with the growing economic trend in Brazil at the time of this intervention. On the other hand, these results were not affected in a similar study conducted by Pasetti; Gonçalves; Padovani¹¹, in a period when the country was beginning to change with a strong social proposal, originating great positive personal expectations.

Studies emphasize that continuous resistance or aerobic exercises are beneficial to QL of different populations as, for instance, those with fibromyalgia²³ or cardiopathy^{31,32} and people with chronic renal problems³³. Data obtained with DWR confirm these findings and indicate that interval training can also contribute to the increase of expressive body fat reduction, besides improving QL of obese women.

In conclusion deep water running has been shown to contribute to body fat reduction, physical fitness evolution and improvement of WHOQOL-Brief domains, regardless of the training type conducted.

References

- Pi-Sunyer FX. Health implications of obesity. *Am J Clin Nutr.* 1991;53:1595S-603S.
- Kolotkin RL, Meter K, Williams GR. Quality of life and obesity. *Obes Rev.* 2001;2:219-29.
- Ghorayeb N, Carvalho T, Lazzoli JK. Non-competitive physical activity for people. In: Ghorayeb N, Barros T, editors. *The exercise: physiological preparation, medical evaluation.* São Paulo: Atheneu; 1999.
- Pasetti SR, Gonçalves A. A for morbid obesity and quality of life: exploring the state of the art. *Health Sci J.* 2006;25:45-51.
- Mcardle WD, Katch FI, Katch VL. *Fundamentals of physiology of exercise.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.
- Billat V. *Physiology and methodology of training: from theory to practice.* Barcelona: Editorial Paidotribo; 2002.
- Yoshioka M, Doucet E, St-Pierre S, Alméras N, Richard D, Labrie A, et al. Impact of high-intensity exercise on energy expenditure, lipid oxidation and body fatness. *Int J Obes Relat Metab Disord.* 2001;25:332-9.
- Gutin B, Barbeau P, Owens S, Lemmon CR, Bauman M, Allison J, et al. Effects of exercise intensity on cardiovascular fitness, total body composition, and visceral adiposity of obese adolescents. *Am J Clin Nutr.* 2002;75:818-26.
- Fernández AC, Mello MT, Tufik S, Castro PM, Fisberg M. Influence of aerobic and anaerobic training on body fat mass in obese adolescents. *Braz Sports Med J.* 2004;10:152-8.
- Cureton KJ. Physiological responses to water exercise. In: Ruoti RG, Morris DM, Cole A, editors. *Aquatic rehabilitation.* Philadelphia, PA: Lippincott-Raven; 1997.
- Pasetti SR, Gonçalves A, Padovani CR. Deep water running to improve the physical fitness of middle-aged obese women: an experimental study of a single group. *Braz J Phys Educ Sports.* 2006;20:297-304.
- Development of the World Health Organization WHOQOL-Brief quality of life assessment. The WHOQOL Group. *Psychol Med.* 1998;28:551-8.
- Gonçalves A. A Presentation. In: Gonçalves A, Vilarta R, editors. *Quality of life and physical activity: exploring theory and practice.* São Paulo: Manole; 2004.
- Jackson AS, Pollock ML, Ward A. Generalized equations for predicting body density of women. *Med Sci Sports Exerc.* 1980;12:175-81.
- Bates A, Hanson N. *Aquatic exercise therapy.* Philadelphia: WB Saunders; 1996.
- Galdi EH, Gonçalves A, Vilarta R, Clemente JF, Vicentin AP, Leite JP. *Learning to swim with the university.* Campinas, São Paulo: IPES; 2004.
- Wilder RP, Brennan DK, Schotte DE. A standard measure for exercise prescription for aqua running. *Am J Sports Med.* 1993;21:45-8.
- Karvonen MJ, Kentala E, Mustala O. The effects of training heart rate: a longitudinal study. *Ann Med Exp Biol Fenn.* 1957;35:307-15.
- Norman GR, Streiner DL. *Biostatistics: the bare essentials.* Saint Louis: Mosby Book; 1994.
- Gonçalves A. The testing of hypotheses and validation of instrumental interpretation (statistical inference) In: Marcondes M, Lakatos EM, editors. *Research Techniques.* São Paulo: Atlas; 1982.
- Blissmer B, Riebe D, Dye G, Ruggiero L, Greene G, Caldwell M. Health-related quality of life following a clinical weight loss intervention among overweight and obese adults: intervention and 24 month follow-up effects. *Health Qual Life Outcomes.* 2006;4:43.
- Gallagher KI, Jakicic JM, Napolitano MA, Marcus BH. Psychosocial factors related to physical activity and weight loss in overweight women. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38:971-80.
- Assis MR, Silva LE, Alves AM, Pessanha AP, Valim V, Feldman D, et al. A randomized controlled trial of deep water running: clinical effectiveness of aquatic exercise to treat fibromyalgia. *Arthritis Rheum.* 2006;55:57-65.
- Perna F, Bryner R, Donley D, Kolar M, Hornsby G, Sauer J, et al. Effect of diet and exercise on quality of life and fitness parameters among obese individuals. *Journal of exercise physiology.* 1999;2. [Access 2009 Jun 15]. Available from: <http://faculty.css.edu/tboone2/asep/april99B.htm>
- Fontaine KR, Barofsky I, Bartlett SJ, Franckowiak SC, Andersen RE. Weight loss and health-related quality of life: results at 1-year follow-up. *Eat Behav.* 2004;5:85-8.
- Becker BE. *Physical principles of water In: Ruoti RG, Morris DM, Cole A, editors. Aquatic Rehabilitation.* São Paulo: Manole; 2000. p.17-28.
- Gonçalves A, Moura AC, Vicentin AP, Leo CC, Del Vecchio FB, Mantellini GG, et al. Public health and physical activity: clippings of a current performance. *Connections.* 2006;4:1-14.
- Fleck MP, Louzada S, Xavier M, Chachamovich E, Vieira G, Santos L, et al. Application of the Portuguese version of the abbreviated instrument of quality of life "WHOQOL-bref". *Rev Saude Publica.* 2000;34:178-83.
- WHO. World Health Organization, Mental Health Division. WHOQOL-Abreviado. Portuguese version of tools for quality of life evaluation of World Health Organization (WHOQOL) 1998, developed by WHOQOL Center for Brazil. Department of Psychiatry and Legal Medicine of the Federal University of Rio Grande do Sul. [Access 2005 Jun 16]. Available from: <http://www.ufrgs.br/psiq/whoqol84.html>
- Glise H, Wiklund I. Health-related quality of life and gastrointestinal disease. *J Gastroenterol Hepatol.* 2002;17 Suppl:S72-84.
- Bocalini DS, Dos Santos L, Serra AJ. Physical exercise improves the functional capacity and quality of life in patients with heart failure. *Clinics (Sao Paulo).* 2008;63:437-42.
- Winter MM, Bouma BJ, Van Dijk AP, Groenink M, Nieuwkerk PT, Van der Plas MN, et al. Relation of physical activity, cardiac function, exercise capacity, and quality of life in patients with a systemic right ventricle. *Am J Cardiol.* 2008;102:1258-62.
- Reboredo MM, Henrique DM, Bastos MC, De Paula RB. Physical exercise in dialysis patients. *Braz Spor Med Journal.* 2007;13:427-30.



Original

Efectos agudos en el sistema nervioso central después de realizar una contrarreloj simulada en ciclistas cadetes

V.J. Clemente Suárez

Departamento de Actividad Física y Ciencias del Deporte. Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de Castilla-La Mancha. Toledo. España.

Historia del artículo:

Recibido el 1 de agosto de 2011

Aceptado el 3 de diciembre de 2011

Palabras clave:

Sistema nervioso central.

Fatiga.

Umbral de Flicker Fusion.

Cicloergómetro.

Ciclismo.

Key words:

Central nervous system.

Fatigue.

Flicker Fusion Threshold.

Cycle ergometer.

Cyclist.

RESUMEN

Objetivos. El origen de la fatiga en el deporte ha sido ampliamente estudiado; a pesar de ello, no se conoce exactamente su funcionamiento. Una de las causas de la disminución de rendimiento en los deportistas es la fatiga del sistema nervioso central (SNC). El presente trabajo de investigación pretende estudiar los cambios en los umbrales Flicker Fusion (UFF) antes y después de realizar una contrarreloj simulada de 30 minutos en cicloergómetro, como medio para valorar la fatiga del SNC en un grupo de ciclistas entrenados de categoría cadete.

Método. Se analizó a siete sujetos varones ($62,6 \pm 4,11$ kg, $172,8 \pm 7,94$ cm, $14,7 \pm 0,8$ años, $13,4 \pm 3,53\%$ grasa, $21,0 \pm 1,83$ kg/m², consumo máximo de oxígeno [ml/kg/min] $63,2 \pm 5,13$, consumo máximo de oxígeno [I]: $4,1 \pm 0,5$). Se realizó una prueba de 30 minutos máximo en cicloergómetro. Previamente al test y al finalizar este, se realizaron las mediciones del UFF ascendente, el UFF descendente, el criterio subjetivo y la sensibilidad sensorial. Cada sujeto realizó el test de UFF en tres ocasiones, obteniéndose un valor promedio de ellos.

Resultados. Los resultados muestran un aumento de la activación cortical después de la realización de la contrarreloj, por lo tanto, no se muestran signos de fatiga del SNC, ya que los resultados de sensibilidad sensorial aumentaron (pre: $30,1 \pm 4,3$ Hz; pos: $32,4 \pm 6,3$ Hz). Estos resultados coinciden con otros estudios en los que se realizaron esfuerzos de naturaleza similar.

Conclusión. Una prueba máxima de 30 minutos en cicloergómetro no parece que genere fatiga en el SNC, medida con el sistema Flicker Fusion en ciclistas de la categoría cadete al no disminuir los UFF.

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

Acute effect on central nervous system after a simulated trial in cadets cyclists

Objectives. The study of origin of fatigue in sport has been extensively studied, it still does not know exactly how it works. One of the causes of decreased performance in athletes is fatigue in central nervous system (CNS). The present research aims to study changes in Flicker Fusion Threshold before and after a 30 minutes trial on a cycle ergometer, as a means to assess the CNS fatigue in a group of trained cyclists cadet.

Method. Seven male subjects were analyzed (62.6 ± 4.11 kg, 172.8 ± 7.94 cm, 14.7 ± 0.8 years, $13.4 \pm 3.53\%$ fat, 21.0 ± 1.83 kg/m², VO_{2max} [ml/kg/min] 63.2 ± 5.13 , VO_{2max} [I]: 4.1 ± 0.5). They performed a 30 minutes maximum cycle ergometer trial. Prior to this trial and at the end, we measured following variables: Flicker fusion threshold ascending, Flicker fusion threshold descending, subjective criteria and sensory sensitivity. Each subject performed the test three times, Flicker Fusion Threshold obtaining an average value of them.

Results. The results show increased cortical activation after the 30 minutes trial, therefore do not show signs of fatigue of the CNS, since the results of sensory sensitivity increased (pre: 30.1 ± 4.3 Hz; Post: 32.4 ± 6.3 Hz). These results are similar with other studies in which subject realized efforts with similar nature.

Conclusion. It has been shown as 30 minutes trial on a cycle ergometer does not seem to generate fatigue in the CNS measured with Flicker Fusion system in cyclist of cadet category, because did not decrease the Flicker Fusion Threshold.

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondencia:

V.J. Clemente Suárez.

Laboratorio de Entrenamiento Deportivo.

Facultad de Ciencias del Deporte. Modulo Acuático.

Avda. Carlos III, s/n. 45004 Toledo. España.

Correo electrónico: vicente.clemente@uclm.es

Introducción

El estudio de los procesos y el origen de la fatiga en el organismo es un tema ampliamente estudiado¹⁻³; sin embargo, todavía no se conocen completamente los procesos y mecanismos de producción de la fatiga en las diversas modalidades deportivas y esfuerzos que el organismo puede desarrollar. Una de las causas de la disminución de rendimiento en los deportistas es la fatiga del sistema nervioso central (SNC)⁴. El efecto en el SNC de los distintos esfuerzos físicos que pueden desarrollar los atletas es un campo poco estudiado.

La bibliografía nos reporta cómo uno de los sistemas más utilizados para medir la fatiga del SNC ha sido la evaluación de los umbrales Flicker Fusion (UFF)⁵⁻⁸. La utilidad de los UFF en el deporte ha estado centrada en la relación entre los niveles de activación cortical y el SNC⁹.

Los UFF se pueden ver afectados por factores sensoriales y no sensoriales. Los resultados deben ser interpretados teniendo en cuenta dos parámetros diferentes. Los parámetros relacionados con factores sensoriales, como el criterio subjetivo (CS), que refleja el criterio de la respuesta de los sujetos. Esta respuesta puede ser conservadora (aumento de sus valores) o liberal (descenso de sus valores). El parámetro relacionado con factores no sensoriales es la sensibilidad sensorial (SS). Incrementos en la SS muestran un aumento en el nivel de activación cortical y la SS. Por el contrario, un descenso en la SS muestra una reducción en la eficiencia del sistema de procesamiento de la información y, si los valores disminuyen por debajo de los alcanzados basalmente, estaría relacionado con la aparición de fatiga del SNC¹⁰⁻¹³.

Las investigaciones relacionadas con la influencia de diferentes estímulos deportivos en los UFF muestran cómo después de realizar esfuerzos en los que se alcanza el consumo máximo de oxígeno ($VO_{2máx}$) se produce un aumento de los UFF¹⁴, al igual que después de una prueba realizada al 70% del $VO_{2máx}$ hasta la extenuación¹⁵, una prueba de 200 km de carrera a pie por relevos¹⁶, una prueba incremental máxima en ciclismo¹⁷ o una prueba realizada al 50% del $VO_{2máx}$ ¹⁸. Sin embargo, al realizar una prueba de ciclismo al 60% del $VO_{2máx}$ ⁸ o después de realizar un test sobre la capacidad de realizar *sprints* repetidos¹⁹ se produce una disminución.

El presente trabajo de investigación tiene como objetivo analizar los cambios en los UFF después de realizar una contrarreloj simulada de 30 minutos en cicloergómetro con ciclistas entrenados de categoría cadete.

Método

Sujetos

Se analizaron siete sujetos varones ($62,6 \pm 4,11$ kg, $172,8 \pm 7,94$ cm, $14,7 \pm 0,8$ años, $13,4 \pm 3,53\%$ grasa, $21,0 \pm 1,83$ kg/m²) pertenecientes a una población de ciclistas entrenados que forman la selección cadete de ciclismo de Castilla-La Mancha ($VO_{2máx}$ [ml/kg/min] $63,2 \pm 5,13$, $VO_{2máx}$ [l]: $4,1 \pm 0,5$). La altura de los sujetos fue obtenida con un tallímetro (SECA 222, Apling, Barcelona, España); para la medición del peso y el % de grasa se utilizó un método de impedancia bioeléctrica multifrecuencial directo a través del sistema (Inbody 720, Biospace, Seúl, Corea). Todos los sujetos fueron informados de los riesgos de la investigación y firmaron un documento de consentimiento antes de realizar el estudio.

Procedimiento

Primero se realizó un test incremental máximo con el objetivo de obtener los umbrales lácticos de los ciclistas en un cicloergómetro (Lode Excalibur,

Lode BV, Groningen, Holanda). Esta prueba se realizó previamente a la contrarreloj simulada de 30 minutos. El protocolo constaba de un calentamiento de 10 minutos a 50 W, el comienzo del test se realizaba a 100 W y, posteriormente, se aumentaban 50 W cada 5 minutos hasta la extenuación del sujeto. La frecuencia de pedaleo fue de entre 90 y 105 revoluciones por minuto. La contrarreloj de 30 minutos constaba de un calentamiento de 10 minutos a 50 W con 3 cambios de ritmo de 15 segundos a la potencia a la que tenían que empezar el test. La potencia con la que comenzaban el test era la alcanzada a una concentración de lactato de 5 mmol/L, determinada mediante los valores obtenidos en el test previo de umbrales lácticos. Durante la prueba de contrarreloj, y cada 5 minutos, el sujeto podía aumentar, disminuir o mantener la potencia con la que empezó la prueba, dándole la premisa de que intentara desarrollar la máxima potencia durante la contrarreloj simulada. La realización del test de umbrales se realizó por la mañana, y la de la contrarreloj de 30 minutos por la tarde.

Previo al test y al término de este, se realizaron las mediciones de los UFF mediante el sistema Lafayette Instrument Flicker Fusion Control Unit (Modelo 12021).

Se realizaron dos test diferentes, uno ascendente y otro descendente. En el primero, el sujeto debía detectar el cambio de una luz discontinua a una luz continua. En el segundo test, el sujeto debía detectar el cambio de una luz continua a una luz discontinua. Cuando se detectaba el cambio, el sujeto debía activar un pulsador¹². Se realizaban tres veces cada uno de los test con un intervalo de 5 segundos entre cada uno de ellos a las siguientes frecuencias:

- 1.º test - 0 a 100 Hz: ascendente.
- 2.º test - 100 a 0 Hz: descendente.

Para poder determinar los UFF, en cada uno de los test se cuantificó el tiempo que los sujetos tardaban en detectar los cambios en las luces desde el comienzo del test hasta el momento de activar el pulsador:

- UFF ascendente: media de los valores obtenidos en el test ascendente.
- UFF descendente: media de los valores obtenidos en el test descendente.
- CS: diferencia de los valores obtenidos en el test ascendente y de los valores obtenidos en el test descendente.
- SS: media de los valores obtenidos en los test ascendentes y descendentes.

Previamente al test, los sujetos tuvieron una fase de práctica para familiarizarse con el protocolo en el cual realizaban tres veces el test ascendente y otras tres el test descendente.

Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con el programa estadístico SPSS 17.0. Primero se comprobó si los resultados cumplían las hipótesis de normalidad y de homocedasticidad de varianzas realizando la prueba de Shapiro-Will. Para las variables que cumplían la hipótesis de normalidad y homocedasticidad, se realizó una prueba T. Para las variables que no cumplían la hipótesis de normalidad y homocedasticidad, se realizó la prueba Friedman para ver si existían diferencias significativas para, posteriormente, realizar el test de Wilcoxon. Además, se calculó el tamaño del efecto en todas las variables de los UFF. Se aceptó el nivel de significación $p < 0,05$ para todas las comparaciones.

Resultados

Los resultados muestran cómo realizaron una carga de trabajo media de $279,1 \pm 36,1$ W alcanzando un promedio de $162,6 \pm 18,5$ p/min durante la prueba. La percepción subjetiva de esfuerzo fue de $15,1 \pm 2,2$, la concentración de lactato de $5,3 \pm 2,0$ mmol/L y la fuerza media de pedaleo fue de $26,9 \pm 3,9$ N. Los valores completos obtenidos por los sujetos en la contrarreloj simulada de 30 minutos se muestran en la tabla 1.

Después del test incremental podemos ver cómo el UFF ascendente aumentó significativamente (tamaño del efecto: 0,94; $p < 0,05$) un 23,1% y el UFF descendente disminuyó un 7,6% (tamaño del efecto: 0,45) respecto a la toma basal, siendo esta diferencia no significativa.

Los datos del CS muestran un aumento significativo de un 1.524,3% (tamaño del efecto: 0,80) tras realizar la contrarreloj de 30 minutos en cicloergómetro. Por último, observamos cómo los valores de SS aumentaron no significativamente de un valor de $30,1 \pm 4,3$ Hz a $32,4 \pm 6,3$ Hz. El tamaño del efecto de esta variable fue moderado (0,54). Los resultados completos de los diferentes UFF se muestran en la tabla 2.

Discusión

La presente investigación pretendía analizar los cambios en los UFF después de realizar una contrarreloj simulada de 30 minutos en ciclistas entrenados de categoría cadete.

De acuerdo con los resultados obtenidos, se observa cómo los valores de SS aumentaron después de la realización de la contrarreloj. Por lo tanto, no existirían signos de fatiga del SNC, ya que estos valores no disminuyeron, como demostraron Li et al²⁰. Por el contrario, este aumento de los valores de SS muestra un incremento del nivel de activación cortical²⁰. Este resultado es similar al obtenido por Davranche et al¹⁸ en sujetos después de realizar 15 minutos en cicloergómetro al 50% de su potencia aeróbica máxima, al de Davranche y Pichon¹² después de realizar un test de $VO_{2m\acute{a}x}$ en cicloergómetro, al de Clemente¹⁷ en ciclistas entrenados después de un test máximo en cicloergómetro o después de realizar una prueba de ultrarresistencia de 200 km donde, al igual que en esta investigación, aumentaron los valores de SS¹⁶. Por otro lado, los resultados de SS obtenidos en el presente estudio difieren de los obtenidos por Clemente et al¹⁹ al llevar a cabo un test sobre la capacidad de realizar *sprints* repetidos. Los resultados analizados tampoco coinciden con los datos obtenidos por un grupo de triatletas después de pedalear hasta la extenuación, en donde sí se observó un descenso de esta variable¹¹. Estas diferencias en los resultados de esta variable ponen de manifiesto cómo la naturaleza del estímulo deportivo afecta de forma diferente al SNC. Podemos observar cómo estímulos anaeróbicos de alta intensidad, como el test sobre la capacidad de realizar *sprints* repetidos y estímulos de larga duración hasta la extenuación, afectan negativamente a los niveles de activación cortical, provocando la fatiga del SNC. Sin embargo, estímulos aeróbicos donde se alcanza el consumo máximo de oxígeno o realizados a una intensidad moderada o baja no afectan negativamente al SNC, sino que aumentan la activación cortical.

Por último, el aumento de los valores del CS difiere de los resultados obtenidos en una prueba de $VO_{2m\acute{a}x}$ ¹⁸ y en una prueba realizada al 50% del $VO_{2m\acute{a}x}$ ⁸, en las cuales los valores finales del CS no se vieron modificados por estos dos estímulos de ejercicio. Estos resultados contradictorios pueden ser debidos a que los estímulos realizados son diferentes y la repercusión en el organismo de los sujetos, también. Además, este aumento significativo de los valores del CS sugiere que el CS de los sujetos

Tabla 1
Resultados obtenidos en la contrarreloj simulada

	Resultados medios (media \pm DE)
Carga de trabajo (W)	279,1 \pm 36,1
Frecuencia cardíaca (p/min)	162,6 \pm 35,8
Concentración lactato (mmol/L)	5,3 \pm 2,9
Percepción de esfuerzo (Borg)	15,1 \pm 2,2
Fuerza media de pedaleo (N)	26,9 \pm 3,9

Ds: diámetro arterial máximo o sistólico.

Tabla 2
Resultados obtenidos en los umbrales Flicker Fusion

Umbrales Flicker Fusion	Toma		% cambio
	Pre	Pos	
UFFa (Hz)	29,8 \pm 7,2	36,6 \pm 5,1	23,1*
UFFd (Hz)	30,5 \pm 5,3	28,1 \pm 9,5	-7,6
CS (Hz)	0,5 \pm 4,3	8,5 \pm 8,8	1.524,3*
SS (Hz)	30,1 \pm 4,3	32,4 \pm 6,3	7,5

CS: criterio subjetivo; SS: sensibilidad sensorial; UFFa: umbral Flicker Fusion ascendente; UFFd: umbral Flicker Fusion descendente.

* $p < 0,05$.

fue conservador, mostrando una estrategia cauta a la hora de realizar la contrarreloj⁷.

En conclusión, una contrarreloj simulada de 30 minutos realizada por ciclistas de categoría cadete aumenta los niveles de activación cortical y no genera fatiga en el SNC. Los resultados de esta investigación permiten ampliar el estudio de los mecanismos de fatiga y pueden servir como base para futuras investigaciones que analicen el efecto de estas pruebas en población de diferente edad y nivel y en diferentes especialidades deportivas.

Bibliografía

- Glaister M. Multiple sprint work: physiological responses, mechanisms of fatigue and the influence of aerobic fitness. *Sports Med.* 2005;35:757-77.
- Lambert EV, St Clair Gibson A, Noakes TD. Complex systems model of fatigue: integrative homeostatic control of peripheral physiological systems during exercise in humans. *Br J Sports Med.* 2005;39:52-62.
- Davis JM, Bailey SP. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29:45-57.
- Tomprowski PD. Effects of acute bouts of exercise on cognition. *Acta Psychol (Amst).* 2003;112:297-324.
- Bobon DP, Lecoq A, Von Frenckell R, Mormont I, Lavergne G, Lottin T. Critical flicker fusion frequency in psychopathology and psychopharmacology. Review of the literature. *Acta Psychiatr Belg.* 1982;82:7-112.
- Herskovic JE, Kietzman ML, Sutton S. Visual flicker in depression: response criteria, confidence ratings and response times. *Psychol Med.* 1986;16:187-97.
- Ghozlan A, Widlöcher D. Ascending-descending threshold difference and internal subjective judgment in CFF measurements of depressed patients before and after clinical improvement. *Percept Mot Skills.* 1993;77:435-9.
- Grego F, Vallier JM, Collardeau M, Rousseu C, Cremieux J, Brisswalter J. Influence of exercise duration and hydration status on cognitive function during prolonged cycling exercise. *Int J Sports Med.* 2005;26:27-33.
- Simonson E, Brožek J. Flicker fusion frequency: background and applications. *Physiol Rev.* 1952;32:349-78.
- Saito S. Does fatigue exist in a quantitative measurement of eye movements? *Ergonomics.* 1992;35:607-15.
- Godefroy D, Rousseu C, Verduyssen F, Crémieux J, Brisswalter J. Influence of physical exercise on perceptual response in aerobically trained subjects. *Percept Mot Skills.* 2002;94:68-70.
- Lambourne K, Audiffren M, Tomprowski PD. Effects of acute exercise on sensory and executive processing tasks. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42:1396-402.

13. Costa G. Evaluation of workload in air traffic controllers. *Ergonomics*. 1993;36:1111-20.
14. Clemente V, Martínez A, Muñoz V, González JM. Fatiga del sistema nervioso central después de una prueba incremental de consumo máximo de oxígeno. *Arch Med Deporte*. 2010;137:107-18.
15. Presland JD, Dowson MN, Cairns SP. Changes of motor drive, cortical arousal and perceived exertion following prolonged cycling to exhaustion. *Eur J Appl Physiol*. 2005;95:42-51.
16. Clemente V, Martínez R. Fatiga del sistema nervioso mediante Umbrales Flicker Fusion después de una prueba de ultrarresistencia por relevos de 200 km. *CCD*. 2010;13:33-8.
17. Clemente V. Fatigue of nervous system through Flicker Fusion thresholds after a maximum incremental cycling test. *J Sport Health Res*. 2011;3: 27-34.
18. Davranche K, Burle B, Audiffren M, Hasbroucq T. Information processing during physical exercise: a chronometric and electromyographic study. *Exp Brain Res*. 2005;165:532-40.
19. Clemente V, Muñoz V, Melús M. Fatiga del sistema nervioso después de realizar un test de capacidad de sprints repetidos (RSA) en jugadores de fútbol profesionales. *Arch Med Deporte*. 2011;143:103-12.
20. Li Z, Jiao K, Chen M, Wang C. Reducing the effects of driving fatigue with magnitopuncture stimulation. *Accid Anal Prev*. 2004;36:501-5.



Original

ARTÍCULO EN PORTUGUÉS

Influência dos ritmos circadianos na temperatura corporal, no sistema cardiovascular, no desempenho psicomotor e neuromuscular

V.L. Moro^a, S.C. Matheus^b, L.D. Santos^b, J.F. Kleinpaul^a, M.S. Behenck^c e A.R.P. Moro^a

^aLaboratório de Biomecânica. Centro de Desportos. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. Santa Catarina. Brasil.

^bLaboratório de Cineantropometria. Centro de Educação Física e Desportos. Universidade Federal de Santa Maria. Santa Maria. Rio Grande do Sul. Brasil.

^cDepartamento de Clínica Médica. Centro de Ciências da Saúde. Universidade Federal de Santa Maria. Santa Maria. Rio Grande do Sul. Brasil.

Historia del artículo:

Recibido el 10 de septiembre de 2011

Aceptado el 20 de diciembre de 2011

Palabras clave:

Periodicidad.

Ejercicio.

Aptitud física.

Keywords:

Periodicity.

Exercise.

Physical fitness.

Contacto:

V.L. Moro.

Laboratório de Cineantropometria. Centro de Educação Física e Desportos. Universidade Federal de Santa Maria.

Avenida Roraima, 1.000. Cidade Universitária. Prédio 51. Bairro Camobi. Santa Maria. Rio Grande do Sul, Brasil. CEP 97.105-900.

E-mail: vandersonmoro@hotmail.com

RESUMEN

Influencia de los ritmos circadianos en la temperatura corporal, en el sistema cardiovascular, en el desempeño psicomotor y neuromuscular

Objetivo. El ritmo circadiano consiste en los cambios cíclicos que ocurren en el período de 24 h, pudiendo interferir en el desempeño humano. El objetivo del presente fue comparar los resultados de las variables fisiológicas, neuromusculares y del tiempo de reacción obtenidos en diferentes horarios del día.

Método. Los 30 voluntarios (15 hombres y 15 mujeres) realizaron un conjunto de pruebas por la mañana (10 h), tarde (16 h) y noche (20 h). Las variables analizadas fueron la temperatura corporal (temperatura oral), la frecuencia cardíaca, la presión arterial (sistólica y diastólica), el tiempo de reacción, la flexibilidad, la agilidad, la velocidad, la potencia muscular y la fuerza muscular.

Resultados. En la mayoría de las variables estudiadas no fue constatada la variación circadiana. Sin embargo, en el grupo masculino, la temperatura corporal fue estadísticamente mayor por la tarde ($36,3 \pm 0,4$ °C) y por la noche ($36,4 \pm 0,3$ °C) en comparación con la mañana ($35,9 \pm 0,5$ °C), y la agilidad fue estadísticamente menor (lo que refleja un mayor rendimiento) por la tarde ($10,9 \pm 0,8$ s) en comparación con la mañana ($11,4 \pm 0,8$ s). Mientras que en el grupo de mujeres, la presión arterial sistólica fue estadísticamente mayor por la mañana ($111,7 \pm 7$ mmHg) en comparación con la tarde ($107,7 \pm 7$ mmHg) y la impulsión vertical fue estadísticamente mayor por la tarde ($37,3 \pm 6,5$ cm) en comparación con la mañana ($35,3 \pm 7,1$ cm).

Conclusión. Los datos sugieren que la respuesta de la mayoría de las variables estudiadas no sufren la influencia de la hora del día (10, 16 e 20 h).

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

Influence of circadian rhythms in body temperature, cardiovascular system, psychomotor and neuromuscular performance

Objective. The circadian rhythm consists on the cyclic changes that occur in the 24 h period, which might interfere in the human performance. The purpose of this study was to compare the results of the physiologic and neuromuscular variables and of the reaction time obtained in different times of the day.

Method. The 30 volunteers (15 men and 15 women) performed a battery of tests in the morning (10 h), in the afternoon (16 h) and at night (20 h). The analyzed variables were the body temperature (oral temperature), heart rate, blood pressure (systolic and diastolic), reaction time, flexibility, agility, velocity (30 m sprint), the muscle power (medicine ball throw, long and sargent jump) and muscle strength.

Results. In the majority of the studied variables there was no circadian variation. However, for the male group, body temperature was statistically higher in the afternoon ($36,3 \pm 0,4$ °C) and at night ($36,4 \pm 0,3$ °C) compared morning ($35,9 \pm 0,5$ °C) and agility was statistically lower (reflecting higher performance) in the afternoon ($10,9 \pm 0,8$ sec) compared morning ($11,4 \pm 0,8$ sec). While in the female group, systolic blood pressure was statistically higher in the morning ($111,7 \pm 7$ mmHg) compared afternoon ($107,7 \pm 7$ mmHg) and vertical jump was statistically higher in the afternoon ($37,3 \pm 6,5$ cm) compared morning ($35,3 \pm 7,1$ cm).

Conclusion. The data suggest that the response of the majority of the studied variables, do not suffer influence of the time of day (10, 16 and 20 h).

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Introdução

O ritmo biológico do ser humano é influenciado por variações cíclicas que se repetem regularmente em um determinado tempo. Quando essas variações se referem ao período de 24 h são chamadas de ritmos circadianos¹. Esses ritmos influenciam as variáveis fisiológicas e neuromusculares do desempenho humano tanto para atletas de alto nível quanto para pessoas que praticam exercício físico visando à saúde².

Os ritmos circadianos influenciam a resposta de diversas variáveis cardiovasculares e neuromusculares, tais como frequência cardíaca^{3,4}, pressão arterial⁴, flexibilidade⁵⁻⁷, força muscular^{7,8}, potência muscular^{7,9}, velocidade⁹, entre outras.

Reilly et al⁷ avaliaram diversas variáveis relacionadas às habilidades esportivas, ao desempenho físico e mental de 16 atletas universitários de futebol em diferentes horários do dia (8, 12, 16, 20 h). Os autores encontraram diferença estatisticamente significativa na temperatura corporal, força de preensão manual, flexibilidade, estado de alerta, fadiga, tempo de reação, potência muscular de membros inferiores e na maioria dos testes de habilidades esportivas. Em geral, os autores concluíram que os picos de desempenho físico, mental e das habilidades específicas do futebol ocorrem às 16 h ou 20 h.

Em um estudo semelhante, Rahnama et al⁹ investigaram a variação circadiana no desempenho físico, fisiológico e habilidades esportivas de 12 atletas de futebol. Os autores também encontraram diferença estatisticamente significativa na temperatura corporal, flexibilidade, potência muscular de membros inferiores e na maioria dos testes de habilidades esportivas investigadas, sendo que o pico de desempenho físico, fisiológico e habilidades esportivas foram encontrados ao entardecer (19-21 h). Concluíram que existe variação circadiana no desempenho de atletas de futebol.

A verificação desses ritmos tem sido cada vez mais discutida pelos profissionais da área da saúde, seja para identificar o período do dia em que ocorrem as maiores incidências de morte em decorrência dos problemas coronarianos¹⁰, seja para instrumentalizar os técnicos e preparadores físicos quanto a melhor hora do dia em que se deva realizar tarefas específicas dos esportes⁷ ou simplesmente para evitar a interpretação equivocada da condição física de pessoas que praticam exercícios físicos visando à saúde¹¹.

Entretanto, a maioria das investigações científicas que apresentam variação circadiana delimita-se a verificar o comportamento das variáveis isoladamente ou em vários horários do ciclo de 24 h, sendo que, em muitas vezes, os horários empregados não correspondem a real rotina de avaliação.

Diante disso, o presente estudo teve como objetivo principal comparar as mudanças das variáveis fisiológicas, neuromusculares e do tempo de reação em universitários, obtidas em diferentes horários do dia (10, 16 e 20 h), durante a realização de uma bateria de testes motores.

Método

Sujeitos

Participaram do estudo 30 estudantes universitários (15 homens e 15 mulheres), com idade média de 23 anos, massa corporal média de 63 kg e estatura média de 177,6 cm. Os avaliados praticavam exercícios físicos

regularmente 3 a 4 vezes por semana há, no mínimo, seis meses e não possuíam nenhum histórico de lesões osteoarticulares.

O estudo seguiu as normas de pesquisa envolvendo seres humanos estabelecidos pela declaração de Helsinki e diretrizes da resolução 196/96, do conselho nacional de saúde. O projeto foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa para seres humanos da Universidade Federal de Santa Maria (CAAE nº 0236.0.243.000-08). Todos os sujeitos que concordaram em participar da pesquisa assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Descrição das variáveis

A escolha da sequência de testes (tabela 1) foi intencional, intercalando os testes de maior intensidade com os de menor intensidade e/ou por grupos musculares. Isso teve o objetivo de minimizar os possíveis efeitos da fadiga muscular e da sobrecarga sobre um mesmo grupamento muscular.

Variáveis fisiológicas

A frequência cardíaca de repouso foi mensurada por meio de um frequencímetro (*Polar FS1™*, EUA) ao final do quinto minuto de repouso. A temperatura corporal oral foi mensurada com um termômetro clínico de mercúrio durante o período de cinco minutos. Após o uso do termômetro, foram removidos os resíduos utilizando uma escova dental de cerdas macias e o mesmo foi higienizado com uma solução de álcool 70%, durante 15 min, a uma temperatura de 20 °C¹². A pressão arterial sistólica e diastólica foi verificada com o uso de um esfigmomanômetro aneróide (*Premium*, Japan). Foram seguidos os procedimentos descritos pelo ACSM¹³.

Tempo de reação

Foi realizado um teste computadorizado (teste de tempo de reação-versão 1.1) desenvolvido e validado por Corazza e Pereira¹⁴, o qual mensura o tempo de reação simples e tempo de reação de escolha. O tempo de reação simples foi registrado pela resposta (ms) entre o aparecimento do sinal luminoso (luz verde) e a descompressão do botão esquerdo do *mouse*. Tal resposta ocorre em um total de 20 vezes consecutivas com intervalos de tempo diferentes e é registrada a média das 10 tentativas intermediárias. O tempo de reação de escolha é verificado com base no

Tabela 1

Descrição da sequência dos testes, das variáveis investigadas e testes e/ou equipamentos utilizados

Ordem	Variáveis	Teste/Equipamento	Autores
1.º	Frequência cardíaca [®]	Frequencímetro	ACSM ¹³
2.º	Temperatura corporal [®]	Termômetro clínico	ACSM ¹³
3.º	Pressão arterial [®]	Esfigmomanômetro aneróide	ACSM ¹³
4.º	Tempo de reação	Teste computadorizado	Corazza e Pereira ¹⁴
5.º	Flexibilidade	Sentar-e-alcançar	Wells e Dillon ¹⁵
6.º	Agilidade	Shuttle run	Johnson e Nelson ¹⁶
7.º	Potência muscular	Arremesso da <i>medicine ball</i>	Johnson e Nelson ¹⁶
8.º	Potência muscular	Impulsão horizontal	Johnson e Nelson ¹⁶
9.º	Velocidade	Corrida de 30 m	Johnson e Nelson ¹⁶
10.º	Força muscular	Dinamômetro	Johnson e Nelson ¹⁶
11.º	Potência muscular	Impulsão vertical	Johnson e Nelson ¹⁶

[®]Após 5 min de repouso.

mesmo princípio do teste anterior, no entanto, o sujeito deve segurar o *mouse*, pressionando os botões (o direito com o indicador da mão direita e o esquerdo com o indicador da mão esquerda). O dedo esquerdo correspondia à luz verde e o dedo direito à luz azul. No momento em que a luz aparecia no monitor o sujeito erguia o dedo correspondente a respectiva cor. O teste de tempo de reação foi realizado sempre antes dos testes motores, sendo que o trânsito de pessoas, os ruídos, a luminosidade foram controladas para não prejudicar a concentração dos avaliados.

Variáveis neuromusculares

Todos os testes utilizados seguiram os procedimentos descritos por Martins e Giannichi¹⁷. Os testes neuromusculares foram realizados conforme a sequência descrita a seguir.

Sentar-e-alcançar (flexibilidade). Os avaliados ficavam sentados, com os joelhos estendidos, os pés (descalços) apoiados no banco de Wells e Dillon e realizavam uma flexão de tronco, sendo mensurada a maior distância alcançada pelos avaliados entre o início (0 cm) e o final da régua (53 cm). O resultado registrado foi o melhor das três tentativas.

Shuttle run (agilidade). Foram demarcadas duas linhas dispostas a uma distância de 9,14 m entre elas. Ao sinal sonoro emitido pelo avaliador, o avaliado tinha que correr o mais rápido possível em direção à outra linha, pegar um bloco de madeira que estava a 10 cm além da mesma e retornar ao ponto inicial depositando o bloco atrás da linha de partida, percorrer novamente o trajeto e pegar o outro bloco que estava na mesma distância da anterior e retornar a linha de partida, depositando-o atrás da linha de partida. O resultado foi registrado pelo tempo necessário para percorrer este trajeto.

Arremesso da medicine ball (Potência muscular de membros superiores). Foi demarcada uma linha de partida e fixada junto ao solo uma fita métrica perpendicularmente a esta linha. O avaliado ficava sentado, com as costas recostada à cadeira posicionada na linha de partida, segurando a *medicine ball* (3 kg para os homens e 2 kg para as mulheres) com as duas mãos contra o peito e logo abaixo do queixo, com os cotovelos o mais próximo possível do tronco. Foi registrada a maior distância alcançada nas três tentativas.

Impulsão horizontal (potência muscular de membros inferiores). Nas mesmas demarcações do teste anterior, os avaliados tinham que saltar no sentido horizontal na maior distância possível. Foram realizadas três tentativas.

Corrida de 30 m a partir do repouso (velocidade). Para a realização deste teste foram utilizados dois avaliadores, um posicionado na linha de partida para comandar o início do teste e outro na linha de chegada, distante 30 m da linha inicial, com a finalidade de registrar o tempo gasto pelo avaliado para percorrer esta distância.

Dinamometria (força muscular). Os avaliados ficaram com o corpo ereto, com o braço em extensão e segurando o dinamômetro (*Grip Strength Dynamometer*, Japan) com a mão dominante. Os mesmos foram instruídos a realizar uma prensão máxima no equipamento para determinar a força muscular. Em seguida, realizaram o mesmo procedimento com a mão não dominante.

Impulsão vertical (potência muscular de membros inferiores). Os sujeitos ficavam na posição em pé, de lado para a superfície graduada, e com o braço estendido acima da cabeça, o mais alto possível. Em seguida, com a flexão das pernas e balanço dos braços, os indivíduos saltavam o mais alto possível, tocando os dedos da mão na parede. Para facilitar a leitura, os dedos dos sujeitos continham pó de giz. Foram dadas três tentativas, sendo anotada a melhor delas. A impulsão vertical foi registrada pela distância entre a marcação inicial e final, feita pelos dedos.

Procedimentos

Na primeira visita ao laboratório, todos os sujeitos participaram de um processo de familiarização com os testes e preencheram o questionário de identificação de matutuidade-vespertinidade desenvolvido por Horne e Ostberg¹⁸ e adaptado para o Brasil por Benedito-Silva et al¹⁹ para identificação do cronotipo. Conforme a interpretação do questionário, todos os participantes foram registrados com cronotipo de nível intermediário. Neste mesmo dia foi realizada a medida da massa corporal utilizando uma balança de travessão (Arja, São Paulo, Brasil) com resolução de 0,1 kg e da estatura (estadiômetro de madeira *Cardiomed*, Paraná) com resolução de 0,5 cm, somente com a finalidade de caracterizar o grupo investigado.

Nas outras visitas ao laboratório, os avaliados realizaram a mesma bateria de testes em três dias distintos (intervalo de 48 h), em turnos diferentes (manhã: 10 h; Tarde: 16 h e Noite: 20 h) e de forma randomizada (tabela 2), a fim de diminuir a possibilidade do efeito do aprendizado com o transcorrer do estudo²⁰.

Os horários escolhidos correspondem “metade da manhã”, “metade da tarde” e “início da noite”, tal como sugeridos por Reilly e Waterhouse²¹. A temperatura ambiente (22-24 °C) foi controlada em todas as etapas.

A bateria de testes foi agendada individualmente para assegurar que todos os sujeitos realizassem os testes no mesmo horário do dia. Uma anamnese prévia identificou as fases foliculares (primeiro ao sétimo dia do fluxo menstrual), ovulatória (oitavo ao 14º dia) e lútea (15º ao 28º dia) de um ciclo menstrual regular (± 28 dias)²², sendo reagendadas as avaliações das participantes que se encontravam na fase folicular, a fim de evitar a possível interferência desta fase do ciclo no desempenho das participantes. Simão et al²³, mostram que na fase folicular as mulheres apresentaram redução significativa na força na realização do exercício de *leg press* 45º em comparação com as outras duas fases do ciclo menstrual.

Análise estatística

Utilizou-se o pacote estatístico SPSS for Windows versão 15.0 (SPSS Inc., Chicago IL, EUA). A normalidade dos dados foi confirmada por meio do teste de *Shapiro Wilk*. A comparação entre os turnos foi feita por Análise de Variância em um modelo linear misto (três turnos) com correções de *Bonferroni* para comparações múltiplas, tanto para o sexo masculino, quanto para o feminino. O nível de significância adotado foi de 5%.

Resultados

Os resultados apresentados neste estudo foram separados por sexo, visto que a maioria das tabelas normativas do desempenho humano considera as diferenças entre homens e mulheres.

Tabela 2

Randomização do início das baterias de testes

	Manhã (10 h)	Tarde (16 h)	Noite (20 h)
Sujeito 1	1.º	2.º	3.º
Sujeito 2	3.º	1.º	2.º
Sujeito 3	2.º	3.º	1.º
Sujeito 4	1.º	2.º	3.º
...

1.º: primeira bateria de testes; 2.º: segunda bateria de testes; 3.º: terceira bateria de testes.

Nas tabelas 3 e 4 são apresentadas as diferenças entre os três turnos do dia e horários dos picos para as variáveis correspondentes ao desempenho físico, fisiológico e psicomotor do sexo masculino.

As tabelas 3 e 4 indicam que não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os diferentes turnos do dia na maioria das variáveis para o sexo masculino. Houve diferença estatisticamente significativa apenas na temperatura corporal ($F=8,58$; $p=0,001$) ao comparar o turno manhã com os turnos tarde e noite e na agilidade ($F=8,44$; $p=0,001$) entre o turno manhã e o turno tarde. No entanto, pode-se observar que a maioria das variáveis estudadas (71,4%) apresentaram os picos à tarde e à noite. As exceções foram a pressão arterial sistólica, o tempo de reação de escolha e a potência de membros superiores, sendo que esta última apresentou valores muito semelhantes no turno da manhã e da tarde.

Nas tabelas 5 e 6 são apresentadas as diferenças entre os três turnos do dia e horários dos picos para as variáveis correspondentes ao desempenho físico, fisiológico e psicomotor do sexo feminino.

As tabelas 5 e 6 mostram que houve diferenças estatisticamente significantes na pressão arterial sistólica ($F=4,12$; $p=0,03$) e na impulsão vertical ($F=5,04$; $p=0,01$) ao comparar o turno manhã com o turno tarde para o sexo feminino. As demais variáveis não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os diferentes turnos do

Tabela 3

Média e desvio-padrão das variáveis estudadas nos três diferentes turnos do dia para o sexo masculino

Variáveis	Manhã	Tarde	Noite
Temperatura corporal (°C)	35,9 ± 0,5 ^a	36,3 ± 0,4 ^b	36,4 ± 0,3 ^b
Frequência cardíaca repouso (bpm)	68,8 ± 10,7	69,1 ± 9,7	67,9 ± 11,8
Pressão arterial sistólica repouso (mmHg)	117,3 ± 11,0	116,0 ± 10,7	116,3 ± 8,9
Pressão arterial diastólica repouso (mmHg)	74,6 ± 7,2	77,3 ± 6,5	76,7 ± 6,7
Tempo de reação simples (ms)	273,0 ± 61,3	268,6 ± 84,1	260,1 ± 54,5
Tempo de reação escolha (ms)	405,1 ± 61,8	441,7 ± 79,1	439,4 ± 70,3
Flexibilidade (cm)	22,1 ± 11,6	23,5 ± 10,8	22,9 ± 11,3
Agilidade (s)	11,4 ± 0,8 ^a	10,9 ± 0,8 ^b	11,1 ± 0,8 ^{a,b}
Velocidade (s)	4,8 ± 0,3	4,7 ± 0,3	4,8 ± 0,3
Potência de membros superiores (cm)	439,3 ± 69,7	439,1 ± 69,3	427,2 ± 58,5
Potência de membros inferiores I (cm)	204,4 ± 28,4	206,1 ± 28,4	205,0 ± 29,9
Potência de membros inferiores II (cm)	52,1 ± 7,8	52,4 ± 7,6	53,2 ± 8,2
Força de preensão manual - direita (kg)	53,2 ± 9,1	53,1 ± 9,6	54,2 ± 11,0
Força de preensão manual - esquerda (kg)	47,8 ± 8,5	49,0 ± 7,7	49,6 ± 9,2

Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes ($p<0,05$).

Potência de membros inferiores I (impulsão horizontal); potência de membros inferiores II (impulsão vertical).

dia, embora a temperatura corporal ($F=3,29$; $p=0,05$) tenha apresentado tendência à variação circadiana. Observa-se que a maioria das variáveis investigadas (85,7%) apresentou os picos à tarde e à noite, assim como foi verificado no grupo masculino. Apenas a pressão arterial sistólica e a frequência cardíaca em repouso apresentaram o pico pela manhã.

Discussão

Em geral, as variáveis analisadas no presente estudo apresentaram o pico de desempenho às 16 h ou 20 h para ambos os sexos. Achados semelhantes foram encontrados por Reilly et al⁷ investigando diversas va-

Tabela 4

Horário do pico, diferenças (valor de F) e significância (p) entre os três turnos do dia para o sexo masculino

Variáveis	Horário do pico	F	p
Temperatura corporal (°C)	20 h	8,58	0,001
Frequência cardíaca repouso (bpm)	16 h	0,20	0,82
Pressão arterial sistólica repouso (mmHg)	10 h	0,09	0,91
Pressão arterial diastólica repouso (mmHg)	16 h	2,19	0,13
Tempo de reação simples (ms)	20 h*	0,30	0,74
Tempo de reação escolha (ms)	10 h*	2,79	0,08
Flexibilidade (cm)	16 h	2,31	0,12
Agilidade (s)	16 h*	8,44	0,001
Velocidade (s)	16 h*	0,99	0,38
Potência de membros superiores (cm)	10 h	0,94	0,40
Potência de membros inferiores I (cm)	16 h	0,31	0,73
Potência de membros inferiores II (cm)	20 h	0,72	0,49
Força de preensão manual-direita (kg)	20 h	1,43	0,25
Força de preensão manual-esquerda (kg)	20 h	1,76	0,19

*Menores tempos correspondem a melhores resultados.

Potência de membros inferiores I (impulsão horizontal); potência de membros inferiores II (impulsão vertical).

Tabela 5

Média e desvio-padrão das variáveis estudadas nas três diferentes turnos do dia para o sexo feminino

Variáveis	Manhã	Tarde	Noite
Temperatura corporal (°C)	36,1 ± 0,5	36,4 ± 0,4	36,3 ± 0,4
Frequência cardíaca repouso (bpm)	74,4 ± 9,6	71,5 ± 10,4	74,2 ± 6,5
Pressão arterial sistólica repouso (mmHg)	111,7 ± 7,0 ^a	107,7 ± 7,0 ^b	110,5 ± 8,0 ^{a,b}
Pressão arterial diastólica repouso (mmHg)	70,3 ± 5,7	73,3 ± 7,0	71,9 ± 7,3
Tempo de reação simples (ms)	270,1 ± 51,5	263,3 ± 29,7	294,8 ± 71
Tempo de reação escolha (ms)	443,1 ± 60,0	431,8 ± 97,2	427,6 ± 71,8
Flexibilidade (cm)	28,9 ± 9,6	30,3 ± 8,8	30,3 ± 7,6
Agilidade (s)	12,5 ± 0,9	12,5 ± 0,9	12,2 ± 0,9
Velocidade (s)	5,8 ± 0,6	5,7 ± 0,6	5,6 ± 0,6
Potência de membros superiores (cm)	292,9 ± 60,6	294,5 ± 41,8	290,9 ± 36,2
Potência de membros inferiores I (cm)	147,7 ± 22,7	151,1 ± 18,5	147,8 ± 22,6
Potência de membros inferiores II (cm)	35,3 ± 7,1 ^a	37,3 ± 6,5 ^b	36,3 ± 6,9 ^{a,b}
Força de preensão manual - direita (kg)	30,9 ± 3,6	31,3 ± 3,9	31,7 ± 4,4
Força de preensão manual - esquerda (kg)	28,9 ± 3,5	29,5 ± 3,7	29,9 ± 3,6

Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes ($p<0,05$).

Potência de membros inferiores I (impulsão horizontal); potência de membros inferiores II (impulsão vertical).

Tabela 6

Horário do pico, diferenças (valor de F) e significância (p) entre os três turnos do dia para o sexo feminino

Variáveis	Horário do pico	F	p
Temperatura corporal (°C)	16 h	3,29	0,05
Frequência cardíaca repouso (bpm)	10 h	1,08	0,35
Pressão arterial sistólica repouso (mmHg)	10 h	4,12	0,03
Pressão arterial diastólica repouso (mmHg)	16 h	1,48	0,24
Tempo de reação simples (ms)	16 h*	1,54	0,23
Tempo de reação escolha (ms)	20 h*	0,23	0,79
Flexibilidade (cm)	16 h	2,08	0,14
Agilidade (s)	20 h*	1,94	0,16
Velocidade (s)	20 h*	1,55	0,23
Potência de membros superiores (cm)	16 h	0,09	0,91
Potência de membros inferiores I (cm)	16 h	0,89	0,42
Potência de membros inferiores II (cm)	16 h	5,04	0,01
Força de preensão manual-direita (kg)	20 h	0,47	0,63
Força de preensão manual-esquerda (kg)	20 h	0,75	0,48

*Menores tempos correspondem a melhores resultados.

Potência de membros inferiores I (impulsão horizontal); potência de membros inferiores II (impulsão vertical).

riáveis relacionadas às habilidades esportivas, ao desempenho físico e mental de jogadores universitários de futebol. Esses autores mencionam que o pico de desempenho também foi relacionado intimamente com o pico da temperatura corporal.

A associação entre a variação diurna da temperatura e a capacidade de desempenho já foi encontrada em diversos estudos anteriores^{6,24,25}. Conforme Lericollais et al²⁵ a temperatura corporal alcança seu pico por volta das 18 h, sendo que essa acrofase corresponde ao meio entre o horário da tarde e noite empregados no presente estudo. Isso justifica a semelhança dos resultados e a não significância estatística das variáveis investigadas entre esses turnos em ambos os sexos.

Em contrapartida, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes no turno da manhã com os turnos da tarde ($p=0,02$) e da noite ($p=0,001$) para o sexo masculino e uma tendência a variação circadiana do turno da manhã com o turno da tarde ($p=0,05$) para o sexo feminino. Isso demonstra que as maiores variações da temperatura corporal podem ser notadas ao comparar o turno da manhã com os outros turnos. Waterhouse et al²⁶ confirmam estes achados, dizendo que o mínimo da temperatura central ocorre às 5 h e no período entre 14 e 20 h não ocorrem grandes mudanças circadianas e ainda, que tal ritmo reflete os efeitos combinados do relógio biológico, sono, atividade física e mental.

Quanto às variáveis cardiovasculares, sabe-se que o ritmo circadiano da pressão sanguínea atinge o pico durante a tarde em associação com o ritmo circadiano da resistência capilar, no entanto, é bastante difícil o controle da pressão arterial devido às influências exógenas e ainda devido aos efeitos combinados da temperatura corporal central e da adrenalina plasmática, as quais aumentam durante o decorrer do dia²⁷.

Nesse sentido, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os três turnos do dia para a frequência cardíaca de repouso e a pressão arterial diastólica. O pico da frequência cardíaca de repouso foi encontrado pela manhã e à tarde, para as mulheres e homens, respectivamente.

A pressão arterial sistólica apresentou diferença estatisticamente significativa, apenas para o grupo feminino, entre os turnos da manhã e da tarde ($p=0,03$), alcançando o pico às 10 h. Esses resultados diferem dos encontrados por Rajagopal²⁸, que avaliou 30 jogadores de voleibol de ambos os sexos, encontrando diferenças significantes nos horários entre 2 e 14 h, 2 e 16 h e 18 e 22 h, no grupo feminino. Para este mesmo autor, a pequena variabilidade encontrada entre os turnos pode representar pouco ou nenhum efeito sobre o desempenho de atletas.

No entanto, Jones et al⁴ investigando a variação circadiana da frequência cardíaca, pressão arterial sistólica e diastólica em 440 pacientes hipertensos. Neste estudo o pico da pressão arterial sistólica e diastólica foi encontrado entre 8 e 10 h. A frequência cardíaca apresentou dois picos (8-10 h e 16-18 h). A identificação dos picos das variáveis fisiológicas, principalmente da pressão arterial, deve ser considerada ao prescrever um treinamento para pessoas hipertensas, pois o infarto do miocárdio e a morte cardíaca súbita apresentam o pico de incidência entre 6 e 12 h¹⁰.

O desempenho psicomotor (tempo de reação) não apresentou variação circadiana entre os três turnos do dia. Em geral, o pico do desempenho psicomotor foi encontrado no turno da tarde e início da noite. Reilly et al⁷ também encontraram o pico do tempo de reação à tarde (16 h). Reilly et al¹ complementam dizendo que há um incremento de 2,4 m/s na velocidade da condução neural para cada 1 °C do aumento da temperatura. Essa associação poderia explicar o melhor desempenho psicomotor nos turnos tarde e noite, conforme encontrados no presente estudo.

Ao analisar-se o comportamento da flexibilidade durante os três turnos verifica-se que não houve diferenças estatisticamente significantes para ambos os sexos. Em contrapartida, Gifford³ analisou as respostas da flexibilidade em diferentes horários do dia e encontrou amplitudes significativas dentro das 24 h na flexão e extensão da região lombar, na rotação lateral glenoumeral e na flexão do tronco. O autor complementa que há grandes diferenças interindividuais em relação ao horário do pico, podendo variar entre 12 e 24 h. Embora não tenham sido encontradas diferenças significativas entre os turnos na atual investigação, o pico foi encontrado à tarde indo ao encontro de outros estudos^{7,29}.

As respostas da velocidade e da agilidade apresentaram os picos à tarde e à noite coincidindo com as demais variáveis estudadas no presente estudo. Não foi encontrada variação circadiana na resposta da velocidade em ambos os grupos. Já Rahnama et al⁹ analisando a velocidade de 12 jogadores de futebol no período da manhã (7-9 h) e da noite (17-21 h) encontraram variação circadiana. Entretanto, apesar de divergirem quanto à significância estatística, ambos os estudos coincidiram com o pico do desempenho desta variável.

A agilidade apresentou diferenças estatisticamente significantes entre os turnos manhã e tarde para o sexo masculino. No entanto, Jourkesh et al³⁰ avaliaram a agilidade (*shuttle run*) em 12 universitários do sexo masculino e não encontraram variação circadiana entre os horários investigados (9, 14 e 18 h). Essa divergência com o presente estudo pode ser explicada pelos diferentes horários utilizados durante as testagens.

No entanto, cabe ressaltar que uma limitação da atual investigação foi à utilização de cronômetros manuais para mensurar os tempos nos testes de velocidade e agilidade. Por isso, sugere-se a utilização de um sistema de fotocélulas para assegurar a confiabilidade dos resultados.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os três turnos para a potência muscular mensurada por meio dos testes arremesso da *medicine ball* (ambos os sexos), impulsão horizontal (ambos os sexos) e impulsão vertical (somente grupo masculino). Rahnama et al⁹ utilizando o teste de impulsão horizontal e Racionais et al¹¹ fazendo uso do teste de impulsão vertical também não encontraram variação circadiana. No entanto, alguns estudos^{7,9} realizados com jogadores de futebol universitário mostram o efeito das 24 h do dia sobre o desempenho da impulsão vertical. Esses achados estão de acordo com os resultados do grupo feminino apresentados no presente estudo, no qual mostrou diferença estatisticamente significativa ($p=0,01$) entre os turnos manhã e tarde.

Com base nos trabalhos anteriormente citados, relacionados à potência muscular em adultos jovens saudáveis, fica evidente a necessidade de realizar mais estudos que possam confirmar tal periodicidade, pois não houve um consenso entre os trabalhos que analisaram esta variável em universitários.

Entretanto, independentemente do grupo muscular testado (membros superiores ou inferiores) as principais modificações no desempenho da potência muscular são percebidas durante o transcorrer da manhã para a tarde e da manhã para a noite, sendo que nos últimos dois turnos do dia ocorrem o melhor desempenho da potência muscular.

A última variável investigada foi a força muscular que, embora não tenha apresentado grandes variações no decorrer dos turnos, foi constante entre os sexos, sendo o pico registrado às 20h. Picos semelhantes foram encontrados por outros estudos^{7,8}. Atkinson e Reilly⁸ ressaltam que a força muscular, independente do grupo muscular medido ou da velocidade da contração, atinge o pico no início da noite.

Cabe ressaltar que a intenção do presente estudo foi investigar as variáveis cardiovasculares, psicomotoras e neuromusculares inseridas em uma bateria de testes e em horários que se aproximassem mais da real rotina de avaliação. Tais horários empregados no presente estudo podem explicar a não significância estatística encontrada entre os três turnos do dia na maioria das variáveis investigadas. Possivelmente se fossem empregados horários mais próximos do início da manhã e ao final da noite poderiam ser encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os três turnos do dia.

Com base nos resultados apresentados, verificaram-se diferenças significantes apenas para a temperatura corporal e a agilidade, no grupo masculino, enquanto que no grupo feminino, foram encontradas diferenças significantes na potência muscular de membros inferiores e na pressão arterial sistólica de repouso. Dessa forma, os dados sugerem que a resposta da maioria das variáveis estudadas, inseridas em uma bateria de testes, não sofre influência da hora do dia (10, 16 e 20 h), tanto para o sexo masculino quanto para o sexo feminino de adultos jovens saudáveis.

RESUMO

Objetivo. O ritmo circadiano consiste nas mudanças cíclicas que ocorrem no período de 24 h, podendo interferir no desempenho humano. O objetivo do presente estudo foi comparar os resultados das variáveis fisiológicas, neuromusculares e do tempo de reação obtidas em diferentes horários do dia.

Método. Os 30 voluntários (15 homens e 15 mulheres) realizaram uma bateria de testes no turno da manhã (10 h), tarde (16 h) e noite (20 h). As variáveis analisadas foram a temperatura corporal (temperatura oral), frequência cardíaca, pressão arterial (sistólica e diastólica), o tempo de reação, a flexibilidade, agilidade, velocidade, potência muscular e a força muscular.

Resultados. Na maioria das variáveis estudadas não foi constatada variação circadiana. No entanto, para o grupo masculino, a temperatura corporal foi estatisticamente superior à tarde ($36,3 \pm 0,4$ °C) e à noite ($36,4 \pm 0,3$ °C) em relação à manhã ($35,9 \pm 0,5$ °C) e a agilidade foi estatisticamente menor (refletindo o maior desempenho) à tarde ($10,9 \pm 0,8$ s) em relação à manhã ($11,4 \pm 0,8$ s). Enquanto no grupo feminino, a pressão arterial sistólica foi estatisticamente maior pela manhã ($111,7 \pm 7$ mmHg) em relação à tarde ($107,7 \pm 7$ mmHg) e a impulsão vertical foi estatisticamente maior à tarde ($37,3 \pm 6,5$ cm) em relação à manhã ($35,3 \pm 7,1$ cm).

Conclusão. Os dados sugerem que a resposta da maioria das variáveis estudadas, não sofre influência da hora do dia (10, 16 e 20 h).

Palavras-chave:

Periodicidade.
Exercício.
Aptidão física.

Referências

1. Reilly T, Atkinson G, Waterhouse J. Cronobiologia e desempenho físico. In: Garrett Jr, William E, Kirkendall DT, editors. A ciência do exercício e dos esportes. Porto Alegre: Artmed; 2003. p. 378-400.
2. Drust B, Waterhouse J, Atkinson G, Edwards B, Reilly T. Circadian rhythms in sports performance - an update. *Chronobiol Int*. 2005;22:21-44.
3. Afonso LS, Santos JFB, Lopes JR, Tambelli R, Santos EHR, Back FA, et al. Frequência cardíaca máxima em esteira ergométrica em diferentes horários. *Rev Bras Med Esporte*. 2006;12:318-22.
4. Jones H, Atkinson G, Leary A, George K, Murphy M, Waterhouse J. Reactivity of ambulatory blood pressure to physical activity varies with time of day. *Hypertension*. 2006;47:778-84.
5. Gifford LS. Circadian variation in human flexibility and grip strength. *Aust J Phys*. 1987;33:3-9.
6. Edwards B, Waterhouse J, Reilly T, Atkinson G. A comparison of the suitability of rectal, gut and insulated axilla temperatures for measurement of the circadian rhythm of core temperature in field studies. *Chronobiol Int*. 2002;19:579-97.
7. Reilly T, Atkinson G, Edwards B, Waterhouse J, Farrelly K, Fairhurst E. Diurnal variation in temperature, mental and physical performance, and tasks specifically related to football (soccer). *Chronobiol Int*. 2007;24:507-19.
8. Atkinson G, Reilly T. Circadian variation in sports performance. *Sports Med*. 1996;21:292-312.
9. Rahnama N, Sajjadi N, Bambaiechi E, Sadeghipour HR, Daneshjoo H, Nazary B. Diurnal variation on the performance of soccer-specific skills. *World J Sport Sci*. 2009;2:27-30.
10. Muller JE. Circadian variation in cardiovascular events. *Am J Hypertens*. 1999;12:355-425.
11. Racinais S, Hue O, Hertogh C, Damiani M, Blanc S. Time-of-day effects in maximal anaerobic leg exercise in tropical environment: a first approach. *Int J Sports Med*. 2004;25:186-90.
12. Wright ES, Mundy RA. Studies on disinfection of clinical thermometers. I. Oral thermometers from a general hospital. *Appl Microbiol*. 1958;6:381-3. Bloomfield, New Jersey: Lehn & Fink Products Corporation; 1958.
13. ACSM. Manual do ACSM para teste de esforço e prescrição de exercício. 5.ª ed. Rio de Janeiro: Revinter; 2000.
14. Corazza ST, Pereira EF. Creation, development and analysis of reproductiveness of test to evaluate simple and choice reaction times. *The FIEP Bulletin*. 2007;77:613-5.
15. Wells KF, Dillon EK. The sit and reach - a test of back and leg flexibility. *Res Quart*. 1952;23:115-8.
16. Johnson BL, Nelson JK. Practical measurements for evaluation in physical education. Minnesota: Burgess; 1979.
17. Marins JC, Giannichi RS. Avaliação e Prescrição da Atividade Física: guia prático. 3.ª ed. Rio de Janeiro: Sharp; 2003.
18. Horne JA, Ostberg CO. A self-assessment questionnaire to determine morningness-eveningness in human circadian rhythms. *Int J Chronobiol*. 1976;4:97-110.
19. Benedito-Silva AA, Menna-Barreto L, Marques N, Tenreiro S. A self-assessment questionnaire for the determination of morningness-eveningness types in Brazil. *Prog Clin Biol Res*. 1990;341B:89-98.
20. Atkinson G, Nevill AM. Selected issues in the design and analysis of sport performance research. *J Sports Sci*. 2001;19:811-27.
21. Reilly T, Waterhouse J. Sports performance: is there evidence that the body clock plays a role? *Eur J Appl Physiol*. 2009;106:321-32.
22. Loureiro S, Dias I, Sales D, Alessi I, Simão R, Fermio RC. Effect of different phases of the menstrual cycle on the performance of muscular strength in 10RM. *Rev Bras Med Esporte*. 2011;17:22-5.
23. Simão R, Maior AS, Nunes APL, Monteiro L, Chaves CPG. Variações na força muscular de membros superior e inferior nas diferentes fases do ciclo menstrual. *R Bras Ci Mov*. 2007;15:47-52.
24. Souissi N, Bessot N, Chamari K, Gauthier A, Sesboüé B, Davenne D. Effect of time of day on aerobic contribution to the 30-s Wingate test performance. *Chronobiol Int*. 2007;24:739-48.
25. Lericollais R, Gauthier A, Bessot N, Sesboüé B, Davenne D. Time-of-day effects on fatigue during a sustained anaerobic test in well-trained cyclists. *Chronobiol Int*. 2009;26:1622-35.
26. Waterhouse J, Drust B, Weinert D, Edwards B, Gregson W, Atkinson G, et al. The circadian rhythm of core temperature: origin and some implications for exercise performance. *Chronobiol Int*. 2005;22:207-25.
27. Minati A, Santana MG, Mello MT. A influência dos ritmos circadianos no desempenho físico. *Rev Bras Cienc Mov*. 2006;14:75-86.
28. Rajagopal I. Effect of gender difference and circadian rhythm on systolic blood pressure in volleyball players. *J Exerc Physiol (online)*. 2011;14:46-54.
29. Edwards BJ, Atkinson G, Waterhouse J, Reilly T, Godfrey R, Budgett R. Use of melatonin in recovery from jet-lag following an eastward flight across 10 time-zones. *Ergonomics*. 2000;43:1501-13.
30. Jourkesh M, Keikha BM, Sadri I, Ojagi A. The effects of time of day on physical fitness Performance in college-aged men. *Ann Bio Res*. 2011;2:435-40.



Revisión

ARTÍCULO EN INGLÉS

Maximum power, optimal load and optimal power spectrum for power training in upper-body (bench press): a review

F. Castillo^a, T. Valverde^b, A. Morales^c, A. Pérez-Guerra^a, F. de León^a and J.M. García-Manso^a

^aDepartamento de Educación Física. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. España.

^bFacultad de Ciencias de la Actividad Física. Universidad Católica de Valencia. España.

^cFacultad de Ciencias de la Actividad Física. Universidad de Granada. España.

History of the article:

Received June 9, 2011

Accepted November 17, 2011

Key words:

Bench press.

Maximal power.

Optimal load.

Optimal power spectrum.

Palabras clave:

Press de banca.

Potencia máxima.

Carga óptima.

Rango óptimo de potencia.

ABSTRACT

It is a fact that high performance sport has been characterized in recent years as a more specific training and in which coaches and athletes tend to use exercise and training loads which significantly resemble athletes' real actions during competition.

Principles of individuality and specificity are two aspects which best explain this trend. In that vein, this review analyzes and understands what specialized literature says to reach one of the most popular exercises used in upper-body power development: bench press in its different variants.

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

RESUMEN

Potencia máxima, potencia óptima y espectro óptimo en el entrenamiento de la potencia del miembro superior (*bench press*): una revisión

Es un hecho que el deporte de alto rendimiento se ha caracterizado durante los últimos años por un entrenamiento cada vez más específico en el que técnicos y deportistas tienden a utilizar ejercicios y cargas de entrenamiento que se asemejan significativamente a las acciones que debe realizar el deportista durante la competición. Los principios de individualidad y especificidad son dos de los aspectos que mejor explican esta tendencia. En esa línea, esta revisión trata de analizar y entender lo que la bibliografía especializada señala con la realización de uno de los ejercicios más populares que se emplean en el desarrollo de la potencia del *upper-body*: *bench press* en sus diferentes variantes.

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondence:

J.M. García Manso.

E-mail: jgarcia@def.ulpgc.es

Introduction

Resistance training plays a fundamental role in most of conditioning sports programs^{1,2} especially at high levels³. It is also known that most of sports actions, especially sport activities involving striking, throwing, jumping or rapid acceleration movements, sustain their performance in specific technical gestures implementation performed at maximum power⁴⁻⁷.

Power is the work amount produced per unit time or the product of force and velocity ($\text{Power} = \text{Force} \times \text{Displacement/Time} = \text{Force} \times \text{Velocity}$)⁷ and maximal power is the highest power level achieved in muscular contractions⁸. Maximal power output in a sport gesture varies with the load, contraction type and technique⁹.

Some papers suggest that, maximal power in single muscle fibres and single joint movements is reached approximately at 30% of maximum isometric strength and 30% of maximum isometric shortening velocity¹⁰⁻¹⁶. For multiple-joint muscle actions, optimal load varies with exercise. It is often said that, for lower body movements, optimal power appears at 0%¹⁷⁻²¹ and 55-59% 1RM²² in jump squat, 60-70% 1RM²³ and 40-65% 1RM²⁴ in half squat, and 56-78% 1RM²⁵ in leg press. Optimal load for weightlifting movements, such as clean and/or snatch has been identified at 70-80% 1RM²⁶. For upper-body movements, as for example bench press, countermovement bench press and bench press throw, optimal load is achieved between 30% and 70% of 1RM.

Aspects such as movement mechanics^{18,19,27-29} age⁹, gender²⁵, fibre type³⁰, muscle-tendon morphology³¹, muscular fatigue³², training level strength and training experience^{33,34} are some parameters that can affect the load percentage at which maximum power is reached in a technical gesture^{12,35}.

Consequently, the optimal load at which power output is reached is the load intensity in which the perfect combination between velocity and load displacement is produced¹⁶. This is known as *optimal load* (OL)^{7,18,26,35-37}. From a practice point of view, OL and similar power loads where there are no significant differences (optimal power spectrum) are considered as more appropriate loads to develop power at a specific technical gesture⁷.

Most of the studies related to OL determination have used three types of exercises (and its variants): total body (e.g. clean, snatch, hang power clean), lower body (e.g. squat, squat jump, leg press, leg extension) and upper body (e.g. bench press, bench pull and curl biceps). OL changes depending on the exercise and muscular group: Olympic lifters (80-100% 1RM) (e.g.^{26,38}); lower body (60%) (e.g.^{24,39}); upper body (40-70%) (e.g.^{13,40}).

In this review, we will focus on the upper-body OL analyzing published works in which bench press, in its different variants, is used. Articles were selected using US National Library of Medicine (PubMed), Scholar Google databases and indexed magazines in Spanish language (Redalyc, Dialnet LILAC y Latindex).

Bench press is one of the most common exercise used in training routines by most of athletes in every sport, being an optimal gesture to increase muscular force of the front of the chest (pectoralis major and pectoralis minor), arms (crural triceps: long, intern and extern portions) and shoulders (medial and anterior deltoids)⁴¹⁻⁴³.

Therefore, the aim of this paper is to review the optimal load for optimal power development spectrum in bench press (with and without countermovement) in different subjects, thinking of the influence on different kinetic and kinematic variables in maximal power output.

Methodological aspects which can affect muscular power assessment and optimal training load

In order to create force and muscular power assessment studies selection at which capabilities can be trained, we firstly created methodological criteria, which can allow right data interpretation of related studies. We should take into consideration that mostly all investigators make muscular power studies using kinematic systems, which enable muscular parameters assessment in terms of lifted load displacement during an exercise. From an external load on, and once known its displacement and the time to reach it, through specific designed softwares, optimal and mean power are estimated, as well as other kinematic parameters that can be useful to assess muscle or muscle groups mechanical characteristics during performance.

Frequently, there are significant changes in these studies because of the methods used, making difficult the results comparison. The main conflictive highlighted aspects are the few detailed information about morphofunctional sample characteristics, unclear description about exercise execution (e.g. slow or fast countermovement, stopping or not the movement at the end of the eccentric phase, etc.), few information about weight and size values corresponding to body segment displacement (arms, legs or whole body), different load increases used during performance, different exercises used to assess a same body segment (e.g. concentric bench press, bench press with countermovement, or bench press throwing), different measurement instruments and criteria used in the data interpretation (maximal power or mean power), etc. Before starting the bench press revision, we will explain some refinements about the previous mentioned points that, in case not being considered, will affect the revision interpretation.

Power peak and power mean

One of the main data interpretation and bibliography analysis difficulties were peak and mean power values not being clearly indicated. *Maximal power* is defined by Baker and Newton⁴⁴, as the maximal power production in the whole range or range of motion/concentric contraction. These authors refer to this value as *peak power* (PP), referring to a higher instantaneous production in a period of 1/ms without an apparent movement being observed. Some authors define this capability as the moment at which *threshold muscular performance is reached*, corresponding to a maximal mechanical performance that an athlete can produce in a concrete gest or movement⁴⁵. *Mean power* (MP) corresponds to mean values obtained from the sum of all the positive values developed during concentric phase performance divided by the number of data obtained in that gest or range of motion.

Free weights vs. resistance machine

In overweight training, common materials used are divided into two groups: machines and free-weights. The fact of using one or another will make a change in the final results. The term "machine" usually refers to resistance training devices with cables, pin loaded weight stacks or fixed lever arms. Free-weight encompass dumbbells and plates are typically loaded on to the end of a barbell. Free-weight exercises are performed usually at utility benches or squat racks.

Especially relevant is that barbell free force exercises highly controlled during the whole range motion optimize the gest and prevent from execution possible risks. A detailed analysis of 25 BP movements in

120 experienced weightlifters (candidate master: 30 people; Master of sports of Russia: 70 people; World-class athletes: 20 people) have allowed to establish Ivanovich et al⁴⁶ that the barbell displacement, even showing stable parameters in every weightlifter, can present significant individual differences, making changes during the seven phases in which lifting is divided and affecting any body plane (frontal, sagittal and transversal).

Using free-weights enhances stabilizing muscles group participation and level activation^{47,48}. Contrary, machine exercises cause opposite effect⁴⁸⁻⁵¹. Relative to bench press, it is especially relevant the free-weight effect on shoulders muscles (deltoids). This muscle has a stabilizing function, so that the anterior portion tends to resist a humerus lateral rotation at the same time that medial deltoid tends to resist abduction⁴⁸. This muscle relevancy has also been highlighted by Scheving and Pauly⁵² stating that its three portions (anterior, medial and posterior) are activated during this exercise to stabilize the humerus in glenoid cavity and as synergist movement structures.

Anthropometric characteristics

Athletes' anthropometric characteristics are determinant variables in all sports performance and, especially, in those where force is a discriminant capability. Relative to the studied exercise (BP), height and, fundamentally, upper-body (arm and forearm) length are two morphologic parameters which significantly influence in power levels reached during this movement. Generally, individuals with longer arms have greater advantage in BP power developing, rather than those with shorter arms or, even sometimes, higher force levels⁵³. Time and displacement to take the barbell to the chest depend on athletes' anthropometric particularities, width of the grip, height of the bridge, barrel displacement, lowering velocity and the barbell weight.

Incidence in the total mechanical system inertia

In order to assess kinematic parameters, the whole mechanical system inertia, must be carefully determined (i.e. mass of the lifted load plus the inertia of the levers and body segments) to be able to precisely calculate the load at which its power training is optimized⁵⁴. In case not making it real, results interpretation force to conclude erroneously, where there is a tendency to underestimate force levels⁵⁵ and power⁵⁴. Nelson and Duncan⁵ suggested that the gravity effect on the muscular performance should always be taken into consideration in force assessment. According to these authors, not considering these parameters takes, in isokinetic dynamometer (Cybex) assessments, into 4% errors for extensive knee muscles and to 15% for flexive muscles.

Sport gesture technical domain

A right domain technique execution is considered as the key for movement balance and stability, as well as to reach the right force application and power development. Load magnitude will represent the main factor that causes mechanical alterations in force exercises. Specifically, it is easy to prove how by making a PB at high loads ($\# > 80\%$ 1RM) technical execution is seriously compromised, especially when training level and experience are low. Major changes are observed in load control and range motions. The movement magnitude in a BP decreases at higher loads because of a higher scapula protraction⁵⁶.

Individuals' training level

Power production depends on the subjects' maximal strength level, which frequently is determined by their training level. So, it doesn't seem strange to conclude that, the more trained the subjects are, the higher levels in force and PP will have.

Assessment methods and data collection

It is a fact that every instrument presents a different reliability degree, which affect directly to published results. This mechanism consisted of an optic encoder with a digital recorder connected (displacement error below 0.16%; 0.02% of time circuit error). Cronin et al⁵⁷ used a lineal position transducer (Unimeasure, Corvallis, OR), connected to a Smith Press machine, which would allow a velocity and movement variation assessment at a sampling frequency of 200 Hz (0.01 cm of precision). Siegel et al²⁹ used a chronoscopic light mechanism (model 63501 IR, Lafayette Instrument Company, Lafayette, IN) connected to a time mechanism (CLOCK Model 54050, Lafayette). On its part, Jandacka and Vaverka⁵⁸ used a rotational encoder at a 100 Hz sampling frequency (FitroDyne Premium - University of Komensky, Bratislava).

Optimal load, mean power and peak power in bench press

The following analysis is divided into PB_{CC} and PB_{SSC} movements from BT in its different variants (BT_{CC}, BT_{SSC} and BT). In each case, the following parameters are assessed: OL, PLS and power (PP and PM).

Concentric bench press and countermovement bench press

In order to make the OL analysis in PB_{CC} and PB_{SSC}, thirteen studies have been included. Nine of these examined BP_{CC}, three studied BP_{SSC} and the other two studied both movements (BC_{PP} + BP_{SSC}). Except in the study by Jandacka and Vaverka⁵⁸ and Naclerio and García⁵³ in which women were included in the sample (n=52), the rest of the evaluated subjects were men (n=363; men: 311; women: 52) of different level performing and force training experience. One group was formed by young elderly (≈ 40 years) and elderly (≈ 65 years)⁵⁹ and the rest were young adults ($\approx 20-25$ years), in which practitioners from different sports modalities were included (weightlifting, bodybuilding, basketball, handball, cyclists, volleyball, sprinters, middle distance runners and sailors)^{2,24,60-62}. The rest of the sample is formed by moderate active young health men volunteered^{29,53,57,58,63-65} (table 1).

As expected, most active subjects, especially the ones who practiced sports which required force conditions (powerlifting, weightlifting) or power (sprint), presented higher force levels, especially when results were expressed in relative values (1RM/BW) or were assessed according to their body weight and age (advanced or intermediate level). The strongest ones were powerlifting practitioners⁶⁰. In addition, sample subjects' high strength levels were highlighted in the study by Pearson et al (2009), which were elite-level sailors from the Emirates Team New Zealand America's Cup syndicate. Weakest subjects (novice or untrained) were the endurance modalities practitioners (cyclists and runners), subjects who didn't regularly practice sport and the oldest ones⁵⁹.

Table 1

Studies analyzing concentric bench press movement (BP_{cc}) and with countermovement (BP_{ssc}). Sample characteristics are identified, age, body weight, maximal force (1-RM), relative force (RM/BW) and assessment instruments

Bench press with countermovement (BP _{cc}) and without it (BP _{ssc})					
Article	Sample	Age (years)	BW (kg)	Performance 1-RM - RM/BW/L	MV
Mayhew et al ⁶³ BP _{ssc}	Male: 24 College Stud FA/TE (Smith Rack)	20.1±1.5	80.6±12.5	93.9±28.3/1.17 (I)	Optic Digital Encoder
Izquierdo et al ⁵⁹ BP _{cc}	G ₄₀ : 26 M-FA G ₆₅ : 21 M-FA	42.0±2.9 65.0±4.1	84.0±9.6 78.0±9.3	59.5±2.0/0.71 (N) 47.0±2.4/0.60 (I)	LPT
Cronin et al ⁵⁷ BP _{cc}	Male: 27 EE (U _{6M})	21.9±3.1	89.0±12.5	RM _I : 72.0±6.6/0.81 (N) RM _H : 100.9±7.2/1.13 (I)	LPT
Cronin et al ⁶⁴ BP _{cc} + BP _{ssc}	Male: 27 EE (U _{6M})	21.9±3.1	89.0±2.5	86.3±13.7/0.97 (N)	LPT
Izquierdo et al ²⁴ BP _{cc}	Male: 70 WL: 11 HP: 19 RR: 18 MD: 10 CG: 12	22.6±3.0 22.4±6.0 21.4±1.0 23.1±5.0 20.6±1.0	80.6±10.0 83.1±10.0 67.0±15.0 66.4±4.0 71.9±8.0	87.3±1.0/1.08 (I) 77.2±1.0/0.93 (I) 53.9±7.0/0.80 (N) 53.9±7.0/0.81 (N) 53.9±7.0/0.75 (UT)	LPT ER
Siegel et al ²⁹ BP _{ssc}	Male: 25 Student TE	23.0±4.0	89.0±30.0	79.3±14.1/0.89 (N)	CTL+TD
Naclerio and García ⁵³ BP _{cc}	UUTS: 37 Male: 33	22.0±2.1	U	76.0±10.2 (-)	LPT
Naclerio et al ⁶⁰ BP _{cc}	Male: 9 PL Female: 4	18.0-39.0	99.3±15.9	137.0±34.5/1.38 (A)	LPT
Asçi and Açıkada ⁶² BP _{cc}	Male: 56 SP: 13 BP: 16 HP: 16 VP: 5 BB: 6	24.1±6.1 23.3±3.5 22.6±4.9 23.2±3.8 24.2±3.1	72.5±7.1 84.3±10.3 86.1±8.9 81.6±6.7 77.5±7.2	82.3±18.4/1.14 (I) 79.2±14.1/0.94 (N) 77.2±12.8/0.90 (N) 75.5±12.2/0.93 (N) 86.3±10.8/1.11 (I)	LPT
Marqués et al ⁶¹ BP _{cc}	Male: 14 HP	22.3±3.7	82.5±12.2	68.9±10.1/0.84	Rotary Encoder
Jandacka and Vaverka ⁵⁸ BP _{ssc}	Male: 55 Female: 48 PES	21.8±1.5 21.1±1.2	75.2±8.7 58.7±6.6	68.99±17.3/0.92 (N) 31.50±6.2/0.54 (N)	LPT FitroDyne
Pearson et al ² BP _{cc}	Male: 12 FA-Sailors	33.95±3.5	97.8±12.5	119.7±23.9/1.22 (I)	LPT
Sánchez et al ⁶⁵ BP _{cc}	Male: 100	25.1±5.0	79.4±8.3	98.7±12.5/1.24 (I)	LPT

A: advance level; BB: bodybuilders; BP: basketball players; BPCC: concentric bench press; BPSSC: bench press stretch-shorten cycle; BW: body weight; CG: control group; CTL+TD: chronoscopic timing lights connected to a timing device; EE: experienced subjects; F: female; FA: physically active; G: group; HP: handball players; I: Intermediate level; L: level; LPT: lineal position transducer; M: men; MD: middle distance runner; MV: valuation method; N: novice level; PES: physical education students; PL: powerlifters; RE: rotary encoder; RM: repetition maximum; RMH: strongest subjects; RML: weaker subjects; RR: road race; SP: sprinters; SP: sprinters; U: values not identified; U6M: untrained during the last 6 months; UT: untrained level; UUTS: not strength-trained university; VP: volleyball players.

It is well known that there is a strong relationship between maximal strength (1RM) and maximal power production^{20,39,66-75}. However, the strongest relationship between them occurs in heavier loading intensity⁷⁶. The reason for this is the fact that strongest subjects usually possess favorable neuromuscular characteristics^{15,77}. Also, it should be taken into consideration that strongest subjects usually present higher muscular development with a high cross-sectional area⁷⁸⁻⁸¹. In case of the most explosive athletes, hypertrophy mainly corresponds to fibers type II⁸¹⁻⁸³.

Optimal power training zones range between 30 and 70% of 1RM, with values always close to 50% for OL. However, OL does not seem to show a stable behavior in all analyzed studies, influenced by age, force level or training type of the subject. We can observe in the study by

Izquierdo et al²⁴ how strongest subjects present lower OL, while in the ones by Asçi and Açıkada⁶² and Cronin et al⁵⁷, higher OL values correspond to bodybuilders (63%) or to subjects with a higher RM (60%) level. To our understanding, these differences have turned into a discussion topic between sports coaches, at the time of selecting the most efficient training loads to develop muscular power.

Some studies^{39,84,85} suggest that optimal load occur at higher loads in individuals with significantly greater maximal strength. We find the most highlighted case in the study by Propawski⁸², who proposes loads of approximately 70% 1RM for strongest subjects and 50% 1RM for weakest. However, Baker²² suggest that stronger athletes reach their maximal power output at lower loading rates in comparison to weaker

Table 2
Performance factors in concentric bench press movement (BPcc) and with countermovement (BPssc). Optimal load, optimal power spectrum, peak power and mean power values are shown.

Article	OL % - 1RM	OPS % - 1RM	PP - Watts (M-SD)	PM - Watts (M-SD)
Mayhew et al ⁶³ BP _{ssc}	40% Pre 40% Post	40-60% Pre 40-60% Pos	437.0±138.6 474.2±121.7	U
Izquierdo et al ²³ BP _{cc}	G ₄₀ : 45% G ₆₅ : 30%	30-45% (AG)	U	G ₄₀ : 293.0±11.0
Cronin et al ⁵⁷ BP _{cc} + BP _{ssc}	RM _L : 60% RM _H : 40% RM _L : 40% PP RM _L : 60% PM RM _H : 60% PP RM _H : 60% PM	40-60% 40-60% PP 40-60% PM	BP _{cc} RM _L : 501.8±55.3 RM _H : 572.7±79.8 BP _{ssc} RM _L : 444.9±66.5 RM _H : 556.0±80.9	BP _{cc} RM _L : 237.6±29.0 RM _H : 314.6±62.0 BP _{ssc} RM _L : 243.8±52.1 RM _H : 353.1±66.3
Cronin et al ⁶⁴ BP _{cc} + BP _{ssc}	50% PP: 50% MP: 70%	50-70% PP: 50-70% MP: 50-70%	BP _{cc} ≈555.0 ^{DG} BP _{ssc} ≈560.0 ^{DG}	BP _{cc} ≈275.0 ^{DG} BP _{ssc} ≈325.0 ^{DG}
Izquierdo et al ²⁴ BP _{cc}	WL: 30% HP: 30% RR: 45% MD: 45% CG: 45%	30-45% 30-45% 45-60% 45-60% 30-60%	U	486.0±10.0 468.0±76.0 272.0±52.0 269.0±45.0 266.0±30.0
Siegel et al ²⁹ BP _{ssc}	PP: 50%	PP: 40-60%	U	≈500.0
Naclerio and García ⁵³ BP _{cc}	MP: 53.3±10.7% PP: 47.1±10.7%	U	627.0±150.7	371.4±93.7
Naclerio et al ⁶⁰ BP _{cc}	45.5±10.6%	U	U	619.2±150.3
Asçi and Açıkkada ⁶² BP _{cc}	SP: 52±12% BP: 50±14% HP: 58±16% VP: 54±12% BB: 63±16%	50-63%	U	SP: 227.0±115.0 BP: 232.0±201.0 HP: 190.0±98.0 VP: 300.0±307.0 BB: 221.0±96.0
Marques et al ⁶¹ BP _{cc}	PP: 38% MP: 52%	PP: 38-52% MP: 38-52%	≈820.0	≈450.0
Jandacka and Vaverka ⁵⁸ BP _{ssc}	M: 56±9% F: 63±8%	50-70% 50-70%	279.4±73.5 109.2±73.5	U
Pearson et al ² BP _{cc}	50%	U	≈600.0	306.0±75.0
Sánchez et al ⁶⁵ BP _{cc}	54.2%	40-65%	453.0±69.0	938.0±148.0

BB: bodybuilders; BP: basketball players; DG: graphic values; HP: handball players; OL: maximal power percentage; OPS: optimal power spectrum; PP: peak power; PM: mean power; RM: maximal repetition; RM_H: stronger subjects; RM_L: weaker subjects group; SP: sprinters; U: not shown; W: watts; M_{UP}: male upward phase; M_{AUF}: male acceleration phase.

athletes independently analyzed gesture. Other authors suggest that OL could always be the same independently of the subjects' force level²⁰. From the study by Izquierdo et al²³ we can also deduce that OL depends on the age, diminishing its value as it increases.

As shown in table 2, from the study by Izquierdo et al²³, higher [power values...] higher power values also correspond to strongest subjects, who present close values to 600 watts or more in PP and 300 watts in PM. Specifically, force velocity sports modalities athletes in which higher loads are moved (weightlifting), or those athletes to who add to the explosive gesture a high height (basketball and volleyball players), are the ones who reach higher power levels.

Bodybuilders' low power level is highlighted in the study by Asçi and Açıkkada⁶² (≈220W), which can be explained by the type of training, where work volume is significantly higher than the quality and execution high velocity adaptations in which hypertrophy has a general character and the same influence on slow and fast fibers.

Force importance and, more concrete, the way this is manifested, is especially relevant to power development. This capability is directly proportional to the peak acceleration and the mass of the object ($a=F/m$). Peak barbell acceleration is decreased as the intensity level is increased mainly being affected at the 2nd pull phase⁸⁶. We should take into consideration that, at constant resistance, non-ballistic movement involves two phases (acceleration and deceleration). The middle portion of the ascent is composed by the first deceleration phase and is defined as the effort portion where the applied force falls below the weight of load. The second acceleration phase, or the maximum strength region, is defined as the period where the applied force becomes greater than the load for the second period of time⁸⁷. Elliot et al⁸⁸, assessing the bench press, demonstrated that the deceleration phase corresponds to 23% of the last barbell range motion, when work at high loads is produced (1RM), increasing its value until 52% of the total displacement when loads were reduced to the 80%. However, we should take into

consideration that, when loads are especially high, (80-100% 1RM), instead of two phases, force presents four phases or regions (acceleration, sticking, maximum strength and deceleration)^{51,88,89}.

Sato et al⁸⁶, suggest that peak barbell acceleration does not change from 50 to 80% of 1RM in elite and experienced weightlifters, indicating that the force production becomes greater while the barbell mass is increased and the peak barbell acceleration remains relatively constant. Peak barbell acceleration is significantly decreased at increases ranging from 80 to 85% of 1RM. The results demonstrated that the force affecting barbell acceleration at the 2nd pull phase reaches near maximal level around 85% of 1RM.

Duration of the acceleration, during concentric phase, decrease with load. For example, acceleration phase change of 63.8% of the duration of the concentric phase, to 82.9 for 30 and 80% 1RM respectively⁵⁶. However, Sato et al⁸⁶ found that the peak barbell acceleration showed no changes from 50-80% 1RM among elite and experienced weightlifters, indicating that barbell acceleration remains relatively constant. Force affecting barbell acceleration at the 2nd pull phase reaches near maximal level around 85% 1RM. In other words, force production remains relatively the same while the peak acceleration decreases and the mass of the barbell increases. These showed that roughly 80% 1RM is the threshold for the elite level weightlifters to be able to maintain the peak barbell acceleration.

As previously mentioned, the way force is developed and applied to movement is the key of the barbell acceleration. In case peak force appears prematurely during concentric phase, a force decrease will occur during the last period of the range motion or, contrary, if velocity peak delays and acceleration phase is too long, end of a greater decline in force and a drastic deceleration at the concentric phase will occur⁸⁷. Barbell acceleration magnitude determines its velocity at the different displacement points. Its mean and maximum values will vary depending on the work load, decreasing velocity as the load is increased. González-Badillo and Sánchez-Medina⁹⁰ found a high relationship between mean velocity and relative load (1RM-%) that allows us to use one to estimate the OL with great precision. Also, these authors suggest that mean velocities attained with each 1RM (%) can differ very slightly due to differences in velocity at 1RM. During concentric phase an increase in mean velocity is associated with a decrease in concentric phase duration and the magnitude of the load lifted. A 100% increase in mean velocity necessitated a 37.5% load reduction, whereas a 50% reduction in load was required to attain an equivalent increase in the peak velocity⁵⁶.

In most frequently movements used for power training (e.g. bench press; squat, clean, etc.), we notice how barbell velocity decreases in the last part of the movement. This is probably due to a decrease in agonists muscle activation and possible increase in antagonist muscles activity, in order to stop the load at the end of the range of motion⁴. In ballistic actions (eg. jump squat and bench press throw), a continued acceleration is observed throughout the range of motion, concentric velocity, force, power and muscle activation. These factors are higher during a ballistic movement in comparison to a similar traditional resistance training exercise^{4,16}.

A key in force development and muscular power is the kind of movement during the exercise execution. Countermovement actions take place to increase gest efficiency and enhance muscle mechanical answer. This hypothesis is true for PM in both studies^{57,64} including both movements (BP_{cc} and BP_{SSC}), as well as for PP^{58,64}, but not being the same in the study by Cronin et al⁵⁷, where peak power across the total

concentric phase was not affected by rebound action. These authors explained that rebound movement effect is produced to cause a shift phase in the power-time signal onto the left, peak power remaining unaffected in temporal terms. Consequently, these authors suggested that greater peak power would seem like a maximal strength function rather than individual's ability to utilize the SSC.

An eccentric muscle action stimulates the stretch reflex and builds up elastic energy allowing, mainly, force and power levels improvement during the subsequent concentric action^{71,91-93}. Mechanical source SSC bases were initially established by Cavagna et al⁹⁴ and have been analyzed by numerous subsequent studies aimed at analyzing its manifestation and effects magnitude. Potential SSC benefits are caused by energy stored in the elastic components (tendons and actin-myosin complex) utilization, reutilization and parallel (aponeurosis) of the musculotendinous system⁹⁴⁻¹⁰¹, spinal reflex⁹⁸⁻¹⁰⁰ and long latency responses¹⁰¹.

Elastic-reflex enhancement may be reflected in higher increases at 10-15% in power output^{54,57,97,102}. However, as seen in this review, SSC benefits vary considerably in each individual^{103,104}, especially when execution deficiencies differences are shown and force levels are low. Some authors^{64,99} suggested that a part of countermovement efficiency lost could be due to two phenomena: elastic energy loss caused by slow decreases and prolonged coupling phases, or by muscles inability to generate force at high muscle shortening velocities.

Peak velocity occurs later whereby the SSC effect has diminished^{13,64}. Some authors suggested that the elastic-reflex use only maximizes concentric movement initial part^{13,57,76,105-107}. Cronin et al⁵⁷ observed how enhancement is manifested in the first 200 ms of the concentric phase^{13,57}, linking the efficiency in the initial phase of the thrust stage with the athlete's maximal force. Bosco et al⁹⁹ suggested that during elongation phase above 500 ms, longer coupling is produced; causing an elastic energy decrease that could be stored in the muscle during the eccentric phase. However, Schmidtbleicher⁷⁶, doesn't fully accept this announcement, suggesting that if maximal strength is the main power performance factor, especially at the beginning of the push phase, everything will be conditioned by the external load used, diminishing their influence with decreasing load.

In countermovement muscle actions, peak acceleration and peak force have been shown to increase intensively. To this, it is necessary to have enough force to reduce the eccentric velocity of the load to zero prior to begin the concentric action. The change in momentum is directly proportional to the change in velocity and the mass of the load, increasing at fast and short eccentric phases and decreasing otherwise. This change in momentum is also proportional to the force which is causing such a change, and the duration over which the changes take place. The sum of external force in eccentric phase, supposedly, allows higher accelerations during the initial portion of the concentric phase. Perhaps, potential benefits depend on the ability to use the force increase quickly, via recruitment of a high number of motor units and a quickly elastic energy recovery.

Bench press throwing: concentric bench press and stretch-shorten cycle

In this section, six studies have been analyzed^{13,17,22,34,40,64}, of which three study only concentric bench press throw (BT_{cc}) and the other three assessed the same movement, adding the stretch-shorten cycle bench

press ($BT_{CC}+BT_{SSC}$) (table 3). In all of them, young adults (230 males), were used as sample, except in the study by Cronin et al⁶⁴, in which the sample presented a low performance (Novice level), the other five studies, assessed athletes with good force levels (Intermediate or Advanced level).

Exercises with barbell release, as the ones analyzed in this paragraph, are called *dynamic*³⁶, *explosive*¹⁰⁸ or *ballistic exercises*⁴. In any exercise, barbell throwing incorporation pretends to get closer to a competition behavior. This way, we can adapt the motor pattern used in competition, as well as.

The used motor pattern to real athlete's needs during performance. Also, it is pretended to eliminate, or minimize the characteristic deceleration phase at the end of the sports gest in which the bar (or implement) is not released during the last displacement part^{4,87}.

These reasons motivate athletes and coaches to train this kind of movement, especially when the training goal is power development. In the case of BP, its use makes significant changes in kinetic and kinematic traditional movements¹⁰⁹, with or without countermovement, where it is important that the barbell is controlled during the whole range of motion. We find the most important differences in concentric phase where a shorter time period is reached, as well as higher peaks and average velocities, which later will be traduced into average force enhancements, MP and PP in traditional movements⁴.

We can easily observe that the barbell velocity changes at any load intensity. Newton et al⁴ quantified these increases at 27.3% of mean velocity at 45% 1RM. This velocity will go on increasing or will keep maintained while the athlete keeps the barbell control. The point at which the load loses contact with the athlete, leads to any muscular force and therefore any change in velocity is not possible except for the gravity force causes, which is not included in any kinematic or kinetic calculation⁸⁷.

Commonly, most of every overweighed training exercise, forces the athlete to stop a substantial portion of the range and control the movement to guarantee the structural muscular integrity, as well as the

gestural involved joints (e.g. in BP we talk about elbow joint). This supposes that, during the barbell range, there is a decelerated gest phase prior to achieving zero velocity^{4,88,108}. This displacement part is accompanied by a muscular activity reduction, manifested in the agonist muscles electromyography activity. Deceleration results from shortening agonist activation and greater antagonist co-activation, especially at low loads performance⁴.

In these circumstances, load determinates the acceleration range and stops at concentric movement phase. Cronin et al⁶⁴ suggested that higher peak velocities will be reached later when PT is being performed, rather than when classic PB is performed. However, this phase will be determined by the load to move. Some studies demonstrated that during bench press with a light load (45% 1RM) deceleration phase was shorter ($\approx 40\%$ of concentric time)⁴ compared to heavy loads of 80% of 1RM (50% of concentric time)⁸⁸. Consequently, subjects with a higher force level will be in advantage during ballistic movements, when capability to develop force in a few period of time is high.

Results will turn into faster and more powerful gest. In assessed studies, we observe that except in the sample studied by Cronin et al⁶⁴, capability to apply force and power development is higher in mostly all the subjects (PP: 600-1,000 watts), than the one we see in traditional PB, where the barbell is not released (table 4). In the analyzed studies, maximal power was found in diverse power values. This way, while in the studies by Newton et al¹³ (OL: 15-30%) or Bevan et al¹⁷ (OL: 30%) optimal power was obtained at low work intensities, in studies by Baker^{22,34,40} and Cronin et al⁶⁴ OL was reached at loads between 50-60%. No significant differences were found between OL in PB_{CC} and PB_{SSC} . Optimal power spectrum was always detected at nearly or slightly higher OL intensities.

As noted above, in barrel released movements, force changes during the course, as it depends on the load (RM). Thus, at high loads, an initial peak force in the early stage of the movement is produced and then it decreases near the end of gesture. Different is the behavior at lower loads, where maximal force is produced at the beginning and then gradually decreased until the end of the movement.

Table 3
Performance factors in concentric bench press movement (BPcc) and with countermovement (BPssc). Optimal load, optimal power espectrum, peak power and mean power values are shown

Concentric Bench Press Throw (BT_{CC}) SST Bench Press (BT_{SSC})					
Author	Sample	Age (years)	BW (Kg)	1-RM (Kg)	MV
Newton et al ¹³ $BT_{CC}-BT_{SSC}$	17 - Men TE (T_{6M})	20.6 \pm 1.9	83.7 \pm 8.2	104.0 \pm 16/1.24 (I)	ER
Cronin et al ⁶⁴ $BT_{CC}-BT_{SSC}$	27 - Men TE (U_{6M})	21.9 \pm 3.1	89.0 \pm 12.5	86.3 \pm 13.7/0.97 (N)	LPT (PPS)
Baker ³⁴ BT_{CC}	Male: 49 NRL: 22 SRL: 27	24.3 \pm 3.7 18.1 \pm 1.1	93.4 \pm 9.6 91.1 \pm 9.8	134.8 \pm 15.2/1.44 (A) 111.0 \pm 15.3/1.22 (I)	LPT (PPS)
Baker ⁴⁰ BT_{CC}	Male: 59 NL: 19 SL: 23 SRL: 17	NL: 25.1 \pm 3.4 SL: 19.7 \pm 2.0 SRL: 17.6 \pm 0.9	NL: 94.8 \pm 10.0 SL: 91.8 \pm 7.0 SRL: 91.8 \pm 10.0	NL: 140.1 \pm 14.0/1.48 (A) SL: 121.1 \pm 13.0/1.32 (I) SRL: 108.7 \pm 16.0/1.18 (I)	LPT (PPS)
Baker et al ²² BT_{CC}	Male: 31 Football	22.2 \pm 3.5	92.0 \pm 11.1	129.7 \pm 14.3/1.41 (I)	LPT (PPS)
Bevan et al ¹⁷ $BT_{CC}-BT_{SSC}$	Male: 47 Rugby	25.5 \pm 4.8	101.0 \pm 12.8	124.0 \pm 19.0 - 1.22 (I)	BMS LPT

A: advance level; BT_{CC} : concentric bench press throwing; BT_{SSC} : stretch-shorten cycle bench press throwing; BW: body weight; ER: encoder rotatory; I: Intermediate level; LPT: lineal position transducer; M: men; MV: valuation method; N: novice level; NRL: national rugby league; PES: physical education students; PPS: plyometric power system; RM: maximal repetition; RM_H : strongest subjects; RM_L : weaker subjects; SRL: college-aged rugby players; U_{6M} : untrained the last 6 months; U : values not identified.

Table 4

Performance factors influence in concentric Bench Press Throw movement (BP_{CC}) and Bench Press Throw with countermovement (BP_{SSC}). Optimal load, training optimal range and mean and peak power values are shown

Bench Press Throw Concentric (BT _{CC})				
Author	OL % - 1RM	OPS % - 1RM	PP Watts (M/SD)	MP Watts (M/SD)
Newton et al ¹³ BT _{CC} -BT _{SSC}	PP _{CC} : 15% MP _{CC} : 30% PP _{SSC} : 15% MP _{SSC} : 30%	PP _{CC} : 15-30% MP _{CC} : 30-45% PP _{SSC} : 15-30% MP _{SSC} : 30-45%	≈1.000.0 ^{DG} ≈1.050.0 ^{DG}	≈400 ^{DG} 563.0±104.0
Cronin et al ⁶⁴ BT _{CC} -BT _{SSC}	PP _{CC} : 50% MP _{CC} : 60% PP _{SSC} : 50% MP _{SSC} : 60%	PP _{CC} : 40-60% MP _{CC} : 50-70% PP _{SSC} : 40-60% MP _{SSC} : 50-70%	≈620 ^{DG} ≈625 ^{DG}	≈290 ^{DG} ≈340 ^{DG}
Baker ³⁴ BT _{CC}	NRL: 51.1±5.3% SRL: 54.9±5.6	44.4-59.2% 45.1-63.1%	U	610±79 515±78
Baker ⁴⁰ BT _{CC}	NL: 50% SL: 50% SRL: 55%	NL: ≈40-60% SL: ≈40-60% SRL: ≈40-60%	U	NL: 635±87 SL: 561±57 SRL: 499±81
Baker et al ²² BT _{CC}	54.9±5.3%	50-60%	U	588.0±95.0
Bevan et al ¹⁷ BT _{CC} -BT _{SSC}	30% 30%	30-50% 20-60%	U 873.0±24.2	873.0±23.7

DG: graphic values; MP: mean power; OL: optimal power load percentage; OPS: optimal power spectrum; PP: peak power; RM: maximal repetition; RMH: strongest subjects group; RML: less strong subjects; TE: training experience; U: not shown; W: watts.

This leads to changes in size, shape and timing in the acceleration phases. In PB, the acceleration phase is larger than in a single concentric movement. Along these lines, Newton et al⁴ found that for ballistic actions, working with a load of 45% 1RM (bench press), acceleration is generated during 96% of the course, compared to 60% of concentric actions. This represents an increase of ≈36% of peak velocity and significant changes in peak power⁴. As in traditional BP, when a countermovement is included in BT, MP is favored (with differences ranging between 15-30%), although it's not the same situation as in PP.

Conclusions and practical implications

The results in this review show how upper-body power training with bench press exercise passes through the optimal load and optimal power spectrum, allowing the maximal power output evaluation. Parameters such as age, training level and sport specialization marked differences in the optimal load and optimal power spectrum value. In addition, with the aim of optimizing bench press technical variants (BP_{CC}, BP_{SSC} or BT) it is necessary that, previously, have enough force levels and an appropriate execution technique.

References

- Harman E. Strength and power: a definition of terms. *Nat Strength Cond Assoc J.* 1993;15:18-20.
- Pearson SN, Cronin JB, Hume PA, Slyfield D. Kinematics and kinetics of the bench-press and bench-pull exercises in a strength-trained sporting population. *Sports Biomech.* 2009;8:245-54.
- Keogh JW, Wilson GJ, Weatherby RP. A cross-sectional comparison of different resistance training techniques in the bench press. *J Cond Strength Res.* 1999;13:247-58.
- Newton RU, Kraemer WJ, Häkkinen K, Humphries BJ, Murphy AJ. Kinematics, kinetics and muscle activation during explosive upper body movements. *J Appl Biom.* 1996;12:31-43.
- Sleivert G, Taingahue M. The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *Eur J Appl Physiol.* 2004;91:46-52.
- Young WB, Newton RU, Doyle TL, Chapman D, Cormack S, Stewart G, et al. Physiological and anthropometric characteristics of starters and non-starters and playing positions in elite Australian Rules Football: a case study. *J Sci Med Sport.* 2005;8:333-45.
- Cronin J, Sleivert G. Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Med.* 2005;35:213-34.
- Gollnick PD, Bayley WM. Biochemical training adaptations and maximal power. In: Jones NL, McCartney N, McComas AJ, editors. *Human muscle power.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1986. p. 255-67.
- Zatsiosky VM, Kraemer JW. *Science and practice of strength training.* Champaign, IL: Human Kinetics; 2006.
- Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B.* 1938;126:136-95.
- Wilkie DR. The relation between force and velocity in human muscle. *J Physiol.* 1949;110:249-80.
- Kaneko M, Fuchimoto T, Toji H, Suei K. Training effect of different loads on the force-velocity relationship and mechanical power output in human muscle. *Scand J Sports Sci.* 1983;5:50-5.
- Newton RU, Murphy AJ, Humphries BJ, Wilson GJ, Kraemer WJ, Häkkinen K. Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1997;75:333-42.
- Bottinelli R, Pellegrino MA, Canepari M, Rossi R, Reggiani C. Specific contributions of various muscle fibre types to human muscle performance: an in vitro study. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9:87-95.
- Toji H, Kaneko M. Effect of multiple-load training on the force-velocity relationship. *J Strength Cond Res.* 2004;18:792-5.
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing maximal neuromuscular power: Part 1-biological basis of maximal power production. *Sports Med.* 2011;41:17-38.
- Bevan HR, Bunce PJ, Owen NJ, Bennett MA, Cook CJ, Cunningham DJ, et al. Optimal loading for the development of peak power output in professional rugby players. *J Strength Cond Res.* 2010;24:43-7.
- Cormie P, McCaulley GO, Triplett NT, McBride JM. Optimal loading for maximal power output during lower-body resistance exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:340-9.
- Cormie P, McCaulley GO, McBride JM. Power versus strength-power jump squat training: influence on the load-power relationship. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:996-1003.
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42:1566-81.

21. Dayne AM, McBride JM, Nuzzo JL, Triplett NT, Skinner J, Burr A. Power output in the jump squat in adolescent male athletes. *J Strength Cond Res.* 2011;25:585-9.
22. Baker D, Nance S, Moore M. The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. *J Strength Cond Res.* 2001;15:20-4.
23. Izquierdo M, Häkkinen K, Antón A, Garrues M, Ibáñez J, Ruesta M, et al. Maximal strength and power, endurance performance, and serum hormones in middle-aged and elderly men. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:1577-87.
24. Izquierdo M, Häkkinen K, González-Badillo JJ, Ibáñez J, Gorostiaga EM. Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. *Eur J Appl Physiol.* 2002;87:264-71.
25. Thomas GA, Kraemer WJ, Spiering BA, Volek JS, Anderson JM, Maresh CM. Maximal power at different percentages of one repetition maximum: influence of resistance and gender. *J Strength Cond Res.* 2007;21:336-42.
26. Kawamori N, Crum AJ, Blumert PA, Kulik JR, Childers JT, Wood JA, et al. Influence of difference relative intensities on power output during the hang power clean: identification of the optimal load. *J Strength Cond Res.* 2005;19:698-706.
27. Burke ER. The control of muscle force: Motor Unit recruitment and firing patterns. In: Jones NL, McCartney N, McComas AJ. *Human Muscle Power.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1986. p. 98-109.
28. Komi PV. The stretch shortening cycle and human power output. In: Jones NL, McCartney N, McComas AJ, editors. *Human muscle power.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1986. p. 20-34.
29. Siegel JA, Gilders RM, Staron RS, Hagerman FC. Human muscle power output during upper- and lower-body exercises. *J Strength Cond Res.* 2002;16:173-8.
30. Faulkner JA. Power output of the human diaphragm. *Am Rev Respir Dis.* 1986;134:1081-3.
31. Edgerton RV, Roy RR, Gregor JR, Rugg S. Morphological basis of skeletal muscle power output. In: Jones NL, McCartney N, McComas AJ, editors. *Human Muscle Power.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1986. p. 43-64.
32. Green JH. Muscle power: fiber type recruitment, metabolism and fatigue. In: Jones NL, McCartney N, McComas AJ, editors. *Human Muscle Power.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1986. p. 65-79.
33. Kraemer WJ, Newton RU. Training for muscular power. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2000;11:341-68.
34. Baker D. Comparison of upper-body strength and power between professional and college-aged rugby league players. *J Strength Cond Res.* 2001;15:30-5.
35. McBride JM, Triplett-McBride T, Davie A, Newton RU. The effect of heavy- vs. light-load jump squats on the development of strength, power and speed. *J Strength Cond Res.* 2002;16:75-82.
36. Wilson GJ, Newton RU, Murphy AJ, Humphries BJ. The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Med Sci Sports Exerc.* 1993;25:1279-86.
37. Kawamori N, Haff GG. The optimal training load for the development of muscular power. *J Strength Cond Res.* 2004;18:675-84.
38. Kilduff LP, Bevan H, Owen N, Kingsley MI, Bunce P, Bennett M, et al. Optimal loading for peak power output during the hang power clean in professional rugby players. *Int J Sports Physiol Perform.* 2007;2:260-9.
39. Stone MH, O'Bryant HS, McCoy L, Coglianese R, Lehmkuhl M, Schilling B. Power and maximal strength relationship during performance of dynamic and static weighted jumps. *J Strength Cond Res.* 2003;17:140-7.
40. Baker D. A series of studies on the training of high-intensity muscle power in rugby league football players. *J Strength Cond Res.* 2001;15:198-209.
41. Wilson GJ, Elliot BC, Kerr GK. Bar path and force profile characteristics for maximal loads in the bench press. *Int J Sport Biomech.* 1989;5:90-402.
42. Power G, Stratton S. Resistance training with machines. Champaign, IL: Stipes; 1989.
43. Barnett C, Kippers V, Turner P. Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *J Strength Cond Res.* 1995;9:223-7.
44. Baker D, Newton RU. Acute effect on power output of alternating an agonist and antagonist muscle exercise during complex training. *J Strength Cond Res.* 2005;19:202-5.
45. González-Badillo JJ, Ribas J. Bases de la programación del entrenamiento de la fuerza. Barcelona: Editorial INDE; 2002.
46. Ivanovich SI, Georgievich LB, Stanislavovich FV. First results of the biomechanical analysis of the bench press technique. Available from: <http://erictalmant.com/pdf/Boris+Sheiko+Bench+Press+Technique+Article.pdf>
47. Garhammer J. Weight lifting and training. In: Vaughn CL, editors. *Biomechanics of Sport.* Boca Raton, FL: CRC Press; 1989. p. 169-211.
48. McCaw ST, Friday JJ. A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *J Strength Cond Res.* 1994;8:4:259-64.
49. Andrews JG, Hay JG, Vaughan CL. Knee shear forces during squat exercise using a barbell and a weight machine. In: Matsui H, Kabashi K, editors. *Biomechanics VIII-B.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1983. p. 923-7.
50. Ariel GB. Resistive training. *Clin Sports Med.* 1983;21:55-69.
51. Lander JE, Bates BT, Sawhill JA, Hamill J. A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. *Med Sci Sports Exerc.* 1985;17:344-53.
52. Scheving LE, Pauly JE. An electromyographic study of some muscles acting on the upper extremity of man. *Anat Rec.* 1959;135:239-45.
53. Naclerio F, García S. Influencia de la longitud de los miembros superiores sobre la fuerza y la potencia producida en el Press de Banca. *Publice Standard.* 13/11/2006. Pid: 740.
54. Rambaud O, Rahmani A, Moyon B, Bourdin M. Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench press force. *J Strength Cond Res.* 2008;22:383-9.
55. Nelson SG, Duncan PW. Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity. A clinical report. *Phys Ther.* 1983;63:674-6.
56. Cronin JB, McNair PJ, Marshall RN. Force-velocity analysis of strength-training techniques and load: implications for training strategy and research. *J Strength Cond Res.* 2003;17:148-55.
57. Cronin JB, McNair PJ, Marshall RN. The role of maximal strength and load on initial power production. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32:1763-9.
58. Jandacka D, Veverka F. A regression model to determine load for maximum power output. *Sports Biomech.* 2008;7:361-71.
59. Izquierdo M, Aguado X, González R, López JL, Häkkinen K. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1999;79:260-7.
60. Naclerio F, Jiménez A, Forte D. Relación del peso máximo con la fuerza aplicada y la potencia producida en un test creciente, en el ejercicio de press de banca plano con barra libre, en levantadores. *APUNTS Educación Física y Deportes.* 2006;4:42-52.
61. Marqués MC, Van den Tilaar R, Vescovi JD, González-Badillo JJ. Relationship between throwing velocity, muscle power, and bar velocity during bench press in elite handball players. *Int J Sports Physiol Perform.* 2007;2:414-22.
62. Açı A, Açıkada C. Power production among different sports with similar maximum strength. *J Strength Cond Res.* 2007;21:10-6.
63. Mayhew JL, Ware JS, Johns RA, Bembem MG. Changes in upper body power following heavy-resistance strength training in college men. *Int J Sports Med.* 1997;18:516-20.
64. Cronin J, McNair PJ, Marshall RN. Developing explosive power: a comparison of technique and training. *J Sci Med Sport.* 2001;4:59-70.
65. Sánchez-Medina L, Pérez CE, González-Badillo JJ. Importance of the propulsive phase in strength assessment. *Int J Sports Med.* 2010;31:123-9.
66. Moss BM, Refsnæs PE, Abildgaard A, Nicolaysen K, Jensen J. Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and load-velocity relationships. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1997;75:193-9.
67. Blackburn JR, Morrissey MC. The relationship between open and closed kinetic chain strength of the lower limb and jumping performance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27:430-5.
68. Carlock JM, Smith SL, Hartman MJ, Morris RT, Ciroslan DA, Pierce KC, et al. The relationship between vertical jump power estimates and weight-lifting ability: a field-test approach. *J Strength Cond Res.* 2004;18:534-9.
69. Wisløff U, Castagna C, Helgerud J, Jones R, Hoff J. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *Br J Sports Med.* 2004;38:285-8.
70. Ugrinowitsch C, Tricoli V, Rodacki AL, Batista M, Ricard MD. Influence of training background on jumping height. *J Strength Cond Res.* 2007;21:848-52.
71. Miyaguchi K, Demura S. Muscle power output properties using the stretch-shortening cycle of the upper limb and their relationships with one-repetition maximum bench press. *J Physiol Anthropol.* 2006;25:239-45.
72. Nuzzo JL, McBride JM, Cormie P, McCaulley GO. Relationship between countermovement jump performance and multijoint isometric and dynamic tests of strength. *J Strength Cond Res.* 2008;22:699-707.
73. Baker DG, Newton RU. Comparison of lower body strength, power, acceleration, speed, agility, and sprint momentum to describe and compare playing rank among professional rugby league players. *J Strength Cond Res.* 2008;22:153-8.
74. Baker DG, Newton RU. Effect of kinetically altering a repetition via the use of chain resistance on velocity during the bench press. *J Strength Cond Res.* 2009;23:1941-6.
75. Cormie P, McBride JM, McCaulley GO. Power-time, force-time, and velocity-time curve analysis of the countermovement jump: impact of training. *J Strength Cond Res.* 2009;23:177-86.
76. Schmidtbleicher D. Training for power events. In: Komi PV, editors. *Strength and Power in Sport.* Boston: Blackwell Scientific Pub; 1992. p. 381-95.

77. Folland JP, Williams AG. The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med.* 2007;37:145-68.
78. Costill DL, Coyle EF, Fink WF, Lesmes GR, Witzmann FA. Adaptations in skeletal muscle following strength training. *J Appl Physiol.* 1979;46:96-9.
79. Jones DA, Rutherford OM, Parker DF. Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. *Q J Exp Physiol.* 1989;74:233-56.
80. Staron RS, Leonardi MJ, Karapondo DL, Malicky ES, Falkel JE, Hagerman FC, et al. Strength and skeletal muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining. *J Appl Physiol.* 1991;70:631-40.
81. Campos GE, Luecke TJ, Wendeln HK, Toma K, Hagerman FC, Murray TF, et al. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur J Appl Physiol.* 2002;88:50-60.
82. Thorstensson A, Hultén B, Von Döbeln W, Karlsson J. Effect of strength training on enzyme activities and fibre characteristics in human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand.* 1976;96:392-8.
83. Dons B, Bollerup K, Bonde-Petersen F, Hancke S. The effect of weightlifting exercise related to muscle fiber composition and muscle cross-sectional area in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1979;40:95-106.
84. Poprawski B. Aspects of strength, power and speed in shot put training. *New Stud Athl.* 1988;3:89-93.
85. Driss T, Vandewalle H, Quièvre J, Miller C, Monod H. Effects of external loading on power output in a squat jump on a force platform: a comparison between strength and power athletes and sedentary individuals. *J Sports Sci.* 2001;19:99-105.
86. Sato K, Fleschler P, Sands W. Barbell acceleration analysis on various intensities of weightlifting. *ISBS-Conference Proceedings Archive, 27 International Conference on Biomechanics in Sports; 2009.*
87. Frost DM, Cronin JB, Newton RU. A comparison of the kinematics, kinetics and muscle activity between pneumatic and free weight resistance. *Eur J Appl Physiol.* 2008;104:937-56.
88. Elliot BC, Wilson GJ, Kerr GK. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Med Sci Sports Exerc.* 1989;21:450-62.
89. Frost DM, Cronin J, Newton RU. A biomechanical evaluation of resistance: fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Med.* 2010;40:303-26.
90. González-Badillo JJ, Sánchez-Medina L. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *Int J Sports Med.* 2010;31:347-52.
91. Norman RW, Komi PV. Electrochemical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiol Scand.* 1979;106:241-8.
92. Komi PV. Physiological and biomechanical correlates of muscle functions: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exerc Sport Sci Rev.* 1984;12:81-121.
93. Walshe AD, Wilson GJ, Ettema GJ. Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. *J Appl Physiol.* 1998;84:97-106.
94. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *J Appl Physiol.* 1965;20:157-8.
95. Asmussen E, Bonde-Petersen F. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand.* 1974;91:385-92.
96. Cavagna GA, Citterio G. Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. *J Physiol.* 1974;239:1-14.
97. Komi PV. Stretch shortening cycle. In: Komi PV, editors. *The Encyclopaedia of Sports Medicine III. Strength and power in sport.* 1992. p. 169-79.
98. Dietz V, Noth J, Schmidbleicher D. Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. *J Physiol.* 1981;311:113-25.
99. Bosco C, Tihanyi J, Komi PV, Fekete G, Apor P. Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand.* 1982;116:343-9.
100. Nicol C, Komi PV. Significance of passively induced stretch reflexes on achilles tendon force enhancement. *Muscle Nerve.* 1998;21:1546-8.
101. Melville-Jones G, Watt DG. Muscular control of landing from unexpected falls in man. *J Physiol.* 1971;219:729-37.
102. Enoka RM. *Neuromechanical basis of kinesiology.* 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 1994. p. 1-466.
103. Wilson GJ, Murphy AJ, Pryor JF. Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric and concentric performance. *J Appl Physiol.* 1994;76:2714-9.
104. Walshe AD, Wilson GJ, Murphy AJ. The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1996;73:332-9.
105. Thys H, Cavagna GA, Margaria R. The role played by elasticity in an exercise involving movements of small amplitude. *Pflugers Arch.* 1975;354:281-6.
106. Chapman AE, Caldwell GE, Selbie WS. Mechanical output following muscle stretch in forearm supination against inertial loads. *J Appl Physiol.* 1985;59:78-86.
107. Wilson GJ, Elliott BC, Wood GA. The effect on performance of imposing a delay during a stretch-shorten cycle movement. *Med Sci Sports Exerc.* 1991;23:364-70.
108. Häkkinen K, Komi PV. The effect of explosive type training on electromyographic and force production characteristics of the leg extensor muscles during concentric and various stretch-shortening cycle exercises. *Scand J Sports Scie.* 1985;7:65-76.
109. Claxton J. *Kinematics of explosive upper body movements: A comparison of the traditional bench press, bench press throw and bungy resisted bench press.* Auckland: Department of Sport and Health Science, Auckland Institute of Technology; 2001.



Artículo especial

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

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

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

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

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

^dAsociación Scientific Sport. Córdoba. España.

Historia del artículo:

Recibido el 13 de mayo de 2011

Aceptado el 28 de diciembre de 2011

Palabras clave:

Evaluación muscular.

Respuesta muscular.

Tensiomiografía.

Key words:

Muscle assessment.

Muscular response.

Tensiomyography.

RESUMEN

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

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

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

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

© 2012 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondencia:

J.M. García-Manso.

Campus Universitario de Tafira, s/n.

Edificio de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.

35017 Las Palmas de Gran Canaria. Gran Canaria.

Correo electrónico: jgarcia@def.ulpgc.es.

Introducción

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

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

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

Revisión de los procedimientos

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

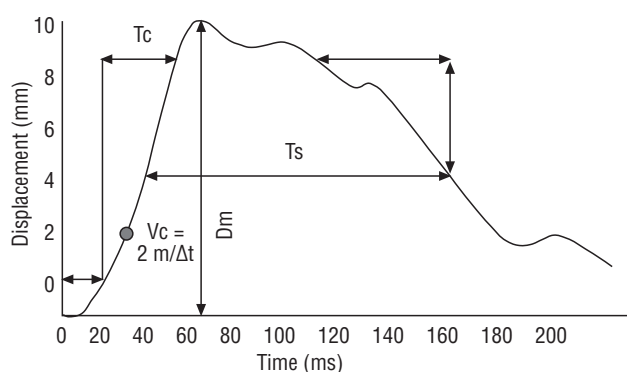


Fig. 1. Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG, en el BF de un jugador de vóley-playa a una amplitud de 110 mA y una duración de 1 ms. Donde D_m representa la deformación muscular máxima, T_d el tiempo de reacción al estímulo, T_c es el tiempo de contracción y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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

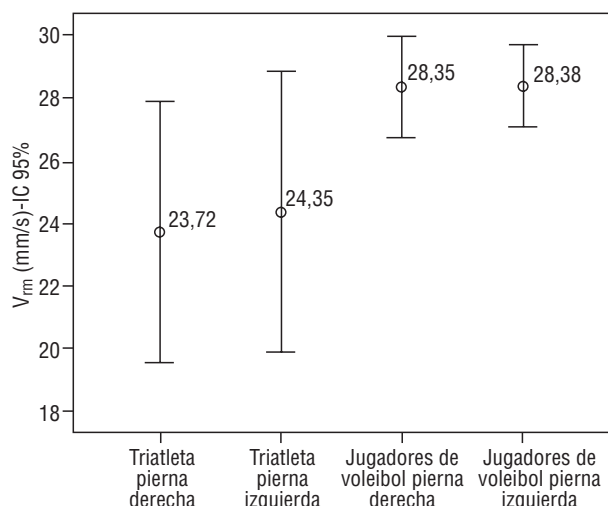


Fig. 2. Ejemplo de valores de V_m del bíceps crural en 19 jugadores profesionales de voleibol y 19 triatletas que practican triatlón de larga distancia (Ironman).

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Utilidad de estos parámetros

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

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

$$LS = 100 \cdot \left(0,1 \cdot \frac{\min(T_{dR}, T_{dL})}{\max(T_{dR}, T_{dL})} + 0,6 \cdot \frac{\min(T_{cR}, T_{cL})}{\max(T_{cR}, T_{cL})} + 0,1 \cdot \frac{\min(T_{sR}, T_{sL})}{\max(T_{sR}, T_{sL})} + 0,2 \cdot \frac{\min(D_{mR}, D_{mL})}{\max(D_{mR}, D_{mL})} \right)$$

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

Procedimiento de medición

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

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

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

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

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

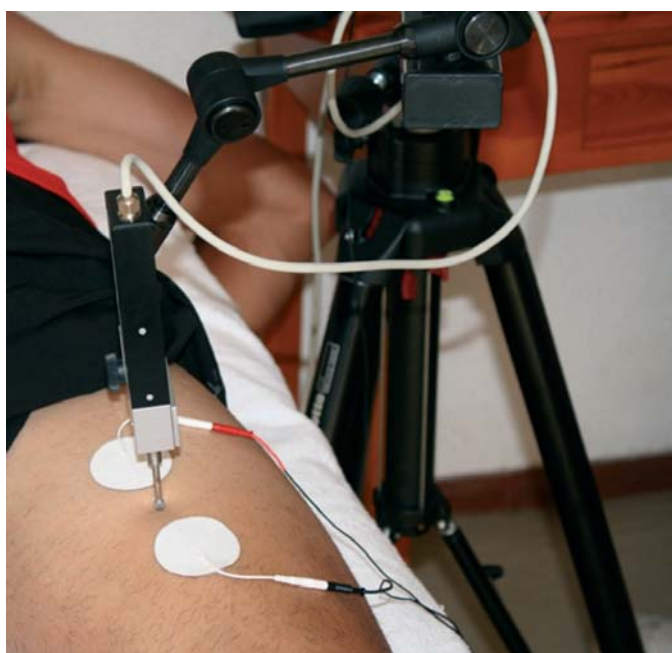


Fig. 3. Ejemplo de colocación del sensor y los electrodos para la evaluación del recto anterior del cuádriceps.

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

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

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

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

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

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

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

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

Validez y fiabilidad de la tensiomiografía

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

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

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

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

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

Información que proporciona la tensiomiografía

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

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

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

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

- a) Estimación indirecta del tipo de fibra dominante en el músculo^{17,18,15,34-37}
- b) Control de los cambios en la respuesta aguda muscular (potenciación, rigidez, fatiga o recuperación) en diferentes modalidades deportivas:
 - Trabajo de fuerza-resistencia^{10,17,27,31,38,39}.
 - Trabajo de resistencia aeróbica⁹.
 - Deportes de equipo^{8,13}.
- c) Propiedades contráctiles del músculo.
 - Activación muscular^{2,14,17,18,39-42}.
 - Rigidez muscular³.
 - Potenciación muscular³.
 - Diferencias entre músculos^{8,18,43,44}.
 - Evolución con la edad^{43,45-48}.
 - Balance muscular^{4,7,8,13,42}.
 - Diferencias entre modalidades deportivas²⁰.
 - Efectos del cambio en las condiciones de evaluación²⁸.
- d) Control de alteraciones patológicas del sistema neuromuscular.
 - Atrofia en personas amputadas⁴⁹.
 - Enfermedades neuromusculares⁵⁰.
 - Musculatura espástica⁵¹.
 - Poliomiélicos⁵².
 - Encamados de larga duración⁵.
 - Enfermos con polineuropatía diabética¹¹.
 - Enfermos de Alzheimer⁶.
 - Recuperación posoperatoria⁴.

Interpretación básica de la tensiomiografía

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

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

Revisión bibliográfica sobre el uso de la tensiomiografía

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

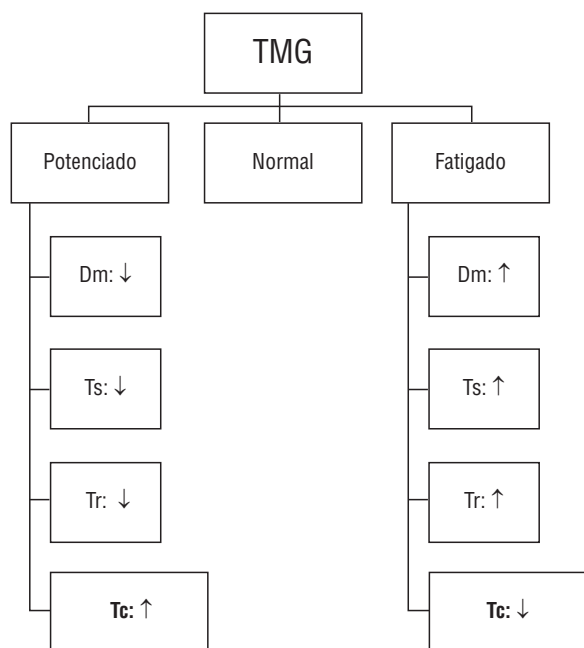


Fig. 4. Alteraciones básicas de los valores de tensiomiografía en las situaciones más habituales en las que se evalúa un músculo: fatiga o potenciación.

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

Determinación de la composición muscular

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

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

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

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

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

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

Fatiga

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

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

Tabla 1
Media y desviación típica de los valores de tiempo de contracción y fibras tipo I que podemos encontrar en la bibliografía especializada

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

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

Tabla 2
Cambios en los valores de deformación radial del vientre muscular, tiempo de contracción, tiempo de respuesta o latencia, tiempo de relajación y tiempo de mantenimiento de la contracción en el bíceps crural tras un triatlón de larga distancia (Ironman)

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

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

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

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

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

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

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

Rigidez muscular

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

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

In vivo, la rigidez longitudinal del vientre muscular (complejo músculo-tendinoso) no parece estar vinculada a la elasticidad del tendón, lo que supone que sus características morfológicas no parecen ser factores clave en la rigidez^{56,57}. Por su parte, Šimunič³ señala que la rigidez del vientre muscular depende de la posición de los segmentos (ángulo de la articulación) y de la elasticidad muscular.

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

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

Especificidad de las diferencias contráctiles musculares

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

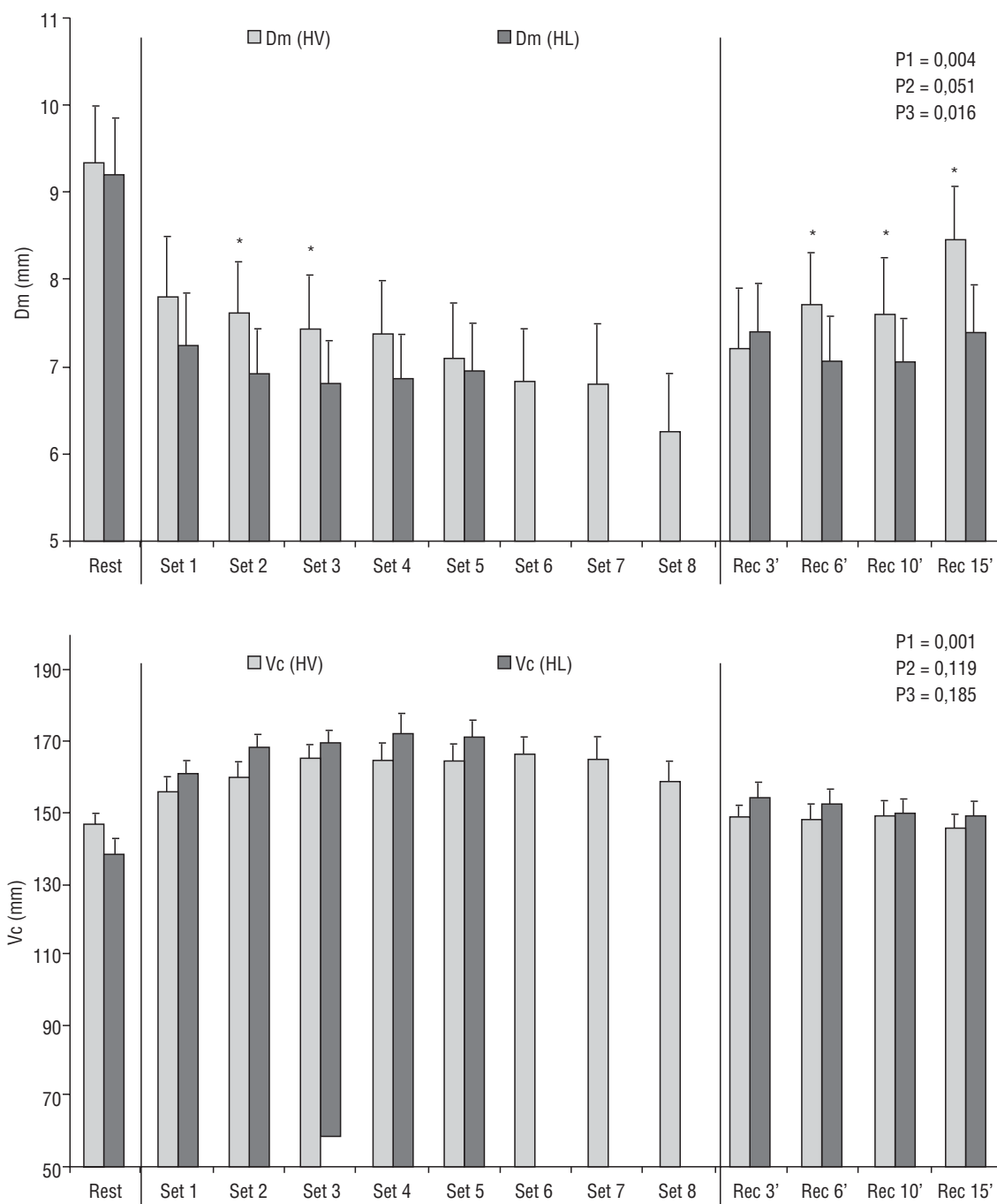


Fig. 5. Evolución de los valores de Dm (superior) y Vc (inferior) de bíceps braquial durante dos tipos de entrenamiento de fuerza (curl de bíceps intensivo [HL] vs. curl de bíceps extensivo [HL]). Nótese las fases de disminución de Dm e incremento de Vc (potenciación) y la de aumento de Dm y caída de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

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

Diferencias en la respuesta mecánica de distintos músculos

Una de las aplicaciones más básicas de la TMG en la evaluación muscular es determinar las diferencias existentes entre cada músculo. Una clasificación de la musculatura es la que organiza los músculos en gravitatorios y 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, que se diferencia de la actividad fásica, que es la que nos permite movernos en el espacio. La actividad muscular tónica mantenida a través del tiempo es lo que llamamos tono muscular y tiene como base estímulos nacidos en el mismo músculo (fibras intrafasciales

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

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

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

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

Condiciones en las que se encuentra el músculo

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

El efecto del frío fue estudiado por García-Manso et al²⁸ en 12 jugadores profesionales de fútbol cuando fueron sometidos a sucesivas inmersiones en agua fría (4 x 4' x 4 °C, recuperando 1'). Los datos mostraron como Dm disminuía progresivamente tras cada inmersión (Pre: 5,1 ± 2,3 mm; I₁: 4,6 ± 1,8 mm; I₂: 4,0 ± 1,8 mm; I₃: 3,6 ± 1,6 mm; I₄: 3,4 ± 1,3 mm) aumentando la rigidez y el entumecimiento muscular. También destacan los incrementos de Tr (Pre: 56 ms; I₄: 139 ms) y

Ts (Pre: 88 ms; I₄: 213 ms), especialmente al final del protocolo (tabla 3).

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

Efecto de la edad

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

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

En un trabajo anterior, Šimunič et al⁴³ evaluaron el efecto de la edad en Tc de los músculos posturales y no posturales de deportistas máster (total: 179; H: 99; M: 71), de diferente rango de edad (35-44 años; 45-54 años; 55-64 años; > 65 años), que participaron en diferentes modalidades atléticas en los 16.º Campeonatos Europeos de Veteranos (velocistas: 100 a 800 metros, saltadores y lanzadores; fondistas: carreras > 1.500 metros y marchadores). Estos deportistas fueron comparados con 40 sujetos sedentarios que habían participado en el estudio anterior. Los resultados demostraron que el Tc del BF (músculo no postural) es un músculo que se deteriora con la edad (Tc₃₅₋₄₄: 31 ms; Tc₆₅: 54 ms) en mayor proporción que el VL, que es un músculo postural (Tc₃₅₋₄₄: 26 ms; Tc₆₅: 27 ms). Sin embargo, ese deterioro puede verse amortiguado con la práctica de actividad física (GV-Tc₃₅₋₄₄: 27 ms; Tc₆₅: 44 ms; GF-Tc₃₅₋₄₄: 34 ms; Tc₆₅: 45 ms).

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

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

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

Tomado de García-Manso et al²⁸.

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

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

Especialización deportiva (adaptaciones crónicas de la musculatura)

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

En esa línea, Djorjevič et al⁷⁰ compararon la respuesta mecánica de seis músculos diferentes (BB, VL, recto femoral, G y erector espinal) en dos grupos de deportistas completamente diferentes (ciclistas: 12 sujetos vs. velocistas: 13 sujetos), encontrando diferencias estadísticamente significativas en los valores de Tc ($p \leq 0,01$) con menores valores entre los velocistas. Como era de esperar, también encontraron diferencias significativas entre los valores de Tc de los diferentes músculos (por ejemplo, BB vs. BF).

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

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

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

Balance muscular

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

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

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

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

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

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

Prevención y recuperación muscular de lesiones

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

Tabla 4

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

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

Tomado de Rodríguez-Ruiz¹³.

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

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

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

Recomendaciones finales

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

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

Bibliografía

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

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

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



En Andalucía todo sale bajo paz

Andalucía

TE QUIERE



JUNTA DE ANDALUCÍA

CONSEJERÍA DE CULTURA Y DEPORTE

CENTRO ANDALUZ DE MEDICINA DEL DEPORTE

Glorieta Beatriz Manchón s/n
(Isla de la Cartuja)
41092 SEVILLA

Teléfono
955 062 025

Fax
955 062 034