

Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Volumen. 3 Número. 3

Septiembre 2010



RAMD

Originales

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

Relationship between the Bangsbo Sprint Test with sprint, agility, lower limb power and aerobic capacity tests in soccer players

Análisis de la rotación interna y externa de la articulación glenohumeral y su relación con el dolor de hombro en nadadores de élite

Revisiones

La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte

Dolor abdominal transitorio vinculado al ejercicio: causas y soluciones

Actividad física y calidad de vida relacionada con la salud: revisión sistemática de la evidencia actual

Artículo especial

Spinal musculoskeletal disorders in golf players

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
14071, 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 ANDALUCÍA

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 Turismo, Comercio y Deporte.

Dirección

Leocricia Jiménez López

Editor

Marzo Edir Da Silva Grigoletto
editor.ramd.ctcd@juntadeandalucia.es

Coordinación Editorial

ramd.ctcd@juntadeandalucia.es
Clemente Rodríguez Sorroche
(Servicio de Información, Documentación, Estudios y Publicaciones)

Asesor legal

Juan Carlos Rubio Liñán

Comité Editorial

Bernardo Hernán Viana Montaner
Carlos de Teresa Galván
Carlos Melero Romero
Francisco Gallardo Rodríguez

Juan de Dios Beas
José Naranjo Orellana
José Ramón Gómez Puerto
Leocricia Jiménez López

Marzo Edir Da Silva Grigoletto
Ramón Antonio Centeno Prada
Ruth Pesquera Guerrero

Comité Científico

Alexandre García Mas
(Fundación Mateu Orfila, España)
Ary L. Goldberger
(Harvard Medical School, Boston, USA)
Benedito Denadai
(Universidade Estadual de Campinas, Brasil)
Benno Becker Junior
(Universidade Luterana do Brasil, Brasil)
Carlos Ruiz Cosano
(Universidad de Granada, España)
Carlos Ugrinowitsch
(Universidade de São Paulo, Brasil)
Clodoaldo Antonio de Sá
(Universidade Comunitária Regional de Chapecó, Brasil)
Diana Vaamonde
(Universidad de Córdoba, España)
Elisa Muñoz Gomariz
(Hospital Universitario Reina Sofía, España)
Eloy Cárdenas Estrada
(Universidad de Monterrey, México)
Elsa Esteban Fernández
(Universidad de Granada, España)

Italo Monetti
(Club Atlético Peñarol, Uruguay)
José Ramón Alvero Cruz
(Universidad de Málaga, España)
Juan Manuel García Manso
(Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, España)
Juan Marcelo Fernández
Hospital Reina Sofía, España
Juan Ribas Serna
(Universidad de Sevilla, España)
Madalena Costa
(Harvard Medical School, Boston, USA)
Miguel del Valle Soto
(Universidad de Oviedo, España)
Mikel Izquierdo
CEIMD. Gobierno de Navarra. España
Nicolás Terrados Cepeda
(Unidad Regional de Medicina Deportiva del Principado de Asturias)
Nick Stergiou
(University of Nebraska, USA)
Xavier Aguado Jódar
(Universidad de Castilla-La Mancha, España)



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

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

Publicación trimestral (4 números al año).

© Copyright 2010 Centro Andaluz de Medicina del Deporte

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.

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

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

Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Volumen 3 Número 3
Septiembre 2010

Sumario

Originales

- 81 Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions
D. Rodríguez Matoso, D. Rodríguez Ruiz, S. Sarmiento, D. Vaamonde, DE da Silva Grigoletto y J. M. García Manso
- 87 Relationship between the Bangsbo Sprint Test with sprint, agility, lower limb power and aerobic capacity tests in soccer players
B. N. Pasquarelli, A. L. Santos, A. Frisselli, A. C. Dourado y L.C.R. Stanganelli
- 92 Análisis de la rotación interna y externa de la articulación glenohumeral y su relación con el dolor de hombro en nadadores de élite
J.J. Contreras Fernández, R. Espinoza Aravena, R. Liendo Verdugo, G. Torres Galaz y F. Soza Rex

Revisiones

- 98 La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte
J. M. García-Manso, D. Rodríguez-Matoso, S. Sarmiento, Y. De Saa, D. Vaamonde, D. Rodríguez-Ruiz y M.E. Da Silva-Grigoletto
- 103 Dolor abdominal transitorio vinculado al ejercicio: causas y soluciones
C. Ayán Pérez
- 110 Actividad física y calidad de vida relacionada con la salud: revisión sistemática de la evidencia actual
R. Ramírez-Vélez

Artículo especial

- 121 Spinal musculoskeletal disorders in golf players
C. López, J. Ribas Serna y A. Turner

Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Volume 3 Number 3
September 2010

C
O
N
T
E
N
T
S

Original Articles

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

D. Rodríguez Matoso, D. Rodríguez Ruiz, S. Sarmiento, D. Vaamonde, DE da Silva Grigoletto and J. M. García Manso

- 87 Relationship between the Bangsbo Sprint Test with sprint, agility, lower limb power and aerobic capacity tests in soccer players

B. N. Pasquarelli, A. L. Santos, A. Frisselli, A. C. Dourado and L.C.R. Stanganelli

- 92 Analysis of internal and external rotation of the glenohumeral joint and its relationship to shoulder pain in elite swimmers

J.J. Contreras Fernández, R. Espinoza Aravena, R. Liendo Verdugo, G. Torres Galaz and F. Soza Rex

Review Articles

- 98 Tensiomyography as muscle evaluation tool in sports

J. M. García-Manso, D. Rodríguez-Matoso, S. Sarmiento, Y. De Saa, D. Vaamonde, D. Rodríguez-Ruiz and M.E. Da Silva-Grigoletto

- 103 Exercise related transient abdominal pain: causes and solutions

C. Ayán Pérez

- 110 Physical activity and health-related quality of life: a systematic review of current evidence

R. Ramírez-Vélez

Special Article

- 121 Spinal musculoskeletal disorders in golf players

C. López, J. Ribas Serna and A. Turner



Original

ARTÍCULO EN INGLÉS

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

D. Rodríguez-Matoso^a, D. Rodríguez-Ruiz^a, S. Sarmiento^a, D. Vaamonde^b, M.E. Da Silva-Grigoletto^c and J.M. García-Manso^a

^aPhysical Education Department. School of Physical Activity and Sport Sciences. University of Las Palmas de Gran Canaria. Las Palmas de Gran Canaria. Spain.

^bMorphological Sciences Department. School of Medicine. University of Córdoba. Córdoba. Spain.

^cAndalusian Center of Sports Medicine. Córdoba. Spain.

History of the article:

Received November 14, 2009

Accepted January 25, 2010

Key words:

Tensiomyography.
Contractile properties
Diagnostic test.
Muscle belly.

Palabras clave:

Tensiomiografía.
Propiedades musculares.
Prueba diagnóstica.
Ventre muscular.

Correspondence:

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.
E-mail: jgarcia@def.ulpgc.es

ABSTRACT

Aim. To verify that tensiomyography (TMG) is a reliable method for the non-invasive assessment of the contractile properties of muscles, independently of sensor position.

Methods. TMG was used to assess radial displacement of the anterior rectus femoris in the dominant leg of 25 individuals (age: 25.7 ± 4.7 years). The measurements were taken in three positions; one position was mid-point while the other two were at a ± 2 cm distance from the latter. The following parameters were measured: maximum radial displacement of the muscle belly (Dm), contraction time (Tc), reaction time (Td), contraction sustain time (Ts) and relaxation time (Tr).

Results. Analysis of reproducibility yielded the following Cronbach alpha coefficients: 0.970, 0.920, 0.897, 0.976 and 0.984 for Tc, Dm, Td, Ts and Tr, respectively.

Conclusions. TMG is shown to be a tool with a high degree of reproducibility for assessing the contractile properties of muscles. To ensure maximum reliability on repeated measurements, it is necessary to adhere closely to a measurement protocol in order to avoid altering the muscle response; in this respect, the positioning of the sensor and the complete relaxation of the muscle are two factors of fundamental importance.

© 2009 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

RESUMEN

Medidas de reproducibilidad de la respuesta muscular mediante tensiomiografía en distintas posiciones

Objetivo. Verificar que la tensiomiografía (TMG) es un método fiable para evaluar, de forma no invasiva, las propiedades contráctiles del músculo, independientemente de la posición del sensor.

Métodos. Se empleó la TMG en 25 individuos (edad: $25,7 \pm 4,7$ años) para evaluar el desplazamiento radial medido en el recto anterior femoral de la pierna dominante. Las mediciones se realizaron en tres posiciones diferentes, una en el punto medio y las otras dos con una separación ± 2 cm de este. Los parámetros medidos fueron: desplazamiento máximo radial del vientre muscular (Dm), tiempo de contracción (Tc), tiempo de reacción (Td), tiempo que mantiene la contracción (Ts) y tiempo de relajación (Tr).

Resultados. Tras el análisis de reproducibilidad, los coeficientes alfa de Cronbach obtenidos fueron los siguientes: 0,970, 0,920, 0,897, 0,976 y 0,984 para Tc, Dm, Td, Ts y Tr respectivamente.

Conclusiones. La TMG se muestra como una herramienta con alta reproducibilidad para evaluar las propiedades contráctiles de los músculos. 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.

© 2009 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Introduction

Tensiomyography (TMG) is a non-invasive method for measuring the contractile properties of skeletal muscles. It requires no effort on the part of the subject being assessed, and provides rapid, accurate information, without disrupting the daily working lives of sportsmen and women. It is used to assess muscle contraction characteristics and the contractile capacity of the superficial muscles¹⁻⁷.

TMG measures geometrical changes (radial enlargement) taking place in the muscle belly during isometric contraction, in response to an electrical stimulus. The assessment is made using a pressure sensor connected to a high-precision digital displacement transducer placed perpendicular to the muscle belly. The muscle is stimulated with single twitch stimulus (pulse of 1 ms duration) using two self-adhesive electrodes (2-5 cm apart) placed symmetrically to the sensor, in such a way as not to affect the tendons.

As Valenčič⁸ reports, TMG assessment offers information, in the time domain, regarding the following parameters: maximal radial deformation or displacement of the muscle belly (Dm), contraction time (Tc), reaction time (Td), sustain time (Ts) and relaxation time (Tr). These parameters are used to assess the stiffness of the muscle and its balance vis-a-vis other muscle structures, muscle chains (flexion-extension) and extremities (right and left).

The value of Dm provides information on the radial deformation of the muscle belly caused by stimulation, expressed in millimetres. It indicates and assesses muscular stiffness, which differs from subject to subject and by muscle group as a function of morphofunctional characteristics and of the work that these structures have been required to perform. Low scores, compared to the average scores of a typical population, are indicative of a high degree of muscle tone and excessive stiffness in muscle structures. High scores, by contrast, indicate a lack of muscle tone^{3,5,9}. The Td parameter indicates the time taken for the muscle to reach 10% of total observed displacement following stimulation. This will depend on the predominant fibre type, muscle fatigue status, and potentiation and activation levels¹⁰. Tc represents the time elapsing from the end of Td (10% of Dm) until 90% of maximum deformation is reached. The value of Ts represents the theoretical time over which the contraction is sustained; it is calculated by measuring the time elapsing between the moment when initial deformation reaches 50% of its maximum value, and the moment when deformation readings return, during relaxation, to 50% of maximum deformation. Tr provides information about fatigue levels: increased scores compared to normal scores for the subject, indicate potential fatigue status.

Although the reproducibility of the method has already been investigated by other researchers^{9,11,12}, it is important to emphasise that methodological aspects are crucial for assuring precise and reliable measurements. This involves faithfully following a set protocol for each assessment.

Simunic¹¹ suggests that is a variability of less than 5%, regardless of muscle tonus and sensor positioning. Krijaz et al⁹ reported a high level of reproducibility in the biceps brachii, with an error of 0.5- 2% and an intra-class correlation coefficient ranging between 0.86 and 0.98 for the five parameters they analysed. Earlier research by the present authors found that an error in sensor placement could affect the results in terms of muscle deformation measurement (Dm), although not influencing results for the other variables (Tc, Td, Ts and Tr)¹².

In order to obtain robust and reliable data using pre-post measurements, it is necessary to minimise potential errors (differences detected

between two measurements) that may derive from the measurement process (assessment protocol) due to an incorrect application of the measuring technique. Failure to adhere to a rigorous protocol may undermine the value of the method. One potential methodological issue could be the point at which the sensor is located. Simunic et al⁶ explored this possibility, although in their study the error caused by incorrect selection of the measurement point remained below 5%.

Starting from the assumption that no completely reliable assessment tool exists, the aim of the present study was to evaluate the reproducibility of the readings provided by TMG, analysing the consistency of measurements obtained from three assessments carried out on the same muscle group, in order to confirm the hypothesis that the result of an assessment does not vary significantly after repeated measurements of the same muscles in the same subjects, and thus that TMG is a potentially useful tool for studying muscles of sportsmen and women. The contractile properties of skeletal muscles were therefore analysed using TMG, placing the sensor in three different – albeit neighbouring – muscle locations.

Methods

Sample

Twenty five subjects (age: 25.7 ± 4.7; height: 179.75 ± 4.12 cm; body weight: 79.30 ± 2.35 kg); moderately active; all majoring in Sports Sciences. All participants were fully informed of the potential risks associated with the study, and signed written consent forms previously approved by the Research Ethics Committee of the Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (ULPGC) (Canary Islands, Spain) in line with the criteria of the Helsinki Declaration for research involving human beings.

Procedure

Radial displacement was measured on the anterior rectus femoris in the dominant leg of each participant. The subjects lay on a stretcher, with elasticated strapping over their legs to hold their lower body in place. A tensiomyograph (digital displacement transducer TMG-BMC) was used, placing the sensor perpendicular to the tangential plane on the largest area above the muscle belly (fig. 1) in three distinct muscle positions. The first reading (O) was taken at the point recommended by the manufacturer (subjectively determined by the researcher, and identified both visually and by palpation), seeking out the area with the greatest amount of muscle belly, with the sensor at the midpoint in the line between the self-adhesive bipolar electrodes. Electrodes were symmetrically placed 5 cm distal and 5 cm proximal to the perpendicularly-positioned sensor tip. The measuring point was anatomically determined on the basis of the anatomical guide for electromyographers¹³. The other two measurement points, randomly assigned, were -2 and +2 cm away from the first measuring point.

The stimulation pulse was 1 ms, while amplitude was varied (50, 75 and 100 mAp) and selected so as to obtain a maximal response. The sensor was positioned in a way that applied an approximate pressure of 1.5 x 10⁻² N/mm² over an area of 113 m², as suggested by Dahmane et al³. In order to achieve this pressure, the sensor was calibrated beforehand by marking a pressure point on the sensor that had to be reached prior to each stimulus.

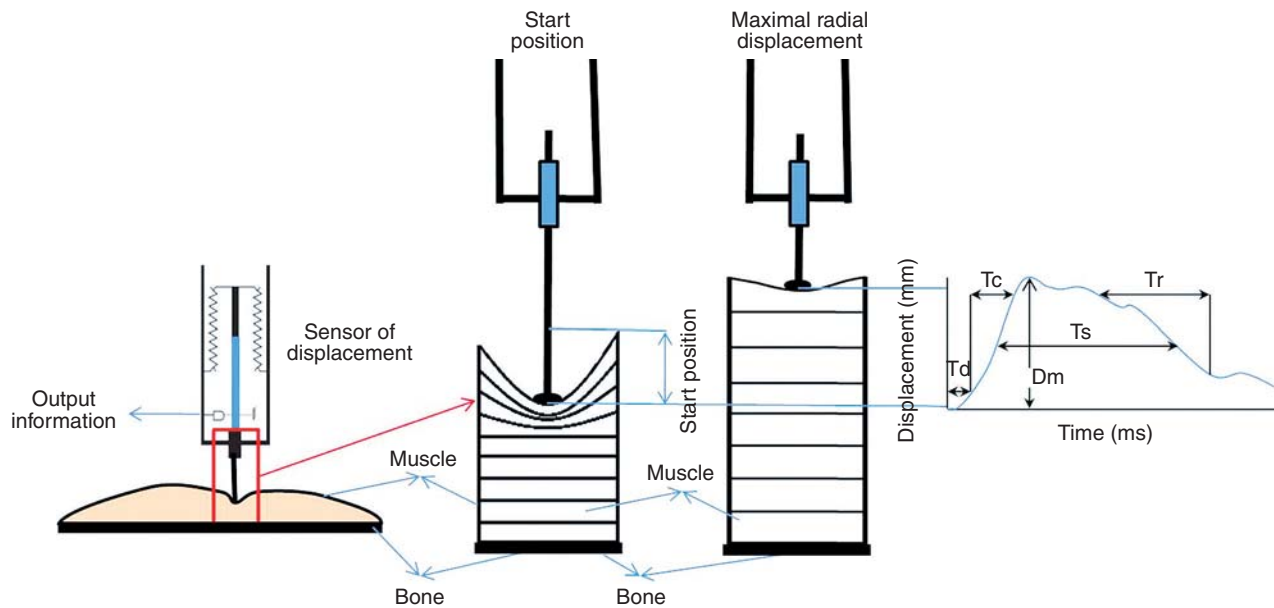


Fig. 1. Positioning of the displacement sensor on the muscle, and data collection process triggered by the electrical stimulus. Dm: maximum radial displacement of the muscle belly; Tc: contraction time; Td: reaction time; Ts:contraction sustain time; Tr: relaxation time.

Statistical analysis

Data distribution was initially checked using the Kolmogorov-Smirnov test. Internal consistency was tested using Cronbach's alpha coefficient with values ranging between 0 (no internal consistency) and 1 (high internal consistency). The reproducibility of the test was determined by calculating the intra-class correlation (ANOVA for repeated measurements, with a Bonferroni multiple comparisons test with an alpha level significance value of 0.05) and the variation coefficient (individual and joint). The ANOVA for repeated measurements and Cronbach's alpha coefficient were determined on the basis of the subdivision of the total variation in three components (variation between subjects; variation between tests and variation arising from the relationships between subjects and tests). Individual and joint variation coefficients were determined on the basis of mean values and standard deviation for the three measurements undertaken. A coefficient of variation (CV) percentage below 5% was considered optimal, 5-10% acceptable and above 10% unacceptable. All statistics were calculated using the SPSS statistical package, version 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Results

Table 1 shows descriptive statistics (mean, standard deviation, maximum value and minimum value) for each of the variables analysed (Tc, Dm, Td, Ts and Tr) in the assessment of muscle performance in the anterior rectus.

Table 2 shows internal consistency of the TMG using Cronbach's alpha coefficient for the five muscle parameters assessed (Tc, Dm, Td, Ts and Tr). It is noticeable that the index was greater than 0.95 for three of the variables analysed (Tc, Ts and Tr); for the other two (Dm and Td) it was greater than or close to 0.90, thus indicating a high degree of internal consistency.

Table 3 shows reproducibility results obtained by repeated measurements (ANOVA), together with the results of the Bonferroni multiple-

Table 1
Descriptive values for variables contraction time, muscle belly, reaction time, contraction sustain time and relaxation time

Variables	Mean	Standard deviation	Minimum	Maximum
Tc1 (- 2 cm)	31.42 ms	5.59 ms	21.08 ms	46.10 ms
Tc2 (0)	32.20 ms	6.16 ms	21.65 ms	51.20 ms
Tc3 (+2 cm)	31.81 ms	5.56 ms	21.86 ms	44.80 ms
Dm1 (- 2 cm)	8.66 mm	1.99 mm	3.10 mm	13.20 mm
Dm2 (0)	8.59 mm	1.70 mm	5.60 mm	11.80 mm
Dm3 (+ 2 cm)	8.07 mm	1.33 mm	5.50 mm	10.30 mm
Td1 (- 2 cm)	23.77 ms	2.24 ms	19.42 ms	29.20 ms
Td2 (0)	23.47 ms	2.18 ms	19.79 ms	29.30 ms
Td3 (+ 2 cm)	23.71 ms	2.15 ms	20.14 ms	28.50 ms
Ts1 (- 2 cm)	130.43 ms	65.45 ms	38.80 ms	291.30 ms
Ts2 (0)	129.97 ms	68.01 ms	47.30 ms	294.90 ms
Ts3 (+ 2 cm)	118.84 ms	59.33 ms	39.60 ms	274.50 ms
Tr1 (- 2 cm)	77.36 ms	51.79 ms	12.30 ms	192.90 ms
Tr2 (0)	71.58 ms	47.96 ms	14.10 ms	181.70 ms
Tr3 (+ 2 cm)	70.47 ms	49.27 ms	10.70 ms	180.68 ms

(N = 25). Dm: maximum radial displacement of the muscle belly; Tc: contraction time; Td: reaction time; Tr: relaxation time; Ts:contraction sustain time.

Table 2
Cronbach's alpha reliability coefficients

Muscle parameters	Cronbach's alpha
Tc	0.970
Dm	0.920
Td	0.897
Ts	0.976
Tr	0.984

Tensiomyography (TMG) internal consistency as determined by Cronbach's alpha coefficient for the five muscle parameters assessed (contraction time, muscle belly, reaction time, contraction sustain time and relaxation time). (N = 25). Dm: maximum radial displacement of the muscle belly; Tc: contraction time; Td: reaction time; Tr: relaxation time; Ts:contraction sustain time.

means comparison test, based on assessment of the mechanical muscle characteristics using parameters provided by the TMG.

As table 3 shows, the mean values for Td, Tc, Ts and Tr in the three measurements displayed considerable uniformity; the mean value for

Table 3
Reproducibility values by repeated measurements ANOVA, and Bonferroni's post-hoc test

Comparison of means	Significance	95% confidence intervals	
		Lower limit	Upper limit
Td1 - Td2	1.000	-1.2119	1.8223
Td1 - Td3	1.000	-1.4539	1.5803
Td2 - Td3	1.000	-1.7591	1.2751
Tc1 - Tc2	1.000	-4.7853	3.2277
Tc1 - Tc3	1.000	-4.3937	3.6193
Tc2 - Tc3	1.000	-3.6149	4.3981
Ts1 - Ts2	1.000	-44.1688	45.0808
Ts1 - Ts3	1.000	-33.0444	56.2052
Ts2 - Ts3	1.000	-33.5004	55.7492
Tr1 - Tr2	1.000	-28.6778	40.2354
Td1 - Td3	1.000	-27.5666	41.3466
Tr2 - Tr3	1.000	-33.3454	35.5678
Dm1 - Dm2	1.000	-1.1092	1.2412
Dm1 - Dm3	0.671	-0.5868	1.7636
Dm2 - Dm3	0.839	-0.6528	1.6976

N = 25. Dm: maximum radial displacement of the muscle belly; Tc: contraction time; Td: reaction time; Tr: relaxation time; Ts: contraction sustain time.

Dm displayed minor differences between measurements as indicated by the comparison of means test ($p = 1$ for the comparison the T1 vs. T2; $p = 0.839$ for T2 vs. T3 series; and $p = 0.671$ for T1 vs. T3). The average value for Dm declined slightly as the number of stimuli increased and as the sensor moved away from the first measurement point.

Strong correlations were noted in all three measurements ($r > 0.9$) for Tc, Tr and Ts (table 4). Correlations for Td and Dm were slightly lower ($r > 0.9$), especially with respect to the third measurement.

The box plot in figure 2 shows distribution of the data obtained from the three measurements (+2, 0, -2) for the five variables assessed by TMG (A: Td; B: Tc; C: Ts; D: Tr; E: Dm).

Discussion

The findings show that, at least for measurements made on the rectus femoris, TMG offers a high degree of reproducibility; this makes it an excellent tool for assessing muscle structure status and the capacity of the muscle to respond to an external stimulus (single electrical stimulus).

However, the data shown confirm that failure to implement the methodological procedures scrupulously during measurement can cause minor changes to the final results. The most difficult factor to control in repeated measurements is the exact position of the sensor above the muscle. Modifying the position causes changes in muscle response, evident in the magnitude of the displacement recorded by the sensor. To the best of the authors' knowledge, this is the first study of reproducibility using three distinct positions for the five most common parameters and with a sample that provides the requisite statistical power.

The variable representing radial displacement of the muscle (Dm) displayed appreciable, although not statistically significant, differences between the three points under investigation, separated from the mid-point by 2 cm. The reading from the third measurement was slightly lower (8.07 ± 1.33 mm) than the other two; for example, muscle stiffness increased with the number of stimulations. To a certain extent, this finding runs counter to those of Valenčič et al⁵, who reported that the responses recorded by the displacement sensor were not affected by the complex biomechanical properties of joints or of the brace itself.

Table 4
Correlation Coefficient (Pearson) between the three measurements for the five parameters assessed (reaction time, contraction time, contraction sustain time, relaxation time and muscle belly)

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

*Statistically significant correlation ($p < 0.01$).

N = 25. Dm: maximum radial displacement of the muscle belly; Tc: contraction time; Td: reaction time; Tr: relaxation time; Ts: contraction sustain time.

One possible explanation for this finding could be the time used in the present protocol to carry out each measurement (electrical stimulus). Since stimulation time was not controlled, the time elapsing between stimuli may have been insufficient to allow the muscle to return to a completely relaxed state. The authors believe that repeated electrical stimuli cause a neuromuscular potentiation (post-activation potentiation) that may increase the contractile capacity of skeletal muscle tissue^{14,15} and, as a result, affect the level of muscle deformation if they are repeated frequently without allowing sufficient recovery time. It should be stressed that the main muscle potentiation mechanism is the phosphorylation of regulatory myosin light chains (rMLC)^{16,17}. The rate of the initial phosphorylation process (kinase proteins) and subsequent dephosphorylation (phosphatases) occurring at each muscle activation is relatively slow, which means that returning to rest levels may take several minutes after the end of the contraction¹⁷.

The likelihood of the muscle not being completely relaxed at the time of each stimulus was increased by the use of three stimuli for each measuring point (low intensity: 50 mAp; medium intensity: 75 mAp; high intensity: 100 mAp), meaning that the subject would have activated the same muscle structure nine times before reaching the maximum stimulus (100 mAp) in the third position (+2 cm). The increase in potentiation time rises when the muscle is stimulated repeatedly¹⁷.

It is also worth highlighting certain trends observed in the values of Ts and Tr when the sensor position was changed and the number of stimulations was increased. The box plot for these two parameters (fig. 2C and 2D), shows a slight tendency for this value to fall in some subjects.

Attention is also drawn to the possible morphological changes taking place in the analysed muscle when the sensor position was changed. Uniform shortening of muscle fibres does not exist in natural biological contexts. It has been suggested that the complexity of muscle architecture and the heterogeneous mechanical properties of muscle and tendon tissue may lead to non-uniform shortening¹⁸⁻²⁴. Factors such as the non-uniform length of the sarcomere, myofibre or fascicle can alter the mechanical properties of the whole muscle^{25,26}.

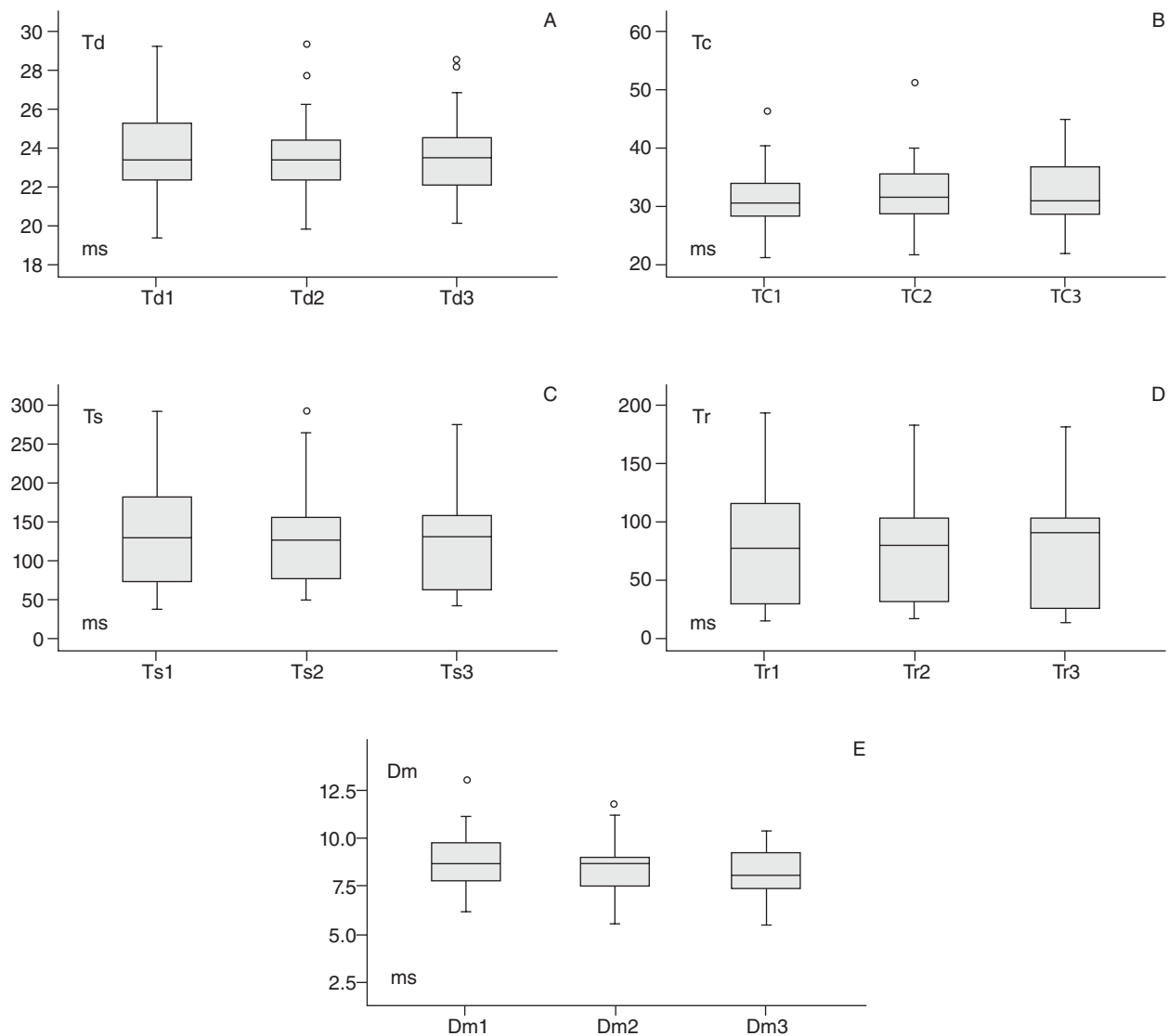


Fig. 2. Distribution of the data obtained from the three measurements (+2, 0, -2) for the five variables assessed by TMG (A: Td; B: Tc; C: Ts; D: Tr; E: Dm). (N = 25). Dm: maximum radial displacement of the muscle belly; Tc: contraction time; Td: reaction time; Tr: relaxation time; Ts: contraction sustain time.

In conclusion, TMG has been shown to be a tool with a high degree of reproducibility for the assessment of muscle contractile properties in the anterior rectus. However, to ensure maximum reliability over repeated measurements it is necessary to adhere closely to a measurement protocol that does not alter muscle response. Sensor placement and complete muscle relaxation are two fundamental aspects of the measurement protocol and must be given due attention.

References

- Valenčič V, Knez N. Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artific Org.* 1997;21:240-2.
- Dahmane R, et al. Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. *Life Sciences.* 2000; Gozd Martuljek, Slovenia, Abstract 29.
- Dahmane R, Valenčič V, Knez N, Er en 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(1):51-5.
- Valenčič V, Djordjevic S, Knez N, Dahmane R, Cohr M, Jurcic-Zlobec B et al. Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomyographic measurement method. 2000 Pre-Olympic Congress, Brisbane, Australia, Abstract 507.
- Valenčič V, Knez N, Simunic B. Tensiomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering.* 2001;1:1-10.
- Simunic B. Model of longitudinal contraction and transverse deformations in skeletal muscles. Doctoral Thesis. Faculty of Electrical Engineering. Ljubljana University. 2003.
- 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(11):999-1006.
- Valenčič V. Direct mesurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in external control of human extremities.* Nauka, Belgrado; 1990.
- Krizaj D, Simunic B, Zagar T. Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyog Kinesiol.* 2008;18:645-51.
- Dahmane R, Djordjevič S, Simunic B, Valenčič V. Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *J Biomech.* 2005;38(12):2451-9.
- Simunic B, Valencia V. Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE; 2001 Sept 24-26; Portoroz, Eslovenia. 2001. Vol. B. p. 363-6.
- Rodríguez-Matoso D, Quiroga M, Da Silva-Grigoletto M, Bautista P, Sarmiento, S, García-Manso JM. Evaluación de la reproducibilidad del TGM-BCM. II Congreso Internacional de Ciencias del Deporte. 2009 del 27 al 29 de mayo. El deporte a la luz de los sistemas complejos; Universidad Católica de Murcia. 2009.

13. Perott AO, Delagi EF, Iazzetti J, Morrison D. Anatomical Guide for the electromyographer: The limbs and trunk. Springfield, IL: Charles C. Thomas, Publisher Ltd.; 2005.
14. Persechini A, Stull JT, Cooke R. The effect of myosin phosphorylation on the contractile properties of skinned rabbit skeletal muscle fibers. *J Biol Chem.* 1985;260(13):7951-4.
15. Green HJ, Jones SR. Does post-tetanic potentiation compensate for low frequency fatigue? *Clin Physiol.* 1989;9:499-514.
16. Manning DR, Stull JT. Myosin light chain phosphorylation-dephosphorylation in mammalian skeletal muscle. *Am J Physiol.* 1982;242:C234-41.
17. Sweeney HL, Stull JT. Alteration of cross-bridge kinetics by myosin light chain phosphorylation in rabbit skeletal muscle: Implications for regulation of actin-myosin interaction. *Proc Natl Acad Sci.* 1990;87:414-8.
18. Ettema CJ, Huijijng PA. Properties of the tendinous structures and series elastic component of EDL muscle-tendon complex of the rat. *J Biomech.* 1989;22:1209-15.
19. Lieber RL, Leonard ME, Brown CG, Trestik CL. Frog semitendinosus tendon loadstrain and stress-strain properties during passive loading. *Am J Physiol.* 1991;261:C86-92.
20. Monti RJ, Roy RR, Hodgson JA, Edgerton VR. Transmission of forces within mammalian skeletal muscles. *J Biomech.* 1999;32:371-80.
21. Zuurbier CJ, Everard AJ, van der Wees P, Huijijng PA. Length-force characteristics of the aponeurosis in the passive and active muscle condition and in the isolated condition. *J Biomech.* 1994;27:445-53.
22. Van Bavel H, Drost MR, Wielders JD, Huyghe JM, Huson A, Janssen JD. Strain distribution on rat medial gastrocnemius (MG) during passive stretch. *J Biomech.* 1996;29:1069-74.
23. Huijijng PA. Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *J Biomech.* 1999;32:329-45.
24. Pappas GP, Asakawa DS, Delp SL, Zajac FE, Drace JE. Non uniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. *J Appl Physiol.* 2002;92:2381-9.
25. Morgan DL. From sarcomeres to whole muscles. *J Exp Biol.* 1985;115:69-78.
26. Huijijng PA. Parameter interdependence and success of skeletal muscle modelling. *Hum Mov Sci.* 1995;14:443-86.



Original

ARTÍCULO EN INGLÉS

Relationship between the Bangsbo Sprint Test with sprint, agility, lower limb power and aerobic capacity tests in soccer players

B.N. Pasquarelli^{a,b}, A. L. Santos^c, A. Frisselli^{b,c}, A.C. Dourado^{a,b} and L.C.R. Stanganelli^{a,b}

^aCentro de Excelência Esportiva (CENESP/UEL).

^bUniversidade Estadual de Londrina. Paraná. Brasil.

^cJunior Team Futebol. Londrina. Paraná. Brasil.

History of the article:

Received January 12, 2010

Accepted April 30, 2010

Key words:

Physical assessment.

Soccer.

Repeated sprints.

Palabras clave:

Evaluación física.

Fútbol.

Sprints repetidos.

Correspondence:

B.N. Pasquarelli.

Av. Rui Barbosa, 2412,

Santana, São José dos Campos-SP, CEP 12212-000.

Brasil

E-mail: brunopasquarelli@hotmail.com

ABSTRACT

Purpose. The aim of this study was to verify the level of association of the Bangsbo Sprint Test (BST) variables with the performance tests of 10 and 30 m linear sprint (T10M and T30M), agility (TAGIL), squat jump and counter movement jump for lower limb power assessment (SJ and CMJ) and specific endurance field test (YYIR2).

Method. Twenty-four young soccer players (age: 16.5 ± 0.6 years), who competed in the 1st Division of Paraná State, Brazil, participated of the study. To evaluate the performance in the BST it was used mean time of the seven sprints (TMED-BST-BST), the best time of the seven sprints (TMIN-BST) and the performance decrement (FI).

Results. It was found a moderated correlation among TMED-BST-BST with TAGIL and YYIR2 ($r = 0.57$; $r = -0.46$, respectively). For TMIN-BST, the correlation was moderated in relation to TAGIL, SJ, CMJ and YYIR2 ($r = 0.49$, $r = -0.41$, $r = -0.47$, $r = -0.41$, respectively). Moderated correlation was found among FI with T10M and T30M ($r = -0.49$, $r = -0.49$, respectively).

Conclusion. The BST variables are related to important physical capacities for soccer, such as sprints with change of direction components, lower limb power and specific intermittent endurance. Thus, the BST seems to be a good tool for assessing the repeated sprint ability with changes of direction in young soccer players.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

RESUMEN

Correlación entre el Bangsbo Sprint Test con pruebas de velocidad, agilidad, fuerza explosiva y resistencia aerobia en jugadores de fútbol

Objetivo. El objetivo de este estudio fue verificar la correlación entre las variables del Bangsbo Sprint Test (BST) con el rendimiento en pruebas de velocidad lineal de 10 y 30 m (T10M y T30M), agilidad (TAGIL), salto *squat jump* y contramovimiento para evaluar la fuerza explosiva de los miembros inferiores (SJ y CMJ) y resistencia específica intermitente por el *yo-yo intermittent recovery 2* (YYIR2) en jóvenes jugadores de fútbol.

Método. El estudio incluyó a 24 jugadores de fútbol de la categoría sub-17 (edad: $16,5 \pm 0,6$ años), que competían por el campeonato de la 1.^a división del Estado de Paraná, Brasil. Para evaluar el rendimiento de los atletas en el BST, se utilizó el promedio de tiempo de los siete *sprints* (TMED-BST-BST), el menor tiempo entre los siete sprints (TMIN-BST) y el porcentaje de caída de rendimiento (IF-BST).

Resultados. Se encontró correlación moderada entre TMED-BST-BST sobre TAGIL e YYIR2 ($r = 0,57$, $r = -0,46$, respectivamente). Para TMIN-BST, la correlación fue moderada con relación a TAGIL, SJ, CMJ e YYIR2 ($r = 0,49$, $r = -0,41$, $r = -0,47$, $r = -0,41$, respectivamente). Para la variable IF-BST se encontró una correlación moderada con T10M y T30M ($r = -0,49$, $r = -0,49$, respectivamente).

Conclusión. Algunas variables del BST están relacionadas con capacidades importantes para el fútbol, como componentes de carreras cortas con cambio de dirección, la fuerza explosiva de los miembros inferiores y la resistencia específica a esfuerzos intermitentes. Así, el BST demuestra ser una buena herramienta para evaluar la capacidad de realizar *sprints* repetidos con los cambios de dirección en los futbolistas jóvenes.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Introduction

Predominant actions in soccer are found in the aerobic context. In a recent study, Bradley et al¹ showed a rate of 1:3 in distances taken at high intensity (> 14.4 km/h) in relation to low and moderate intensity sprints. However, the most determinant actions in a game are best influenced by the anaerobic system.

Sprints contribute approximately from 1 to 11% of the total distance during a game¹⁻⁴, but in crucial situations they may influence the result of a game as to ball recovery in defense and in decisive actions of attack. Also, in this context, Bloomfield et al⁵, showed that over five thousand actions involving spinning take place during a game, of which more than 700 are intentional⁶, and most movements of deceleration and change of direction occur in a < 90°^{5,6} angle.

In soccer, actions take place in a stochastic way; variations of intensity and directions are frequent and soccer players are required to perform these actions repeatedly and in different directions. Therefore, the capacity to make repeated sprints, acknowledged by the international literature as *repeated sprint ability*, has been investigated.

In an attempt to understand the physiological mechanisms involved with the repeated sprint ability, many tests have been proposed and validated upon protocols that vary from the distance of sprints to number of repetitions, duration of interval between the sprints, type of recovery (active and passive) and type of sprint (linear and with change of direction). Nevertheless, many of these protocols do not set a logic validity in a way to allow the replication next to the actions taken during the game as they do not take into account the nature of multidirectional sprints with active recovery between high intensity efforts as found in modalities of intermittent nature such as soccer⁷.

Thus, the so-called *Bangsbo Sprint Test* (BST)⁸, designed for the evaluation of the capacity of soccer players to perform repeated sprints, uses sprints with change of direction and active recovery. According to a study by Abrantes et al⁹, this test allowed for the distinction between differences of performances of 146 soccer players of six different age ranges and competition levels. Another study detected the BST sensitivity in positive adaptations after the use of different and specific methods for soccer training¹⁰, as well as good reproductibility⁷. And therefore, they fit important validity criteria as cited by Impellizzeri and Marcora¹¹.

Other tests are used for the assessment of important physical capacities in soccer, such as linear sprint, agility and lower limbs power –which are all related to actions of acceleration, counter movements, jumps, kicks, etc.¹². Good performance in such actions also relates to the capacity to perform them repeatedly during a game without decrement. Thus, tests of aerobic endurance are also suggested. The aerobic capacity

helps in the recovery upon the predominance of anaerobic efforts and in the prevention of fatigue during a game¹².

The BST is a test whose protocol comprehends actions from some of the physical capacities above. However, there has been no study so far that could show the contribution of these capacities in BST. With the purpose to have a better understanding of such correlation, the aim of this study was to verify the level of association of the BST variables with the performance in tests of linear sprint, agility, lower limbs power and specific intermittent endurance in young soccer players.

Methods

Sample

The study involved 24 soccer players from the Under-17 category taking part of the State 1st Division Championship. Out of them, five were forwards, four wingers, six midfielders, four centerbacks and five fullbacks. Table 1 presents the profile of the players who took part of the study. The team trained four to six times a week for approximately 120 minutes each session and had been playing under this modality for over five years. They were at the initial stage of preparation and were not taking part of any championship at the moment. The tests were applied in the first week of this stage when the players had just resumed their training after three weeks with no systematic work.

All the athletes were familiar with the assessment procedures used in the study. Notwithstanding that, after being informed orally and in writing about the purpose and the procedures of the study, their parents or guardians signed a term of free and acknowledged consent. The study was approved by the Committee of Ethics in Research from the State University of Londrina under protocol number 062/01.

Collection of data

Previous to the application of the tests, a standard warm-up of approximately 15 minutes, with low intensity runs, dynamic and static stretching and short sprints, followed by five to ten minutes of recovery was made. The test of specific intermittent endurance was taken indoors and the others in a soccer field where the athletes wore specific shoes for the modality.

Bangsbo Sprint Test

The protocol for the BST consisted on seven maximal 34.2 m sprints. Each sprint was made with change of direction (< 90°), as in figure 1, and was evaluated by photocells for measures of time (Hidrofit[®], Belo Horizonte-MG, Brazil) positioned at the start line (0 m) and at the end line of the test (34.2 m). Each one was alternated by change of side (right/left), as described by Wragg et al⁷. The recovery in between sprints was made in an active way and the athlete had 25 seconds to run 40 m and return to the start line. The recovery time was checked through a manual chronometer in order to assure that the subjects would return to their initial position in 23 or 24 seconds. Also, a verbal feedback was given to the athletes at their 20 and 25 seconds recovery. This protocol evidenced good reproductibility [coefficient of variation = 1.8% (interval of reliability 95% = 1.5 – 2.4%)]⁷. The performance evaluation used the mean time (TMED-BST-BST) and the shortest time (TMIN-BST) between the seven sprints. The TMED-BST-BST and TMIN-BST variables seem to be useful for the assessment of performance in repeated sprints tests and have

Table 1
Profile of the soccer players in sub-17 category (n = 24)

Profile	Mean	Standard deviation	IC 95%	
			Lower	Higher
Age (years)	16.58	0.56	16.34	16.82
Height (cm)	175.88	6.78	173.01	178.74
Body Mass (kg)	65.74	8.60	62.11	69.37
∑7DC (mm)*	60.93	18.97	52.92	68.94
% Fat (%)**	10.64	1.85	9.86	11.43

*∑7DC = Sum of skin folds of triceps, biceps, sub scapular, supra iliac, abdominal, thigh and medium calf.

**% Fat = Percentage of fat estimated by equation¹³.

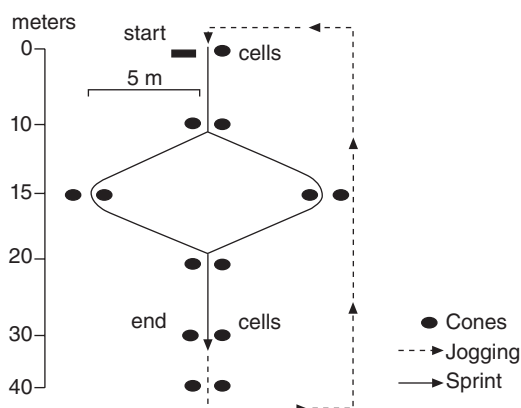


Fig. 1. Schematics of Bangsbo Sprint Test⁸, adapted by Wragg et al⁷.

also been used in other studies for the analysis of test validity of this capacity^{14,15} and for checking BST reproductibility⁷. Besides, the index of fatigue (IF-BST), which allows the evaluation of percentage of performance deceleration in between sprints, was calculated by the following equation¹⁵: $IF-BST (\%) = (TMED-BST-BST / TMIN-BST \times 100) - 100$.

Linear Speed

A test of 10 and 30 m, as suggested by Svensson et al¹², was used for the assessment of linear speed. Photocells measured the times at the start line (0 m) and at 10 (T10M) and 30 m (T30M), with approximately 0.6 m of height. The athletes performed two maximal sprints with 10 minute rest in between and their best individual result was used for analysis in this study.

Agility

For the capacity of agility, the Square test¹⁶ was applied, with 4 x 4 m marked with cones. The time was recorded by photocells positioned at the start line (TAGIL). The athletes were asked to run at maximal speed and make their spins as fast as possible. They started with a diagonal direction sprint from the start line followed by a run toward a cone on the right side. Next, they had to make a counter diagonal movement in the direction of the cone and finally run toward the last cone as positioned at the starting mark. The test was made twice and the best result was used for the analysis in this study.

Yo-Yo Intermittent Recovery Test Level 2

The Yo-Yo Intermittent Recovery Test Level 2 (YYIR2)¹⁷ has been frequently used in soccer¹⁸⁻²¹ and allows the assessment of the specific intermittent endurance next to high intensity actions during a soccer game²². The test comprehended two-way runs of 20 m (2 x 20 m), totaling 40 m, with increased speeds controlled by sound signals. In between each sprint, the athletes had a ten second active recovery of 2 x 5 m walk. The performance analysis was determined by the total distance taken, and the test was considered completed whenever the athlete failed twice in the attempt to reach the final line within the time set by the sound stimulus or whenever the athlete abandoned the test voluntarily. The last distance in which the athlete failed to reach the final mark was considered for the determination of distance¹⁷.

Lower Limbs Power

Two different techniques of technical jumps, as suggested by Bosco²³, were used: squat jump (SJ) and counter movement jump (CMJ), with no

aid from the arms. A contact mat (Hidrofit®, Belo Horizonte-MG, Brazil) was used for testing these variables. Each jump was repeated three or four times and the analysis took into account the highest value of each one of the techniques.

Statistical Analysis

Data normality was verified by the Shapiro-Wilk test, with parametric procedures of statistics, upon acceptance of normality presumptions. The tests were described in means of central tendency (mean) and measures of dispersion (standard deviation and 95% reliability interval). For the association of the BST variables, the Pearson correlation coefficient (r) and coefficient of determination were used (r^2). The SPSS 17.0 software was used for the data analyses and was adopted as significant $p < 0.05$.

Results

Table 2 presents the results obtained in the tests of repeated sprints with linear speed for 10 and 30 m, agility, SJ and CMJ jumps and specific endurance by YYIR2.

The correlation values between BST variables can be seen in table 3. TMED-BST-BST variable had a statistically significant correlation between TAGIL and YYIR2 ($r = 0.57$, $p < 0.05$; $r = -0.46$, $p < 0.01$, respectively). As TMIN-BST variable, the correlations were significant ($p < 0.01$) for TAGIL, SJ, CMJ and YYIR2 ($r = 0.49$; $r = -0.41$; $r = -0.47$; $r = -0.41$, respectively). The IF-BST variable had a statistically significant correlation ($p < 0.01$) for T10M and T30M variables ($r = -0.49$; $r = -0.49$, respectively).

Discussion

The purpose of this descriptive correlational study was to verify the correlation between a test of specific repeated sprints for soccer (Bangsbo Sprint Test), and the tests of linear speed, agility, lower limbs power and specific intermittent endurance.

A moderate correlation between IF-BST ($r = -0.49$, $p < 0.01$) and T10M and T30M variables was found. However, the correlation between these variables could not be justified as the performance related to them is resultant from different energetic systems and this may have been influenced by personal characteristics. The use of fatigue indicators has been

Table 2
Test results for the soccer players of th sub-17 category

Variables	Mean	Standard deviation	CI 95%	
			Lower	Upper
ST _{mean}	6.57	0.20	6.49	6.65
ST _{best}	6.25	0.14	6.19	6.31
FI (%)	5.12	1.90	4.31	5.92
T10M (s)	1.79	0.11	1.75	1.84
T30M (s)	4.24	0.17	4.17	4.32
TAGIL (s)	5.48	0.33	5.34	5.61
SJ (cm)	32.98	3.15	31.65	34.30
CMJ (cm)	36.81	3.46	35.35	38.27
YYIR2 (m)	571.67	119.99	521.00	622.33

n = 24. BST: Bangsbo Sprint Test; CI: confidence interval; CMJ: counter movement jump; FI: fatigue time at BST; SJ: squat jump; ST_{best}: best time at BST; ST_{mean}: mean time at BST; T10M: time at linear 10 m; T30M: time at linear 30 m; TAGIL: time at the agility test; YYIR2: yo-yo intermittent recoverytest level 2.

Table 3Correlation results (r), confidence interval of correlation (CI 95%) and coefficient of determination (r²) among variables of Bangsbo Sprint Test and other tests

	T10M	T30M	TAGIL	SJ	CMJ	YYIR2 ST _{mean}
r	-0.19	-0.02	0.57**	-0.24	-0.22	-0.46*
IC 95%	-0.55-0.23	-0.42-0.38	0.21-0.79	-0.59-0.18	-0.57-0.2	-0.73-0.07
r ²	0.04	0	0.32	0.06	0.05	0.21
STbest						
r	0.16	0.37	0.49*	-0.41*	-0.47*	-0.41*
IC 95%	-0.26-0.53	-0.03-0.68	0.04-0.72	-0.7-0.01	-0.73-0.08	-0.7-0.01
r ²	0.02	0.14	0.19	0.17	0.22	0.17
FI						
r	-0.49*	-0.49*	0.40	0.11	0.2	-0.25
IC 95%	-0.75-0.11	-0.74-0.1	-0.01-0.69	-0.31-0.49	-0.22-0.56	-0.59-0.17
r ²	0.24	0.24	0.16	0.01	0.04	0.06

*Significant correlation at $p < 0.01$; **Significant correlation at $p < 0.05$.

CMJ: counter movement jump; FI: fatigue index at Bangsbo Sprint Test (BST); SJ: squat jump; T10M: time at linear 10m; T30M: time at linear 30m; TAGIL: time at the agility test; TMED: mean time at BST; TMIN: least time at BST; YYIR2: yo-yo intermittent recovery 2.

refused in tests of repeated sprints^{15,24} due to a variability in the magnitude of such indicators when compared to different models of fatigue index²⁵.

Thus, Oliver²⁴ proved the utility of fatigue indices to be doubtful and that other measures such as average time, total time, best time and individual times in each sprint are sufficient for the assessment of the capacity to perform repeated sprints.

No correlation between TMED-BST-BST and TMIN-BST and the test of linear speed of 10 and 30 m (T10M and T30M, respectively) was found. In the study by Rabelo et al²⁶, with soccer players from the Under-20 category ($n = 73$, age: 17.8 ± 0.9 years), there were only weak and moderate correlations between T10M and T30M in relation to TMED-BST-BST and TMIN-BST. Nevertheless, the test protocol for repeated sprints in their study may have favored the correlation findings as it involved unidirectional sprints, which may explain the likely association with linear speed tests.

It can be inferred that the relation between the repeated sprints tests and the tests of linear speed and agility is influenced by the type of run in the test protocol of repeated sprints (unidirectional run or run with change of direction). Moderate correlations as to TMED-BST-BST and TMIN-BST were found for the TAGIL variable. However, the values of 95% interval of reliability showed that there may be moderate to strong correlations in both BST variables. Up to this moment, no further studies have demonstrated the relation of repeated sprints tests to tests of agility. Nevertheless, one can infer that the capacity to perform short changes of direction has an important role in the BST performance as the protocol for this test covers those actions.

In regard to the tests of SJ and CMJ, only the TMIN-BST presented significant moderate correlations in a review study, thus corroborating to the results of Brughelli et al²⁷, which evidenced a weak to moderate relation ($r = 0.40$, approximately) between tests involving change of direction and lower limbs power. The correlations found in this present study were closely similar to those mentioned in a previous study (SJ: $r = -0.41$; CMJ: $r = -0.47$). Therefore, due to the specificities of each test, it can be said that the lower limbs power contributes, even if in a small scale, to the BST performance, and that this contribution is influenced by the great involvement of power in movements of deceleration, followed by change of direction and re-acceleration. These actions are part of those sports with intermittent characteristics as soccer⁵ and should be taken into consideration upon the use of specific tests as BST^{7,8}. In this sense, some studies have shown that the training of power may improve the performance of acceleration²⁸⁻³⁰ and agility³¹ of soccer players.

Nevertheless, no other studies have been found that could evidence how such training can affect the performance in tests of repeated sprints with changes of direction.

The YYIR2 has been used in the assessment of specific endurance capacity for sports of intermittent characteristics in which the aerobic and anaerobic systems contribute for energy production. The main focus of this test is the evaluation of recovery after intense efforts that are essential in some given periods of the game. Besides, it comprehends fast deceleration, change of direction (180°) and re-acceleration, counting with the contribution from the muscle strength. The relation between the TMED-BST and the YYIR2 shows that 21% (r^2) of the result of TMED-BST may be explained by the final distance in the YYIR2, and prove the contribution of the aerobic-anaerobic metabolism in the BST.

For the TMIN-BST-BST variable, a moderate correlation ($r = -0.41$) was found, which also is an evidence of the contribution of the metabolism, even if in a small degree. Other studies, with the use of protocols for tests different from this one, showed a weak relation between the performance in repeated sprint tests and the aerobic endurance of soccer^{26,32-34}, basketball³⁵ and Australian football players³⁶. Only in the study by Buchheit³⁷ was a strong correlation ($r = 0.88$) found between both capacities in young handball players.

Ferrari Bravo et al³⁸ showed that methods of training that are based on repeated sprints with change of direction can greatly improve the performance in both repeated sprints and the distance in the YYIR1 (*yo-yo intermittent recovery test level 1*) of young soccer players (age: 17.3 ± 0.6 years; $n = 13$). This same study showed that this training method was more effective for the improvement of these two capacities in comparison to the training with interval run ($n = 13$)³⁸. In a recent study with badminton players of both sexes and national competition level, Walklate et al³⁹ identified significant improvements in the test of repeated sprints with change of direction after a training involving actions similar to those of the test. These findings showed that repeated sprints with changes of direction may also be used as an efficient training strategy for the improvement of important capacities required in competition.

Despite the efforts to control the variables that could influence the tests results, some restraints were acknowledged in this study. The training phase of the athletes may have affected some variables negatively. They were just resuming their practice after having spent three weeks with no systematized work and, therefore, their physical capacity could have had some decrement. Another consideration is given to the fact that, even being used to actions as those required by the BST during training and games, the completion agenda did not allow for the test of

reproductibility, as suggested by Wragg et al⁷. Nevertheless, the study by Glaister et al⁴⁰ showed a high reproductibility in repeated sprints test-retests, requiring no familiarity on the part of the subjects.

Finally, the age range and competitive level have a low external validity, suggesting that the results of this study may apply to a specific population until further studies be published in the scientific literature. However, for a better understanding of the results obtained from the BST, larger samples with different categories and competitive levels should be used. Besides, the variables of this test should be associated with the protocols of similar tests involving unidirectional sprints.

In general terms, the BST variables seem to be related, even in weak and moderate magnitudes, to components of sprints involving short changes of direction (TAGIL), lower limbs power (SJ and CMJ) and the capacity of intermittent specific endurance (YYIR2). As no strong relation to any of the tests aforementioned was found, no matter how the relevance of these capacities for the performance of soccer players and most of all, the fact that they are repeatedly demanded actions during a games course, one must infer that the ability to repeated sprints with change of direction is a particular action that requires a specific test for its assessment. Thus, the BST can be seen as a tool for the evaluation of such a capacity in young soccer players.

References

- Bradley PS, Sheldon W, Wooster B, Olsen P, Boanas P, Krstrup P. High-intensity running in English FA Premier League soccer matches. *J Sports Sci*. 2009;27(2):159-68.
- Bangsbo J, Nørregaard L, Thorsø F. Activity profile of competition soccer. *Can J Sport Sci*. 1991;16(2):110-6.
- Barros RM, Misuta MS, Menezes RP, Fiqueroa PJ, Moura FA, Cunha SA, et al. Analysis of the distances covered by first division Brazilian soccer players obtained with an automatic tracking method. *J Sports Sci Med*. 2007;6:233-42.
- Di Salvo V, Baron R, Tschan H, Montero JF, Bachl N, Pigozzi F. Performance Characteristics According to Playing Position in Elite Soccer. *Int J Sports Med*. 2007;28(3):222-7.
- Bloomfield J, Polman R, O'Donoghue P. Deceleration and turning movements performed during FA Premier League soccer matches. En: Reilly T, Korkusuz F, editors. Sixth World Congress on Science and Football. Antalya, Turkey: Routledge; 2007.
- Bloomfield J, Polman R, O'Donoghue P. Physical demands of different positions in FA premier league soccer. *J Sports Sci Med*. 2007;6(1):63-70.
- Wragg CB, Maxwell NS, Doust JH. Evaluation of the reliability and validity of a soccer-specific field test of repeated sprint ability. *Eur J Appl Physiol*. 2000;83(1):77-83.
- Bangsbo J. Entrenamiento de la condición física en el fútbol. 4.ª ed. Barcelona: Paidotribo S.L.; 1994.
- Abrantes C, Maças V, Sampaio J. Variation in football players' sprint test performance across different ages and levels of competition. *J Sports Sci Med*. 2004;3(YISI 1):44-9.
- Aguiar M, Abrantes C, Maças V, Leite N, Sampaio J, Ibáñez S. Effects of intermittent or continuous training on speed, jump and repeated-sprint ability in semi-professional soccer players. *Open Sports Sci J*. 2008;1:15-9.
- Impellizzeri FM, Marcora SM. Test validation in sport physiology: lessons learned from clinimetrics. *Int J Sports Physiol Perform*. 2009;4(2):269-77.
- Svensson M, Drust, B. Testing soccer players. *J Sports Sci*. 2005;23(6):601-18.
- Reilly T, George K, Marfell-Jones M, Scott M, Sutton L, Wallace JA. How well do skinfold equations predict percent body fat in elite soccer players? *Int J Sports Med*. 2009;30(8):607-13. Epub 2009 Mar 19.
- Aziz AR, Mukherjee S, Chia MY, Teh KC. Validity of the running repeated sprint ability test among playing positions and level of competitiveness in trained soccer players. *Int J Sports Med*. 2008;29(10):833-8.
- Impellizzeri FM, Rampinini E, Castagna C, Bishop D, Ferrari Bravo D, Tibaudi A, et al. Validity of a repeated-sprint test for football. *Int J Sports Med*. 2008;29(11):899-905.
- Gaya A, Silva G. Projeto Esporte Brasil. Manual de Aplicação de Medidas e Testes, Normas e Critérios de Avaliação. Porto Alegre; 2007.
- Bangsbo J. Yo-Yo Tests. 1.ª ed. Copenhagen: HQ+Storm; 1996.
- Bangsbo J, Iaia FM, Krstrup P. The Yo-Yo intermittent recovery test: a useful tool for evaluation of physical performance in intermittent sports. *Sports Med*. 2008;38(1):37-51.
- Castagna C, Impellizzeri FM, Chamari K, Carlomagno D, Rampinini E. Aerobic fitness and yo-yo continuous and intermittent tests performances in soccer players: a correlation study. *J Strength Cond Res*. 2006;20(2):320-5.
- Krstrup P, Mohr M, Amstrup T, Rysgaard T, Johansen J, Steensberg A, et al. The yo-yo intermittent recovery test: physiological response, reliability, and validity. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(4):697-705.
- Krstrup P, Mohr M, Nybo L, Jensen JM, Nielsen JJ, Bangsbo J. The Yo-Yo IR2 test: physiological response, reliability, and application to elite soccer. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(9):1666-73.
- Rampinini E, Bishop D, Marcora SM, Bravo DF, Sassi R, Impellizzeri FM. Validity of simple field tests as indicators as match-related physical performance in top-level professional soccer players. *Int J Sports Med*. 2007;28(3):228-35.
- Bosco C. Proposte metodologiche di valutazione delle capacità fisiche nei giovani ai fini di individuare le caratteristiche specif-BSTiche delle varie proprietà fisiologiche coinvolte nelle diverse specialità dell'atletica leggera. *Atleticastudi*. 1993;6:361-71.
- Oliver JL. Is a fatigue index a worthwhile measure of repeated sprint ability? *J Sci Med Sport*. 2009;12(1):20-3.
- Glaister M, Howatson G, Pattison JR, McInnes G. The reliability and validity of fatigue measures during multiple-sprint work: an issue revisited. *J Strength Cond Res*. 2008;22(5):1597-601.
- Rabelo FN, Pasquarelli BN, Stanganelli LC, Dourado AC. Correlação entre a capacidade de realizar sprints repetidos, velocidade linear e resistência aeróbia em futebolistas da categoria junior. *Revista Ciência Online*. 2009;3(2):356-65.
- Brughelli M, Cronin J, Levin G, Chaouachi A. Understanding change of direction ability in sport: a review of resistance training studies. *Sports Med*. 2008;38(12):1045-63.
- Hoff J, Helgerud J. Endurance and strength training for soccer players. *Sports Med*. 2004;34(3):165-80.
- Moir G, Sanders R, Button C, Glaister M. The effect of periodized resistance training on accelerative sprint performance. *Sports Biomech*. 2007;6(3):285-300.
- Venturelli M, Trentin F, Bucci M. Strength training for young soccer players. *J Sports Sci Med*. 2007;6(Suppl. 10):80-1.
- Christou M, Smilios I, Sotiropoulos K, Volaklis K, Piliandis T, Tokmakidis SP. Effects of resistance training on the physical capacities of adolescent soccer players. *J Strength Cond Res*. 2006;20(4):783-91.
- Aziz AR, Chia M, Teh KC. The relationship between maximal oxygen uptake and repeated sprint performance indices in field hockey and soccer players. *J Sports Med Phys Fitness*. 2000;40(3):195-200.
- Aziz AR, Mukherjee S, Chia MY, Teh KC. Relationship between measured maximal oxygen uptake and aerobic endurance performance with running repeated sprint ability in young elite soccer players. *J Sports Med Phys Fitness*. 2007;47(4):401-7.
- Meckel Y, Machnai O, Eliakim A. Relationship among repeated sprint tests, aerobic fitness, and anaerobic fitness in elite adolescent soccer players. *J Strength Cond Res*. 2009;23(1):163-9.
- Castagna C, Manzi V, D'Ottavio S, Annino G, Padua E, Bishop D. Relation between maximal aerobic power and the ability to repeat sprints in young basketball players. *J Strength Cond Res*. 2007;21(4):1172-6.
- Pyne DB, Saunders PU, Montgomery PG, Hewitt AJ, Sheehan K. Relationships between repeated sprint testing, speed, and endurance. *J Strength Cond Res*. 2008;22(5):1633-7.
- Buchheit M. 30-15 Intermittent Fitness Test and repeated sprint ability. *Science & Sports*. 2008;23:26-8.
- Ferrari Bravo D, Impellizzeri FM, Rampinini E, Castagna C, Bishop D, Wisloff U. Sprint vs. interval training in football. *Int J Sports Med*. 2008;29(8):668-74.
- Walklate BM, O'Brien BJ, Paton CD, Young W. Supplementing regular training with short-duration sprint-agility training leads to a substantial increase in repeated sprint-agility performance with national level badminton players. *J Strength Cond Res*. 2009;23(5):1477-81.
- Glaister M, Howatson G, Lockey RA, Abraham CS, Goodwin JE, McInnes G. Familiarization and reliability of multiple sprint running performance indices. *J Strength Cond Res*. 2007;21(3):857-9.



Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2010;3(3):92-97

www.elsevier.es/ramd



Original

Análisis de la rotación interna y externa de la articulación glenohumeral y su relación con el dolor de hombro en nadadores de élite

J.J. Contreras Fernández^a, R. Espinoza Aravena^a, R. Liendo Verdugo^a, G. Torres Galaz^b y F. Soza Rex^a

^aInstituto Traumatólogo Dr. Teodoro Gebauer Weisser. Universidad de Chile. Santiago. Chile.

^bUniversidad de Chile. Santiago. Chile.

Historia del artículo:

Recibido el 24 de enero de 2010

Aceptado el 12 de mayo de 2010

Palabras clave:

Natación.

Hombro dolor.

Rotación.

Key words:

Swimming.

Shoulder pain.

Rotation.

RESUMEN

Objetivos. Medir el rango de rotación interna y externa de la articulación glenohumeral en nadadores de élite y comparar con controles sanos. Secundariamente, comparar estos rangos en nadadores con dolor y sin dolor de hombro.

Método. Doce mujeres y dieciocho varones nadadores de élite ($17,9 \pm 3,8$ años) y treinta voluntarios sanos ($20,8 \pm 5,5$ años) fueron interrogados y evaluados clínicamente (rotación interna y externa). Los datos fueron procesados con STATA 9. Se utilizó la prueba de Mann-Whitney y la prueba exacta de Fisher, considerando una diferencia significativa con $p < 0,05$.

Resultados. La prevalencia de dolor persistente (dos semanas de evolución) es del 47%. La rotación glenohumeral interna y externa se encuentra disminuida en nadadores respecto al grupo control. La rotación externa derecha de los nadadores con dolor es mayor que en nadadores sin dolor.

Conclusiones. Los nadadores de alta competición presentan una disminución de la rotación glenohumeral interna y externa. Su asociación con dolor es aún controvertida.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

Analysis of internal and external rotation of the glenohumeral joint and its relationship to shoulder pain in elite swimmers

Objectives. To measure the range of internal and external rotation of the glenohumeral joint in elite swimmers compared with healthy controls. Secondly, compare these ranges in swimmers with and without shoulder pain.

Methods. Twelve women and eighteen men elite swimmers (17.9 ± 3.8 years) and thirty healthy volunteers (20.8 ± 5.5 years) were questioned and clinically evaluated (internal and external rotation). The data were processed with STATA 9. Was used Mann-Whitney and Fisher's exact tests, considering a significant difference $p < 0.05$.

Results. The prevalence of persistent pain (two weeks pain) is 47%. The glenohumeral internal and external rotation is decreased in swimmers compared to the control group. The right external rotation of the swimmers with pain is higher than in swimmers without pain.

Conclusions. Highly competitive swimmers had a lower of glenohumeral internal and external rotation. Its association with pain is still controversial.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondencia:

J. Contreras.

Instituto Traumatólogo Dr. Teodoro Gebauer Weisser.

San Martín #771.

Santiago, Región Metropolitana. Chile.

Correo electrónico: JulioContrerasMD@gmail.com

Introducción

La práctica de la natación competitiva ha cambiado con la introducción de sesiones de entrenamiento más extensas y exigentes^{1,2}.

El movimiento repetitivo del hombro puede causar microlesiones. Los nadadores de élite pueden nadar hasta 8.000-20.000 metros por día utilizando la brazada de estilo libre (crol)¹⁻⁷. Considerando de 8 a 10 ciclos de brazadas por cada 25 metros, un nadador completa un millón de rotaciones del hombro a la semana⁸. Este tipo de práctica predispone a dolor de hombro, íntimamente relacionado con la cantidad de entrenamiento y el total de años de práctica¹.

El dolor de hombro es el síntoma principal del síndrome "hombro del nadador". Al comienzo, empieza un leve malestar después de nadar. Esto progresa a dolor durante y después del entrenamiento. Finalmente, el dolor afecta el progreso del atleta⁴.

La hipótesis es que el "hombro del nadador" es una tendinopatía del manguito rotador². Diferentes investigadores destacan la importancia de la inestabilidad y desequilibrio muscular glenohumeral y escapular como factor de pinzamiento secundario de este tendón⁴⁻⁹. Otros factores demostrados son el uso excesivo de la articulación, la sobrecarga, la configuración ósea, la hipovascularización del tendón supraespinoso, la flexibilidad, la técnica de nado, los errores del entrenador y el nivel de entrenamiento⁹⁻¹¹.

Los rangos de rotación son reflejo de la estabilidad y equilibrio muscular de la articulación del hombro. En los lanzadores, se ha documentado que el hombro adquiere mayor rotación externa a través del tiempo, como un fenómeno de adaptación¹². Este aumento en la rotación externa ha sido atribuido por algunos autores a microtraumatismos repetitivos de la cápsula anterior¹³, asociado a una pérdida de rotación interna¹⁴.

Las alteraciones de la rotación externa e interna de la articulación glenohumeral predisponen a inestabilidad y desequilibrio muscular, lo que puede ser un factor etiológico para el desarrollo de dolor en nadadores de alta competición¹⁵.

El objetivo principal de este estudio ha sido medir el rango de rotación interna y externa de la articulación glenohumeral en nadadores de élite y compararlo con controles sanos. Secundariamente, comparar estos rangos en nadadores con dolor y sin dolor de hombro.

Método

Descripción general

Treinta nadadores de élite de la Universidad de Chile fueron interrogados y evaluados clínicamente en el período comprendido entre noviembre de 2008 y abril de 2009. El interrogatorio se realizó a partir de un cuestionario diseñado para este estudio (anexo 1). El consentimiento informado se obtuvo antes de recoger los datos, de acuerdo con la Declaración de Helsinki.

Sujetos de estudio

Grupo control

Se analizaron treinta voluntarios sanos (dieciocho varones y doce mujeres) con una media \pm desviación estándar (DE) de 20,8 \pm 5,5 años de edad. Estos participantes no tenían antecedentes de dolor de hombro o de práctica de natación. Se incluyó en la categoría "grupo control" a todos aquellos voluntarios sanos con una edad de entre 15 y 25 años. Se

excluyeron aquellos con: historia de práctica de natación, historia de patología cervical o torácica, antecedente de cirugía de hombro y lesión de hombro en los últimos seis meses, diagnosticada por un médico. Los detalles de los parámetros biométricos se recogen en la tabla 1.

Grupo de nadadores de élite

Se analizó toda la población de nadadores de la Universidad de Chile. Se consideraron criterios de inclusión para la categoría "nadador de élite": edad entre 15 y 25 años, experiencia de natación competitiva de más de tres años, programa de entrenamiento actual de tres días y 12 kilómetros por semana o más. Los criterios de exclusión considerados fueron: historia de patología cervical o torácica, antecedente de cirugía de hombro, lesión de hombro dentro de los últimos seis meses diagnosticada por un médico y presencia de dolor de hombro que impidiera la correcta ejecución de las mediciones.

Doce mujeres y dieciocho varones (15,8 \pm 2,6 y 19,3 \pm 3,8 años de edad, respectivamente) fueron finalmente incluidos en el estudio. No se encontraron diferencias significativas de edad, peso, talla e índice de masa corporal entre el grupo control y el grupo de nadadores de élite. Los detalles de los parámetros biométricos se recogen en la tabla 1.

Cuestionario

El cuestionario fue autoadministrado bajo la supervisión de los miembros del grupo de investigación y el entrenador del equipo (anexo 1). Todos los participantes contestaron los cuestionarios.

Variables analizadas

Las variables estudiadas a través de este cuestionario fueron:

a) Información general: edad y sexo.

b) Características del entrenamiento: mano dominante, lado de respiración dominante, años de práctica, metros de nado diario, uso de aparatos de entrenamiento (*pull-buoy* o flotador de piernas, *kick-board* o tabla para patear, y *hand-paddling* o paleta de manos), estilo de nado (crol, espalda, pecho [brazo] y mariposa), tipo de competición (velocidad [menos de 200 metros] y resistencia [más de 200 metros]), tiempo de trabajo en el gimnasio (sobrecarga) y tiempo de estiramiento (elongación).

c) Dolor de hombro: la literatura define hombro doloroso como aquel dolor referido por el deportista con ubicación en dicha articulación¹⁴. McMaster et al² sólo consideran como dolor de hombro el asociado a interferencia con el entrenamiento o el progreso del deportista, a diferencia del dolor muscular post-ejercicio. Además, diferencian entre dolor agudo (dolor presente en el momento del examen físico) e historia de dolor (presencia de dolor de hombro en cualquier momento de la carrera deportista).

Tabla 1
Parámetros biométricos en media \pm desviación estándar

Variables	Dolor derecho (n = 11)	Dolor izquierdo (n = 8)	Sin dolor (n = 16)	Nadadores de élite total (n = 30)	Grupo control (n = 30)
Edad (años)	17,1 \pm 3,6	15,4 \pm 2,1 **	19 \pm 3,8 **	17,9 \pm 3,8	20,8 \pm 5,5 *
Peso (kg)	58,6 \pm 11,4	54,8 \pm 7,7	66,9 \pm 13,5	62,4 \pm 13	60,1 \pm 15
Talla (cm)	164 \pm 12	162 \pm 8	171 \pm 9	167 \pm 11	169 \pm 13
Índice de masa corporal	21,6 \pm 1,5	20,5 \pm 1,7	22,9 \pm 2,6	22,1 \pm 2,4	21,3 \pm 1,7

* Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) entre nadadores con dolor y grupo control (prueba de Mann-Whitney).

** Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) entre nadadores con dolor en hombro izquierdo y nadadores sin dolor (prueba de Mann-Whitney).

En este estudio se utilizaron tres categorías de dolor, con el fin de diferenciar temporalmente los dolores musculares post-ejercicio:

- 1) Dolor agudo: dolor presente en el momento de la evaluación.
- 2) Dolor persistente: dolor la mayor parte del tiempo en las últimas 2 semanas.
- 3) Historia de dolor: dolor en cualquier momento de la carrera.

Para comparar las diferentes variables, según la presencia o ausencia de dolor de hombro, se consideró el criterio "dolor persistente", ya que este deja de lado el dolor muscular post-ejercicio y las lesiones musculares pasadas.

Método de medición de rangos articulares

Aparataje y evaluador

Se utilizó un goniómetro Isomed® (inclinómetro análogo de un nivel, Iso-med Inc., Portland, Oregón) para medir el rango articular. Las mediciones fueron realizadas por un solo evaluador, con experiencia previa en esta técnica, minutos antes del entrenamiento en el gimnasio o en la piscina. Se realizaron mediciones dobles de cada paciente, con un intervalo de tiempo de dos semanas. Para la medición de la rotación externa, se calculó un coeficiente de correlación intraclase (CCI) de 0,93. Para la medición de la rotación interna, el CCI fue de 0,91. El rango definitivo correspondió al promedio de ambas mediciones.

La medición de la talla se realizó con un estadiómetro de dos metros de largo con dos niveles para asegurar la perpendicularidad de la medición. El peso fue medido con una balanza electrónica estándar.

La información obtenida en el cuestionario fue desconocida por el evaluador al momento de realizar las mediciones.

Medición de rotación externa

Para la evaluación de la rotación externa (RE), los sujetos fueron colocados en posición supina sobre una mesa, con el hombro y el codo en 90° de abducción y flexión, respectivamente. El húmero se apoyó con una toalla para asegurar la posición horizontal neutral¹⁵.

La posición inicial consistió en colocar el antebrazo aproximadamente perpendicular al suelo, para que la mano se dirigiera hacia el techo. En

esta posición (0° de rotación), el examinador de forma pasiva gira externamente el hombro mientras estabiliza la escápula¹⁵.

La posición final (rango de rotación externa) se definió como un cese de la rotación o cuando se apreció movimiento escapular¹⁵. Las medidas fueron tomadas de forma bilateral. El rango normal de rotación externa es 100°–110°^{16,17} (fig. 1).

Medición de rotación interna

La rotación interna (RI) se midió utilizando la misma técnica. Los sujetos fueron colocados en posición supina sobre una mesa con el hombro y el codo en 90° de abducción y flexión, respectivamente. Desde la misma posición inicial (mano apuntando el techo), el examinador de forma pasiva rota internamente el hombro, mientras estabiliza la escápula. La posición final (rango de rotación interna) se definió como un cese de la rotación o cuando se aprecia movimiento escapular. El rango normal de rotación interna es 80°–90°^{16,17} (fig. 1).

Análisis estadístico

Los datos obtenidos fueron procesados con STATA 9®. Se realizó un análisis de Shapiro-Wilk para comprobar la normalidad de los datos, los cuales fueron comparados posteriormente con la prueba de Mann-Whitney y la prueba exacta de Fisher.

Se realizó un análisis multivariado con regresión logística para resultados binarios, considerando la presencia o ausencia de dolor como variable dependiente. Las variables independientes fueron la rotación interna (derecha e izquierda) y la externa (derecha e izquierda).

Las diferencias entre los grupos fueron consideradas significativas con $p < 0,05$. Los resultados son expresados en media \pm DE y en porcentajes.

Resultados

La prevalencia de dolor agudo en el grupo de nadadores de élite fue del 20%, la de historia de dolor de hombro fue del 80%.

Catorce nadadores del total encuestado (46,7%) presentaban dolor persistente, de los cuales, cinco (16,7%) presentaban dolor bilateral, seis (20%) dolor sólo en el lado derecho y tres (10%) sólo en el lado izquierdo.

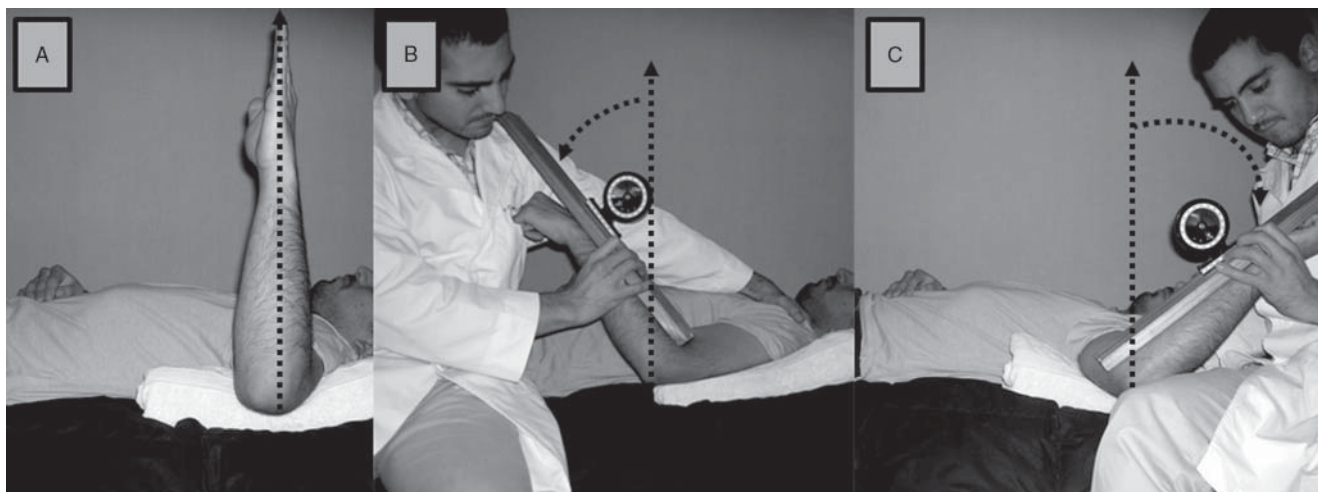


Fig. 1. A. Se observa al sujeto en posición supina sobre una mesa, con el hombro y el codo en 90° de abducción y flexión, respectivamente, con el húmero apoyado en una toalla para asegurar la posición horizontal neutral, con el antebrazo aproximadamente perpendicular al suelo. B. Se observa la rotación interna pasiva por el evaluador, mientras estabiliza la escápula. C. Se realiza la rotación externa pasiva, estabilizando la escápula.

Tabla 2
Características del entrenamiento (I) en media \pm desviación estándar

Variables	Dolor derecho (n = 11)	Dolor izquierdo (n = 8)	Sin dolor (n = 16)	Nadadores de élite total (n = 30)
Años de práctica	5 \pm 3,2	3 \pm 2,7*	7,5 \pm 3,7*	6,1 \pm 3,7
Metros por día	4.727 \pm 1.420	4.375 \pm 1.505	4.843 \pm 1.179	4.716 \pm 1.297
Horas de gimnasio semanales	2,7 \pm 0,9	3 \pm 0	2,7 \pm 1,1	2,7 \pm 1
Elongación (minutos)	12,5 \pm 8,4*	12 \pm 9,2*	5 \pm 3,4*	7,7 \pm 6,7

*Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) entre nadadores con dolor y nadadores sin dolor (prueba de Mann-Whitney).

Tabla 3
Características del entrenamiento (II) en porcentaje

Variables		Dolor derecho (n = 11) %	Dolor izquierdo (n = 8) %	Sin dolor (n = 16) %	Nadadores de élite total (n = 30) %
Uso de aparatos de entrenamiento	<i>Pull-buoy</i>	45,5	37,5	68,8	56,7
	<i>Hand-paddling</i>	36,4	25	68,8	53,3
	<i>Kick-board</i>	63,6	50	68,8	63,3
Estilos de nado	Libre (crol)	54,5	62,5	81,3	73,3
	Espalda	27,3	37,5	12,6	16,7
	Pecho (braza)	36,4	25	6,3	16,7
	Mariposa	27,3	25	6,3	13,3
Tipos de competición	Velocidad	63,6	50	56,3	56,7
	Resistencia	36,4	50	43,7	43,3

El porcentaje representa la cantidad de individuos que presentan la característica respecto a su subgrupo. El grupo "dolor derecho" incluye 5 nadadores con dolor bilateral y 6 con dolor unilateral; el grupo "dolor izquierdo" incluye 5 nadadores con dolor bilateral y 3 con dolor unilateral. No existen diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes grupos (prueba exacta de Fischer).

Tabla 4
Factores de asimetría en porcentaje

Variable		Dolor derecho (n = 11) %	Dolor izquierdo (n = 8) %	Sin dolor (n = 16) %	Nadadores de élite total (n = 30) %
Mano dominante derecha		90,9	87,5	100	96,7
Lado de respiración dominante	Derecho	72,7	75	68,75	70
	Izquierdo	0	0	25	13,3
	Ambos	27,3	25	6,25	16,7

El porcentaje representa la cantidad de individuos que presentan la característica respecto a su subgrupo. El grupo "dolor derecho" incluye 5 nadadores con dolor bilateral y 6 con dolor unilateral; el grupo "dolor izquierdo" incluye 5 nadadores con dolor bilateral y 3 con dolor unilateral. No existen diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes grupos (prueba exacta de Fischer).

Respecto a las características del entrenamiento, el grupo de nadadores con dolor y sin dolor presentaron un promedio similar de metros de entrenamiento diario y horas de gimnasio semanal. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los años de práctica y el tiempo de elongación (tabla 2).

En relación con los aparatos de entrenamiento, el estilo de nado y el tipo de competición más frecuentes en la población estudiada, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los nadadores con y sin dolor (tabla 3).

El 96,7% de los nadadores eran diestros, y un 70% respiraban hacia este costado. Ningún nadador de élite con dolor respiraba predominantemente hacia el lado izquierdo. No se hallaron diferencias estadísticamente significativas de factores de asimetría entre los nadadores con dolor y sin dolor (tabla 4).

La rotación glenohumeral interna y externa de ambos brazos se encontraba disminuida en los nadadores respecto al grupo control (tabla 5).

La rotación externa derecha de los nadadores con dolor en el lado derecho fue mayor que en los nadadores sin dolor. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el lado derecho y el izquierdo en el grupo de nadadores de élite con dolor ni en el grupo sin dolor (tabla 6).

Tabla 5
Rotación glenohumeral I en media \pm desviación estándar

Variable	Nadadores de élite	Grupo control
RI derecha	62,5 \pm 12,4*	73,2 \pm 9,74*
RE derecha	86,5 \pm 14,7*	105,6 \pm 10,2*
RI izquierda	67,3 \pm 12,4*	76,9 \pm 12*
RE izquierda	84,7 \pm 13,8*	107,2 \pm 12,1*

*Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) entre nadadores y sujetos control (prueba de Mann-Whitney).

RE: rotación externa; RI: rotación interna.

El análisis multivariado con regresión logística para la rotación interna y externa de ambos hombros, considerando como variable dependiente la presencia o ausencia de dolor, no encontró asociación estadísticamente significativa entre estas variables (tabla 7).

Discusión

El principal hallazgo de este estudio es la disminución de los rangos de rotación interna y externa de la articulación glenohumeral de nadadores de élite respecto a un grupo control sano.

Tabla 6
Rotación glenohumeral II en media \pm desviación estándar

	Grupo control		Nadadores			
	Derecho	Izquierdo	Con dolor		Sin dolor	
			Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
Rotación interna	73,2 \pm 9,74**	76,9 \pm 12**	67,1 \pm 12,8	72 \pm 17	59,1 \pm 11,7**	64,9 \pm 9,3**
Rotación externa	105,6 \pm 10,2 [‡] **	107,2 \pm 12,1 [‡] **	94,4 \pm 12,9* [‡]	85,8 \pm 18,3 [‡]	81,5 \pm 13,4* [‡]	82,1 \pm 12,8**
Total	30	30	11	8	16	16

*Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) entre nadadores con dolor y nadadores sin dolor (prueba de Mann-Whitney); [‡]Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) entre nadadores con dolor y grupo control (prueba de Mann-Whitney); **Diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) entre nadadores sin dolor y grupo control (prueba de Mann-Whitney).

Tabla 7
Regresión logística

Variable	Odds ratio	Error estándar	IC 95%	Valor de p
RI derecha	0,93	0,05	0,85 1,03	0,165
RE derecha	1,02	0,05	0,92 1,13	0,684
RI Izquierda	0,93	0,04	0,84 1,01	0,092
RE Izquierda	1,02	0,05	0,93 1,12	0,490

IC: intervalo de confianza; RE: rotación externa; RI: rotación interna.

La prevalencia de dolor en nadadores de alta competición está relacionada, principalmente, con el nivel de entrenamiento y la definición de dolor utilizada¹². Kennedy et al³ reportaron una prevalencia del 3% de dolor anterior de hombro en nadadores de competición canadienses, utilizando como referencia los diferentes motivos de consulta de esta población. Posteriormente, se ha reportado una prevalencia que oscila entre el 15% y el 80%, relacionándose con una mayor cantidad de entrenamiento y diferentes definiciones de dolor, las cuales utilizan la consulta espontánea, la referencia de dolor a través de una encuesta o la presencia de dolor asociado a una disminución del rendimiento deportivo¹⁴. McMaster et al² definen como dolor significativo a aquel que interfiere con la práctica o progresión del rendimiento deportivo. Con esta consideración, la historia de dolor fue de 71% para el sexo masculino y 75% para el femenino, a diferencia del dolor significativo, de prevalencia menor (17% en varones y 35% en mujeres). Esta consideración permite diferenciar el dolor muscular post-ejercicio de aquel dolor producido por alteraciones del balance muscular. En esta evaluación, se decidió utilizar el criterio dolor persistente (dolor de dos semanas de evolución), ya que logra eliminar el dolor muscular post-ejercicio y las lesiones musculares pasadas de la prevalencia total.

En este estudio, la prevalencia de antecedente de dolor de hombro es del 80%, muy similar a los resultados encontrados por McMaster et al². Sin embargo, un 47% refiere dolor persistente, prevalencia levemente mayor a la encontrada por dicho autor. Probablemente, la definición utilizada por McMaster et al², al ser más estricta, es más específica y menos sensible para diagnosticar hombro doloroso en nadadores.

La evaluación del rango articular del hombro revela una disminución en todos los rangos articulares evaluados en comparación con el grupo control. Esto podría explicarse por los microtraumatismos de repetición en las partes blandas, que en última instancia puede conducir al fracaso de las estructuras de soporte¹²⁻¹⁴. La tendinopatía del manguito rotador, evaluada a través de resonancia magnética nuclear (RMN), muestra una clara asociación con la cantidad de tiempo y distancia de nado semanal¹⁸. De hecho, se ha demostrado que las alteraciones del rango de rotación glenohumeral, además de por el entrenamiento continuo y cons-

tante de un deportista de élite, puede ser modificado con sólo una temporada de competición. En atletas de sexo femenino, se observó una disminución significativa de la rotación interna después de una temporada¹⁹.

Al evaluar los factores de asimetría, se observó en los nadadores de alta competición una frecuencia elevada de predominio de la respiración hacia un solo lado, con predominio del lado derecho (70%). A pesar de no encontrar diferencias significativas entre los grupos con dolor o sin dolor, es necesario evaluar este aspecto más detalladamente para definir su papel en la producción de dolor y en el rendimiento deportivo, ya que algunos estudios realizados han demostrado que un entrenamiento inadecuado puede asociarse a dolor de hombro¹⁰.

Respecto a las características del entrenamiento, en este estudio se observó un tiempo de elongación mayor en el grupo de nadadores con dolor de hombro. Sin embargo, al ser un estudio descriptivo, sólo se trata de una asociación, ya que no se puede definir la causalidad. McMaster et al² refieren que la elongación es una agravante del dolor de hombro en nadadores de competición. Richardson et al¹ recomiendan elongar adecuadamente de forma previa al entrenamiento y a la competición para evitar la producción de dolor.

El aumento de la rotación externa de la articulación glenohumeral observada en lanzadores es importante en el desarrollo de la patología de dolor de hombro, ya que estaría asociado a inestabilidad anterior de esta articulación^{20,21}. En los nadadores analizados, al contrario de los lanzadores, se observa una disminución de la rotación externa. La rotación externa promedio del brazo doloroso del grupo de nadadores de élite fue de 90,7 \pm 15,6. Myers et al¹⁵ encontraron en un grupo de lanzadores un promedio de rotación externa para el brazo con dolor de 125,8 \pm 13,1. Probablemente, esto puede ser explicado por las diferencias en la biomecánica de ambos deportes. En natación, los movimientos son repetitivos y de intensidad moderada, con predominio de las alteraciones del equilibrio muscular por exceso de uso de la musculatura rotadora interna^{6,7,11}. En los lanzadores, los movimientos son intensos y violentos, con predominio de lesiones de los estabilizadores estáticos de la articulación, lo que genera inestabilidad y aumento de la rotación externa^{14,15,22-24}.

El rango de rotación interna y externa glenohumeral y su relación con el dolor de hombro es aún controvertida. En este estudio, los nadadores con dolor, a pesar de presentar menores rangos rotacionales respecto al grupo control, presentan un mayor rango de rotación externa al comparar con nadadores sin dolor. Sin embargo, al considerar todos los rangos de rotación glenohumeral como factores modificadores en la regresión logística, no se encuentra dicha asociación estadística. Bak y Magnusson¹¹ refieren un rango de rotación externa y de rotación interna de 110 \pm 10,3 y 66 \pm 9,2, respectivamente, en hombros con dolor, sin encontrar

diferencias estadísticamente significativas al comparar con nadadores sin dolor.

En conclusión, los nadadores de alta competición presentan una disminución del rango de rotación glenohumeral interna y externa clínicamente significativo en relación a controles sanos. Los resultados de este estudio insinúan que estas alteraciones están asociadas a dolor de hombro, pero con un mecanismo diferente al descrito previamente en lanzadores. Se requiere complementar estos hallazgos con estudios prospectivos y con la ayuda de técnicas de imagen y artroscópicas.

Bibliografía

1. Richardson AB, Jobe FW, Collins HR. The shoulder in competitive swimming. Am J Sports Med. 1980;8(3):159-63.
2. McMaster WC, Troup J. A survey of interfering shoulder pain in United States competitive swimmers. Am J Sports Med. 1993;21(1):67-70.
3. Kennedy JC, Hawkins RJ. Swimmer's shoulder. Phys Sports Med. 1974;2:34-8.
4. Bak K, Faunø P. Clinical findings in competitive swimmers with shoulder pain. Am J Sports Med. 1997;25(2):254-60.
5. Johnson JN, Gauvin J, Fredericson M. Swimming biomechanics: Injury prevention and treatment. Phys Sports Med. 2003;31(1):41-6.
6. Scovazzo ML, Browne A, Pink M, Jobe FW, Kerrigan J. The painful shoulder during freestyle swimming. An electromyographic cinematographic analysis of twelve muscles. Am J Sports Med. 1991;19(6):577-82.
7. Pink M, Perry J, Browne A, Scovazzo ML, Kerrigan J. The normal shoulder during freestyle swimming. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. Am J Sports Med. 1991;19(6):569-76.
8. Kammer CS, Young CC, Niedfeldt MW. Swimming injuries and illnesses. Phys Sports Med. 1999;27(4):51-60.
9. Schmitt L, Snyder-Mackler L. Role of scapular stabilizers in etiology and treatment of impingement syndrome. J Orthop Sports Phys Ther. 1999;29(1):31-8.
10. King D. Glenohumeral Joint impingement in swimmers. J Athl Train. 1995;30(4):333-7.
11. Bak K, Magnusson SP. Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. Am J Sports Med. 1997;25(4):454-9.
12. Halbrecht JL, Tirman P, Atkin D. Internal impingement of the shoulder: Comparison of findings between the throwing and nonthrowing shoulders of college baseball players. Arthroscopy. 1999;15:253-8.
13. Jobe CM. Posterior superior glenoid impingement: Expanded spectrum. Arthroscopy. 1995;11:530-7.
14. Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics. Arthroscopy. 2003;19(4):404-20.
15. Myers JB, Laudner KG, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM. Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. Am J Sports Med. 2006;34(3):385-91.
16. Norkin CC, White DJ. Measurement of joint motion: A guide to geometry. 3rd ed. Filadelfia: FA Davis Company; 2003.
17. Kapandji AI. Anatomie fonctionnelle 1: Membres supérieurs. 6ta ed. Paris: Maloine; 2006.
18. Sein ML, Walton J, Linklater J, Appleyard R, Kirkbride B, Kuah D, et al. Shoulder pain in elite swimmers: primarily due to swim-volume-induced supraspinatus tendinopathy. Br J Sports Med. 2010;44(2):105-13.
19. Thomas SJ, Swanik KA, Swanik C, Huxel KC. Glenohumeral rotation and scapular position adaptations after a single high school female sports season. J Athl Train. 2009;44(3):230-7.
20. Kuhn JE, Huston LJ, Soslowsky LJ, Shyr Y, Blasler RB. External rotation of the glenohumeral joint: ligament restraints and muscle effects in the neutral and abducted positions. J Shoulder Elbow Surg. 2005;14(1 Suppl):39S-48.
21. Fleisig GS, Barrentine SW, Escamilla RF, Andrews JR. Biomechanics of overhead throwing with implications for injuries. Am J Sports Med. 1996;24:21-37.
22. Burkhart SS, Morgan C. SLAP lesions in the overhead athlete. Orthop Clin North Am. 2001;32(3):431-41.
23. Drakos MC, Rudzki JR, Allen AA, Potter HG, Altchek DW. Internal impingement of the shoulder in the overhead athlete. J Bone Joint Surg Am. 2009;91(11):2719-28.
24. Keener JD, Brophy RH. Superior labral tears of the shoulder: pathogenesis, evaluation, and treatment. J Am Acad Orthop Surg. 2009;17(10):627-37.

Anexo 1

Hombro doloroso en nadadores de élite de la Universidad de Chile

Datos personales	
Nombre: _____	
Edad _____	
Sexo Masculino Femenino	
Peso _____ (kg) <i>(rellenado por el EVALUADOR)</i>	
Estatura _____ (cm) <i>(rellenado por el EVALUADOR)</i>	
Mano dominante Derecha Izquierda	
Lado de respiración dominante Derecho Izquierdo	
Patología previa de hombro	
Lesiones pasadas No Sí	
Diagnósticos _____	
Tratamientos _____	
Datos específicos de natación	
Año de entrada a la natación _____	
Años de experiencia _____	
Kilómetros/día _____	
Días de entrenamiento _____	
Horas de entrenamiento _____	
Uso de implementos No Sí Hand-paddling Pull-buoy Kick-board	
Horas de sobrecarga (gimnasio) semanal _____	
Especialidad Freestyle (Crol) Pecho (braza) Espalda Mariposa	
Competición favorita (metros) _____	
¿Cuánto tiempo dedicas a elongar? _____	
Episodio de dolor de hombro	
Dolor de hombro (Presencia de dolor de hombro la mayor parte del tiempo en las últimas dos semanas)	
Sí No	
Dolor de hombro actual (Presencia de dolor de hombro en el momento de ser examinado) <i>(rellenado por el EVALUADOR)</i>	
Sí No	
Historia de dolor de hombro previo (Presencia de dolor alguna vez en tu vida de nadador)	
Sí No	
¿Cuál hombro te duele? Derecho Izquierdo Ambos	
Ponle una nota a tu dolor del 0 al 10 (0 sin dolor; 10 el máximo dolor que te imaginas. Coloca un rayita en el nivel de dolor en el que te ubicas).	
0---1---2---3---4---5---6---7---8---9---10	
Tu dolor: Quemado Electrocuto Pincha Pesa Es sordo (difícil de describir)	
¿Te duele de noche? Sí No	



Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2010;3(3):98-102

www.elsevier.es/ramd



Revisión

La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte

J.M. García-Manso^a, D. Rodríguez-Matoso^a, S. Sarmiento^a, Y. De Saa^a; D. Vaamonde^b, D. Rodríguez-Ruiz^a
y M.E. Da Silva-Grigoletto^c

^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.

Historia del artículo:

Recibido el 28 de julio de 2009

Aceptado el 22 de octubre de 2009

Palabras clave:

Tensiomiografía.

Evaluación muscular.

Entrenamiento deportivo.

Key words:

Tensiomyography.

Centralité properties.

Sport training.

RESUMEN

La tensiomiografía (TMG) es un método desarrollado en la década de los 90 para poder realizar valoración muscular de forma no invasiva. Dicha tecnología, originalmente ideada para aplicaciones médicas, se ha introducido en el campo deportivo en el cual se muestra promisorio por ser una técnica fiable y relativamente fácil. Ya que su utilización en el ámbito deportivo es relativamente reciente, a nuestro saber, no existen en la literatura artículos de revisión que puedan recoger y aclarar aspectos importantes de la misma. Por tanto, el objetivo del presente trabajo es recoger y presentar algunos de los aspectos más relevantes para facilitar la utilización de esta herramienta a aquellas personas que decidan emplearla entre sus elementos de control del entrenamiento. Se tratarán aspectos esenciales tales como las ventajas y aplicaciones que proporciona; la explicación del procedimiento de medición; los aspectos que se deben considerar para realizar una evaluación correcta y los criterios para explicar y analizar la información proporcionada.

© 2009 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

Tensiomyography as muscle evaluation tool in sports

Tensiomyography (TMG) is a method developed in the 1990s in order to perform non-invasive muscle evaluation. Such technology, designed first for medical applications, has been introduced in the sports field in which is shown as a very promising technique since it is reliable and relatively easy to use. Since its use in the sports field is relatively recent, no review articles are found, to the best of our knowledge, in the literature providing clarification on some important aspects of the technique. Thus, the objective of the present work is to recapitulate and present some of the most relevant factors to ease the use of this tool for those who decide to put it among their training control elements. The paper deals with essential aspects such as advantages and applications it enables; explanation on the measurement procedure; aspects to consider for a correct assessment, and criteria for correctly explaining and analyzing the obtained information.

© 2009 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

Una de las claves del éxito en la preparación de un deportista pasa por el control de las cargas de entrenamiento y de los efectos que estas provocan en su organismo¹. En consecuencia, los técnicos deportivos buscan y desarrollan herramientas y protocolos que puedan ser de utilidad y aplicabilidad a su modalidad deportiva².

La tensiomiografía (TMG) es un método de valoración muscular desarrollado en la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Ljubliana (Eslovenia) para fines médicos pero que, en los últimos años, es utilizada en el campo deportivo de forma cada vez más frecuente y efectiva. Mide, en condiciones isométricas, la deformación radial del vientre muscular cuando es activada por un estímulo eléctrico de intensidad controlada³⁻¹².

Basados en la literatura disponible, según nuestra opinión, existe escasa información científica sobre la utilización de la TMG. Más aún, creemos que esta podría ser la primera revisión, enfocada a la utilización en el ámbito deportivo, de esta herramienta de trabajo. Dado el número de factores relacionados con la aplicación de la técnica, nuestro objetivo es exponer varios de ellos. Así pues, la revisión recogerá los siguientes apartados: a) análisis del método respecto a sus ventajas y aplicaciones; b) explicación detallada de cómo se lleva a cabo el procedimiento de medición; c) resaltar los aspectos metodológicos importantes que hay que tener en cuenta para una evaluación correcta y la manera adecuada de abordarlos y d) cómo explicar y analizar la información que proporciona.

Ventajas y aplicaciones del método

Frente a otras metodologías como la electromiografía, la presoterapia muscular, etc., la TMG se presenta como una herramienta de alta precisión ($\leq 4 \mu\text{m}$)¹⁰⁻¹⁶ para evaluar estructuras musculares. Entre las posibilidades que ofrece esta herramienta destacan:

- 1) La evaluación muscular mediante TMG sigue un protocolo rápido que no requiere la realización de ningún esfuerzo físico al sujeto evaluado. Es decir, se desarrolla sin provocar fatiga ni alterar las rutinas programadas en el entrenamiento del deportista.
- 2) Es una herramienta inocua, no agresiva ni invasiva, en la que el evaluado sólo es sometido a estimulaciones eléctricas de moderada o baja intensidad (de 1 a 110 mA).
- 3) Permite evaluar, de forma individual, todos los músculos superficiales. Se responde así a las demandas específicas de la modalidad deportiva o a las necesidades puntuales del deportista.
- 4) 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 de su nivel de aplicación (descansado, fatigado, activado, etc.).
- 5) Es útil para el control de aspectos relacionados con las características morfológicas y funcionales de las estructuras musculares analizadas. Entre los factores más relevantes que podemos analizar con esta metodología destacan: a) las características histoquímicas del tipo de fibra dominante en el músculo^{4,7,11,12}; b) el estado de fatiga neural o estructural^{10,11,17-21}; c) la activación muscular^{4,8,11,19,22-25}; d) el tono muscular^{3,7,8,15,26-28}; e) las propiedades contráctiles del músculo^{4,6,7,9-12,24,29-35} y f) el balance muscular^{17,20,25}.

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 (0,7-0,8 N/mm²). Este sensor debe estar colocado perpendicularmente al vientre muscular y orientado hacia su potencial desplazamiento (fig. 1). De esta forma aseguramos que se detectan 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, de intensidad constante o creciente según el protocolo utilizado. El estímulo eléctrico llega al músculo a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo evaluado tratando de no afectar a los tendones de inserción^{10,29,36}.

Principales aspectos metodológicos que deben ser tenidos en cuenta para una evaluación correcta

La posibilidad de lograr una buena medición con TMG pasa por cumplir una serie de criterios metodológicos que, de no hacerlo, afectarían a los valores de magnitud y modo en que se produce de la deformación. Los aspectos más importantes en la evaluación son:

- 1) Posición de los segmentos que se van a evaluar: cambios en la posición de los segmentos cambian el ángulo de la articulación y modifican la respuesta^{14,31,37}.

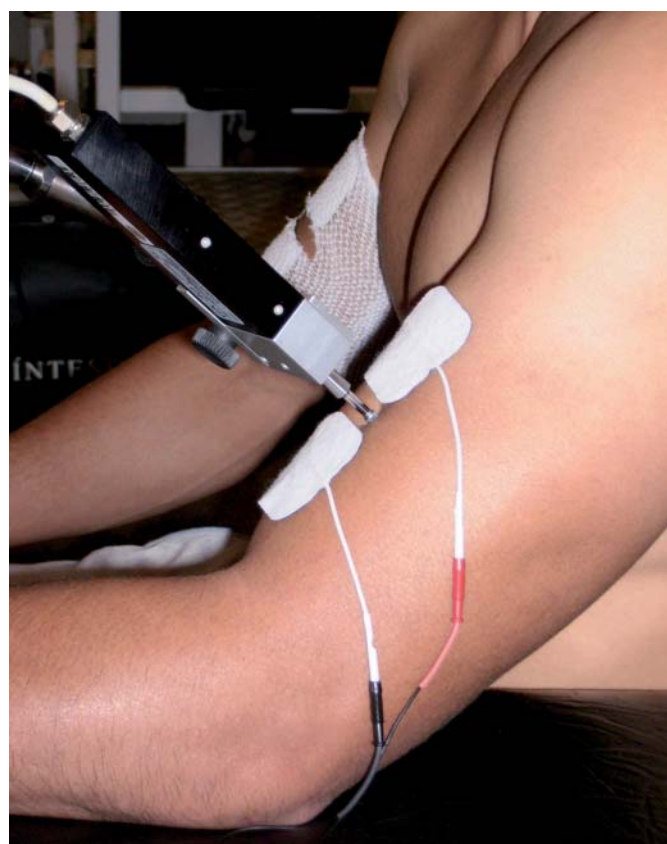


Fig. 1. Ejemplo de colocación del sensor y los electrodos para la evaluación de la porción externa del bíceps braquial.

- 2) 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. Sólo 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 deformación²¹ del vientre muscular (D_m).
- 3) Recuperación entre cada estímulo: en el caso de que se empleen descargas incrementales hasta alcanzar el máximo valor de D_m , es necesario espaciar cada estimulación para evitar el fenómeno de activación post-tetánica^{10,13,21}. Por tal motivo, en ocasiones como las de evaluación pre- y postintervención, puede resultar beneficioso comparar la respuesta muscular a estímulos previamente establecidos.
- 4) Fatiga muscular: salvo en las ocasiones en las que se quiera evaluar este factor, debemos tener en cuenta que la fatiga supone un elemento distorsionador de la contracción muscular^{10,11,18,20,21}. Además, repeticiones múltiples de un músculo sin tener en cuenta tiempos de recuperación adecuados, pueden provocar estados de fatiga local que podrían afectar a la respuesta.
- 5) 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 D_m .
- 6) 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 (fig. 2).

Información que proporciona

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. Aunque el *software* del aparato 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. 3), la utilización de los valores brutos de cada señal nos permite disponer de valores interesantes para la evaluación y caracterización de grupos deportivos y añadir otras variables entre las que destaca la velocidad de contracción (V_c).

La *deformación máxima* (D_m) viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros. Representa y evalúa el *stiffness* muscular, que varía en cada sujeto por cada grupo muscular en función de sus características morfofuncionales y de la forma en que esas estructuras han sido entrenadas. Valores bajos nos indican un elevado tono muscular y un exceso de rigidez en las estructuras del músculo, mientras que valores elevados indican falta de tono muscular o elevada fatiga^{7,8,15}. El tiempo de respuesta o activación (T_d), representa el tiempo que tarda la estructura muscular analizada en alcanzar el 10% del desplazamiento total observado, tras una estimulación. Su valor dependerá del tipo de fibra dominante en esa estructura, de su estado de fatiga y de su nivel de potenciación y activación¹¹. El tiempo de contracción (T_c) es el tiempo que transcurre desde que finaliza el tiempo de reacción (10% de D_m) hasta que alcanza el 90% de la deformación máxima. El tiempo de sustentación (T_s), representa el tiempo que se mantiene la contracción. Se calcula determinando el tiempo que transcurre desde

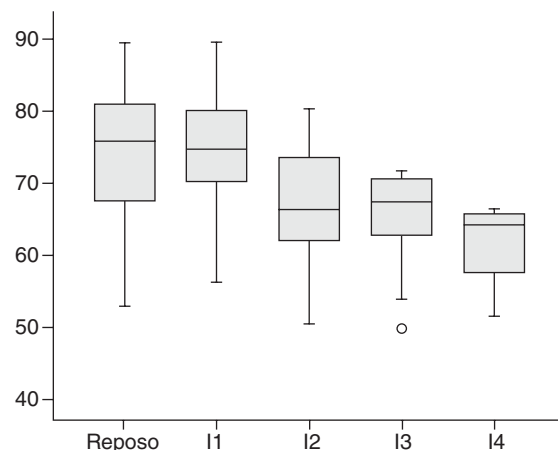


Fig. 2. Evolución de la velocidad de contracción en 12 jugadores profesionales de fútbol antes y después de cuatro inmersiones de las piernas en una piletta de agua fría (4 °C). (Datos propios aún no publicados). I: inmersión.

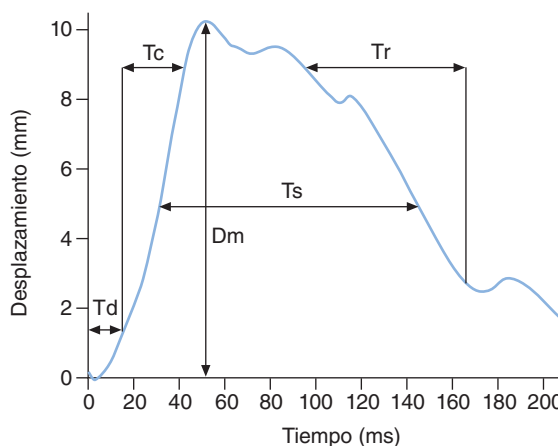


Fig. 3. Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante tensiomiografía (TMG9, en el bíceps femoral de un jugador de voleibol a una amplitud de 110 mA y una duración de 1 ms. Donde D_m representa la deformación muscular máxima, T_d el tiempo de reacción al estímulo, T_c es el tiempo de contracción y viene representado por el intervalo que se produce entre el 10 y 90% del desplazamiento. T_s indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y T_r representa el tiempo de relajación.

que la deformación alcanza el 50% de su valor máximo hasta que los valores de deformación, durante la relajación, vuelven a valores de un 50% de la deformación máxima. El tiempo de relajación (T_r) aporta información sobre los niveles de fatiga, de forma que valores elevados de este parámetro, respecto a los normales para el sujeto evaluado, indican potenciales estados de fatiga.

Sin embargo, los valores de estos parámetros, que por defecto da el *software* del aparato, no siempre resultan útiles para una correcta evaluación de un deportista. Debemos tener en cuenta que el *software* se desarrolla fundamentalmente para la evaluación de balances y simetrías o asimetrías musculares que, indudablemente, son de gran utilidad para el técnico deportivo, especialmente desde el punto de vista profiláctico o preventivo.

A nuestro entender, en ocasiones es mejor exportar los valores brutos de la señal obtenida y trabajar sobre ellos. De esta forma, nosotros establecemos un protocolo en el que modificamos los datos de T_d y añadi-

mos el parámetro Vc (fig. 4). Así mismo se podrían crear índices y valores de referencia de acuerdo a las necesidades de cada modalidad deportiva.

Habitualmente nosotros determinamos el parámetro de Td en el momento en el que Dm 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. El parámetro Vc lo determinamos a partir del tiempo y la deformación cuando esta última alcanza un valor de 1,5 mm. Otra posibilidad es dividir Dm/t entre el 10% y el 90% de Dm para determinar la velocidad de contracción. 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.

La utilidad de los valores de Vc 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 (fig. 5).

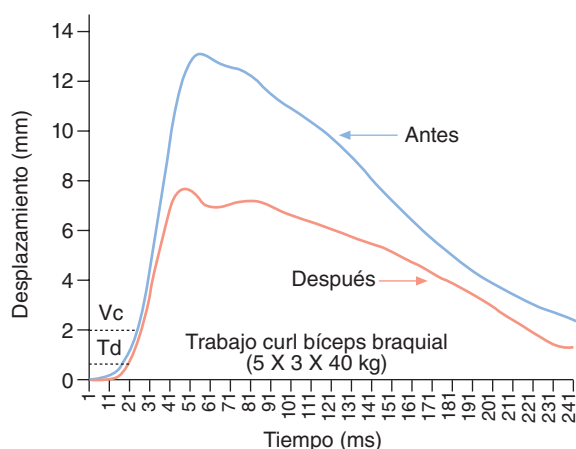


Fig. 4. Ejemplo de dos contracciones del bíceps braquial de un mismo sujeto antes y después de realizar cinco series de tres repeticiones de curl de bíceps con 40 kg.

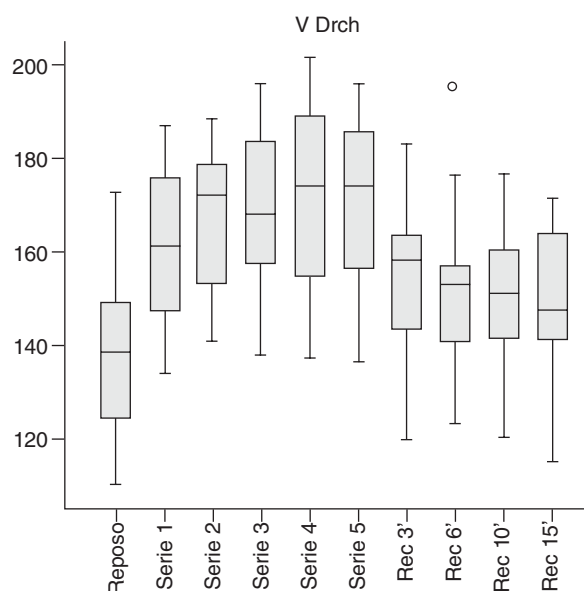


Fig. 5. Evolución de Vc del bíceps braquial derecho en 16 estudiantes de educación física durante la ejecución, y posterior recuperación, de un curl de bíceps con barra plana (5 x 15 x 15 kg)²¹.

Recomendaciones finales

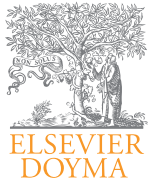
En conclusión, entendemos que, por su sencillez, inocuidad y aplicabilidad, se puede considerar la TMG se como una herramienta válida y fiable, que proporciona una importante cantidad de información para el control de los deportistas y del efecto que proporcionan las cargas de entrenamiento a sus estructuras musculares.

Como recomendación final, y con la intención de lograr optimizar al máximo el potencial de esta herramienta, consideramos necesario conocer detalladamente los procedimientos de medición, por lo que recomendamos a los usuarios seguir escrupulosamente los protocolos que se establecen para cada evaluación, para evitar errores en la estimación de los valores y la apreciación de los resultados.

Bibliografía

- García-Manso JM, Campos J, Lizaur P, Abella CP. El talento deportivo. Formación de élites deportivas. Madrid: Gymnos; 2003.
- García-Manso JM, Navarro-Valdivieso M, Ruiz-Caballero J. Pruebas para la valoración de la capacidad motriz en el deporte. Madrid: Gymnos; 1996.
- Valenčič V. Direct measurement of the skeletal muscle tonus. Advances in external control of human extremities. Nauka, Belgrado. 1990.
- Valenčič V, Knez N. Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. Artific Org. 1997;21:240-2.
- 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. 2000;38:51-5.
- Valenčič V, Djordjevič S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, et al. Proceedings of Pre-Olympic Congress; 2000 Sept 7-12; Brisbane, Australia. Sport Medicine; 2000. p. 507.
- 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 Comp. 2001;38:51-6.
- Valenčič V, Knez N, Simunic B. Tensiomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. Biomed Eng. 2001;1:1-10.
- Pisot R, Valenčič V, Simunic B, Praprotnik U. Proceedings of International Sports Medicine Conference; 2001 Sept; Trinity College Dublin, Dublín. 2001. p. 176-7.
- Simunic B. Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation [tesis doctoral]. Facultad de Ingeniería Eléctrica: Ljubljana, Eslovenia. 2003.
- Dahmane R, Djordjevič S, Simunic B, Valenčič V. Spatial fiber type distribution in normal human muscle histochemical and tensiomyographical evaluation. J Biomech. 2005;38(12):2451-9.
- 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(11): 999-1006.
- Belic 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; 2000 Jul 16-20; Vancouver, Canadá. 2000.
- Simunic B, Valencia V. Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE; 2001 Sept 24-26; Portoroz, Eslovenia. 2001. Vol. B. p. 363-6.
- Krizaj D, Simunic B, Zagar T. Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. J Electromyogr Kinesiol. 2008;18:645-51.
- Rodríguez-Matoso D, Quiroga M, Da Silva M, Bautista P, Sarmiento S, García-Manso JM. Evaluación de la reproducibilidad del TGM-BCM. II Congreso Internacional de Ciencias del Deporte. El deporte a la luz de los sistemas complejos. "El deporte a la luz de los sistemas complejos". Universidad Católica San Antonio de Murcia; 2009 del 27 al 29 de mayo. 2009.
- García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, de Saá Y, Sarmiento S, Quiroga ME. Assessment of muscle fatigue after an ultraendurance triathlon using Tensiomyography (TMG). J Sport Sci. (In press).
- Kerševan K, Valencia V, Knez N. Fatigue proces of type I and Type II muscle fibers. Proceedings of 7.^a Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation. Department of Biomedical Engineering and Physics University; 2001 Sept 12-15; Viena, Austria. 2001. p. 106-9.
- Kerševan K. Comparison of biomechanical and myoelectrical biceps brachii response in men [master thesis]. Faculty of Electrical Engineering, Ljubljana, Eslovenia. 2002.

20. Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa J, de Saá Y, et al. Aplicación de la tensiomiografía (TMG) en jugadores de voleibol. Estudio de caso. III Congreso Internacional Virtual-presencial de Investigación en la Actividad Física y el Deporte; 2009 octubre; Departamento de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad del País Vasco; 2009.
21. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, Martín-González JM, García-Manso JM. Efecto de la fatiga sobre el comportamiento mecánico muscular tras un entrenamiento intensivo de fuerza. III Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física Universidad de Vigo y Sportis; Formación Deportiva; 2010 del 6 al 9 de mayo. Vigo; 2010.
22. 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. 1999.
23. Grabljevec K, Simunic B, Kersevan 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, Slovenia. 2004. p. 139-43.
24. 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 València. Valencia: Editorial Alto Rendimiento. Colección Congresos; 2009.12.
25. Quiroga ME, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa J, de Saá Y, et al. Evaluación de las características mecánicas del músculo mediante la tensiomiografía. Estudio de casos. VIII Congreso Internacional sobre Entrenamiento en Voleibol; 2009 octubre del 10 al 12; Valladolid: Junta de Castilla y León; 2009.
26. Kogovsek, 1991,
27. Burger H, Valenčič V, Marincek C, Kogovsek N. Properties of musculus gluteus maximus in above-knee amputees. Clin Biomech. 1996;11(1):35-8.
28. Hunter AM, Smith IJ, Watt JM, Yirrell Ch, Galloway SD. The Effect of Massage on Force Production and Tensiomyography. Med Sci Sports Exe. 2006; 38(5):S27.
29. Knez N, Valenčič V. Influence of impulse duration on skeletal muscle belly response. Proceedings of IX Electrochemical and Computer Science Conference; 2000 Sept 21-23; Portoroz, Eslovenia. 2000.
30. Praprotnik U, Valenčič V, Coh M, Djordjevič S, Knez N, Simunic B, et al. Proceedings of the ninth Electrochemical and Computer Science Conference ERK. Ljubljana: IEEE Region 8, Slovenian section IEEE; 2000 Sept 21-23; Portorož, Slovenia. 2000. Vol. B. p. 313-6.
31. 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 220.
32. Pisot R, Valenčič V, Simunic B. Influence of biomechanical properties of particular skeletal muscles on child motor development. Ann Ser Hist Nat. 2002;12:99-106.
33. Simunic B, Rozman S, Pisot R. Detecting the velocity of the muscle contraction. III International Symposium of New Technologies in Sport, Sarajevo. 2005.
34. Pisot R, Narici MV, Simunic B, De Boer M, Seynness O, Jurdana M, et al. Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. Eur J Appl Physiol. 2008;140:409-14.
35. Rusu L, Calina ML, Avramescu ET, Paun E, Vasilescu M. Neuromuscular investigation in diabetic polyneuropathy. Rom J Morphol Embriol. 2009; 50(2):283-90.
36. 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 And Med Dep. En prensa.
37. Gorelick ML, Brown JM. Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. Eur J Appl Physiol. 2007;100(1):35-44.



Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2010;3(3):103-109

www.elsevier.es/ramd



Revisión

Dolor abdominal transitorio vinculado al ejercicio: causas y soluciones

C. Ayán Pérez

Facultad de Ciencias de la Educación y el Deporte, Universidad de Vigo. Vigo. Pontevedra. España.

Historia del artículo:

Recibido el 11 de enero de 2010
Aceptado el 24 de marzo de 2010

Palabras clave:

Dolor abdominal.
Ejercicio.
Flato.
Punto.
DAT.

Keywords:

Abdominal pain.
Exercise.
Stitch.
Muscle cramp.
ETAP.

RESUMEN

El dolor abdominal transitorio (DAT) que tiene lugar durante la práctica de ejercicio físico, coloquialmente conocido como punto o flato, es una molestia de etiología desconocida, muy comúnmente referida por las personas que realizan deporte. Diferentes hipótesis basadas en razones dispares tales como el lugar de aparición, el tipo de deporte practicado o la ingesta de líquidos, entre otros, han tratado de abordar las causas de este fenómeno, si bien de manera más anecdótica que científica por lo que actualmente el origen del DAT carece de una explicación definitiva. Este trabajo parte de la revisión de los estudios científicos más relevantes que han abordado la problemática del DAT, con el objeto de presentar las diversas teorías desarrolladas en torno a su aparición, exponer qué mecanismos morfo-fisiológicos podrían determinar el verdadero origen de esta dolencia y mostrar las distintas estrategias que en algunos casos parecen ser efectivas para aliviar sus síntomas o acelerar su desaparición.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

Exercise related transient abdominal pain: causes and solutions

Exercise related transient abdominal pain (ETAP), generally known as stitch or side ache, is a condition of unknown etiology which is very common among sporting participants. Several hypothesis based upon different reasons such as pain localization, modality of sport performed or fluid ingestion among others, have sought to explain this phenomena, although using an anecdotal rather than a scientific approach. Because of that, the exact cause of the ETAP remains to be elucidated. From the findings of the most scientific relevant studies that have searched the characteristics of the ETAP, this work aims to explain the available theories that have been developed about this issue, to describe what are the morphophysiological reasons behind its origin, and to show different strategies that in some cases seem to be effective when trying to soften its symptoms or even prevent its onset.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondencia:

Facultad de Ciencias de la Educación y el Deporte,
Universidad de Vigo.
Campus da Xunqueira s/n.
36005 Pontevedra.
Correo electrónico: cayan@edu.xunta.es

Introducción

Una de las molestias que más comúnmente se asocian a la práctica del ejercicio físico es el punto o flato, conocido en la literatura científica como ETAP, siglas que hacen referencia al concepto de "dolor abdominal transitorio" (DAT) provocado por el ejercicio¹. A pesar de que el DAT es experimentado por un gran número de deportistas y de que su aparición puede limitar el rendimiento y, por lo tanto, poner en riesgo el logro de los objetivos deportivos, existen muy pocos estudios de calidad científica que hayan tratado de averiguar sus causas, así como proponer soluciones al respecto². Dichas investigaciones se corresponden principalmente con cuatro tipos diferentes de diseño.

Por un lado, existen estudios de medidas repetidas o intra-sujetos, en los que se introducen variables dentro de las condiciones en las que el ejercicio físico tiene lugar, con el propósito de valorar su influencia sobre la presencia e intensidad de los síntomas del DAT^{3,4}. Por otro lado, se han realizado estudios de casos, en los que individuos propensos a padecer DAT son primeramente agrupados en función de la gravedad de sus síntomas, para posteriormente analizar las características musculares y respiratorias de cada uno de ellos por separado^{5,6}. También existen estudios de prevalencia, basados en diseñar cuestionarios específicamente dirigidos a deportistas de diferentes niveles, con la intención de identificar las características del DAT (localización, nivel de percepción, dolor provocado, relación con edad, sexo, nivel de entrenamiento, etc.) y extraer conclusiones al respecto, una vez analizadas y relacionadas sus respuestas, con las distintas modalidades deportivas practicadas⁷⁻⁹. Por último, algunas teorías sobre el origen del DAT toman como base los resultados de distintos estudios de casos clínicos aislados e incluso observacionales, que asocian su aparición con diferentes factores intrínsecos del deportista, tales como la ortostática postural, la tipología muscular o incluso la presencia de cuadros sintomáticos que mimetizan los síntomas característicos de la dolencia objeto de estudio¹⁰⁻¹⁴.

Como resultado de todas estas investigaciones, parece consecuente concluir que el DAT no es un simple conjunto de molestias localizadas, sino que debe ser interpretado como una dolencia con entidad y sintomatología propias que le permiten poder ser identificado y clínicamente diagnosticado. De este modo, el DAT es definido como un "dolor agudo y punzante localizado en el área abdominal, generalmente lateral, asociado a la realización de movimientos repetitivos del torso y cuya sintomatología puede ser exacerbada durante el estado postprandial"⁷.

Diferentes hipótesis basadas en razones dispares tales como la relación entre el DAT y la zona en la que más frecuentemente se localiza, el tipo de deporte practicado y la intensidad de los síntomas, o la ingesta de líquidos antes o durante la práctica deportiva, entre otros, han tratado de explicar este fenómeno a lo largo del tiempo, si bien de manera más anecdótica que científica¹⁰, por lo que actualmente no existen soluciones claramente eficaces para evitar su aparición, aliviar su sintomatología o favorecer su eliminación.

El propósito de este trabajo es presentar y discutir las diversas teorías desarrolladas en torno a la aparición del DAT, exponer qué mecanismos morfo-fisiológicos podrían determinar su verdadero origen y mostrar las distintas estrategias que en algunos casos parecen ser efectivas a la hora de tratarlo.

Tipología del deportista

Partiendo de la base de que no todas las personas que se ejercitan presentan episodios de DAT con la misma frecuencia e intensidad, podría

pensarse que su origen estaría de algún modo relacionado con diferentes características individuales del deportista. A este respecto conviene mencionar que algunas investigaciones han encontrado un vínculo entre la posibilidad de padecer episodios de DAT y la ortostática postural. Así, Morton y Callister¹³ analizaron el patrón postural de 159 deportistas (corredores, nadadores y baloncestistas), quienes además contestaron una serie de preguntas sobre su experiencia y percepción del DAT durante el último año de actividad competitiva, y encontraron que el 73% de la muestra reconocía haber padecido algún episodio de este tipo. Al correlacionar las respuestas obtenidas con las diferentes patologías posturales observadas, los autores concluyeron que aquellos deportistas con una marcada actitud postural cifótica eran claramente más susceptibles a padecer DAT, mientras que la presencia tanto de cifosis como de lordosis, parecía incrementar la percepción del dolor provocado por este. Otros estudios han puesto de manifiesto que ciertas manipulaciones espinales, como por ejemplo la palpación torácica a nivel de las carillas articulares vertebrales torácicas, desencadenan cuadros sintomáticos propio del DAT en atletas propensos a padecerlo¹². Este hallazgo refuerza la idea de que debe existir algún tipo de relación entre la columna vertebral (ya sea algún tipo de desviación o de comprensión vertebral que produzca cierta irradiación nerviosa), la ortostática corporal y el DAT. Estos resultados ponen de manifiesto la necesidad de investigar en profundidad la existencia de una posible relación entre la inervación torácico-costal, la alineación corporal y los episodios de DAT, sobre todo en aquellos deportistas cifóticos.

Otra posible explicación sobre el origen del DAT descansa sobre la excesiva rigidez e hipertonía que algunos deportistas podrían presentar en la musculatura estabilizadora de la columna vertebral. Dado que el ligamento arcuato medial del diafragma forma una fascia en forma de arco que en cierto modo envuelve al psoas-ilíaco, y puesto que el ligamento arcuato lateral forma una estructura similar con el cuadrado lumbar¹⁵, cualquier cuadro de rigidez o disfunción muscular localizada en esta zona podría conllevar la aparición de dolor a nivel subdiafragmático, característico del DAT¹⁴.

Con relación a otras características individuales que pudiesen estar de algún modo asociadas con el fenómeno objeto del presente estudio, se ha confirmado que el riesgo de presentar episodios de DAT no guarda relación alguna ni con el sexo ni con el índice de masa corporal (IMC), pero sí con la edad, con la que se establece una relación inversamente proporcional (a mayor edad, menor riesgo de padecerlo)^{7,8}. Este hallazgo pudiera ser explicado a partir de la capacidad que tiene el ser humano para adaptarse, soportar y sobreponerse a los diferentes estímulos y sensaciones que provoca la práctica de ejercicio físico. Los resultados de dos estudios sobre la prevalencia del DAT apoyan esta idea. Por un lado, Sinclair¹⁶ reclutó y siguió durante ocho competiciones consecutivas a 30 corredores de fondo, para concluir que el nivel de forma física era inversamente proporcional a la probabilidad de que el DAT se presentase. Por otro, Morton y Callister⁷ encontraron que aquellas personas que entrenaban con más frecuencia padecían menos episodios de DAT, quizás debido a que las adaptaciones fisiológicas permiten a los deportistas ser menos susceptibles al dolor. De todos modos, también se observó que las personas que se iniciaban en la práctica deportiva no presentaban un mayor riesgo de que el DAT se presentase si se las comparaba con aquellas más experimentadas. Por todo esto se puede concluir que el nivel de entrenamiento es susceptible de alterar la frecuencia con la que se presenta el DAT, pero no su incidencia o la intensidad del dolor percibido.

Isquemia diafragmática

La primera hipótesis acerca de la causa del DAT partió del estudio pionero realizado por Capps y Coleman¹⁷, quienes asumieron que dada la localización del dolor provocado por este y teniendo en cuenta el efecto desencadenante del ejercicio físico, la mecánica de funcionamiento de la musculatura diafragmática debería verse involucrada en su aparición. De hecho, es sabido que el ejercicio físico exige un mayor aporte sanguíneo a la musculatura principalmente involucrada en su práctica. De este modo, la intensidad del ejercicio puede llegar a un nivel de exigencia en el que la demanda vascular de dicha musculatura provoque una reducción del flujo sanguíneo a otros grupos musculares, como por ejemplo el diafragma. Como consecuencia directa de esta isquemia diafragmática, el aporte de oxígeno a la musculatura respiratoria se vería comprometido, y se originaría una situación de hipoxia que se traduciría en un estado de fatiga muscular, la cual provocaría la aparición del DAT¹⁸.

De acuerdo con esta teoría, la intensidad del ejercicio sería el factor principal y determinante a partir del cual se podría explicar el origen de esta dolencia. Sin embargo, Morton et al¹⁸, tras encuestar a 848 participantes en una carrera popular de 14 km de longitud, y una vez analizadas las respuestas de estos en función del nivel de entrenamiento y del tiempo empleado para finalizarla, observaron que tan sólo el 35% de los deportistas presentaron un episodio de DAT durante el primer tercio de la prueba. Puesto que es en la fase inicial de este tipo de eventos cuando la intensidad de trabajo a la que es sometido el organismo se eleva de manera drástica y progresiva en un corto espacio de tiempo (se parte de una situación de reposo a un repentino cambio de ritmo para alcanzar el ritmo de carrera deseado), habría sido esperable que la mayoría de los episodios de DAT hubiesen tenido lugar durante dicha fase. Según esto, se podría interpretar que la aparición del DAT no está directamente relacionada con la intensidad del esfuerzo realizado.

A esto hay que añadir que en algunos deportes en los que la exigencia física desempeñada, sobre todo a nivel cardiovascular, es un factor secundario, como en el caso de la equitación, la frecuencia de aparición del DAT parece ser más elevada que la reflejada en otras prácticas deportivas de carácter predominantemente aeróbico, como el ciclismo⁷, lo que pone en duda la hipótesis de que la isquemia diafragmática sea la causante directa de la aparición del punto. A este respecto, Morton y Callister⁵, partiendo de la base de que el diafragma es el principal músculo responsable de la inspiración, y retomando la idea de que en situaciones de fatiga su mecánica podría verse afectada y, por lo tanto, propiciar un episodio de DAT, valoraron diferentes parámetros respiratorios en 28 personas sanas a las que se les realizó una espirometría a la vez que corrían sobre un tapiz rodante. Durante la intervención, 14 de los sujetos experimentaron DAT mientras se ejercitaban, mientras que otros 14 finalizaron la prueba sin problemas, con un comportamiento similar en la capacidad inspiratoria de ambos grupos. De acuerdo con los autores, la función diafragmática no se encuentra sustancialmente afectada durante un episodio de DAT, y tampoco guarda relación con la intensidad del ejercicio realizado, por lo que el papel que este músculo juega en su aparición debe ser todavía dilucidado.

A este respecto, si bien es cierto que determinadas tareas de gran demanda física pueden propiciar un grado de isquemia muscular capaz de alterar la mecánica respiratoria diafragmática¹⁹, este músculo tolera niveles de hipoxia muy superiores a los que la musculatura esquelética puede soportar, debido en gran parte al elevado porcentaje de fibras de contracción lenta que componen su estructura²⁰. De este modo, la isquemia diafragmática tiene lugar sólo en aquellos esfuerzos de intensidad

muy elevada y mantenida en el tiempo²¹ y, sobre todo, cuando se realizan ejercicios en los que la musculatura inspiratoria es estimulada al máximo²². Sorprendentemente, no hay datos que evidencien la aparición del DAT en tareas donde la mecánica respiratoria se ve enormemente comprometida, como por ejemplo el entrenamiento específico de la musculatura inspiratoria, por lo que no parece que la isquemia diafragmática tenga un claro papel en el origen del DAT.

En relación al efecto analgésico que sobre los síntomas del DAT parecen tener algunas estrategias tales como el adoptar una dinámica respiratoria abdominal, o el expulsar el aire fuertemente con la boca prácticamente cerrada, no se han encontrado explicaciones científicamente demostradas. De todos modos, podría especularse con la posibilidad de que ambas maniobras provocasen un cambio en el patrón respiratorio, evitando así el predominio de la respiración torácica, que se caracteriza por una respuesta hiperventilatoria que suele desencadenar un cuadro de isquemia muscular¹⁹ y, por lo tanto, de fatiga. A este respecto, se necesitan más estudios que ahonden en la relación patrón respiratorio-isquemia-DAT.

Calambre muscular

Aunque parece que es dos veces más probable que el DAT se localice de forma lateral, es un hecho contrastado que el dolor provocado por él puede ser referido en cualquier zona abdominal y dado que el abdomen está por completo recubierto de tejido muscular, la aparición de un calambre en dicha zona podría explicar la consistencia del dolor independientemente de su localización¹¹. Si a esto se añade que una de las estrategias que tradicionalmente han sido propuestas como efectivas de aliviar el dolor abdominal provocado por el DAT es estirar el lado afectado^{8,16}, se podría pensar que los calambres musculares pueden tener cierta influencia en su aparición.

Partiendo de esta hipótesis, Morton y Callister⁶ reclutaron a 35 personas propensas a padecer DAT, y las dividieron en dos grupos, en función de si la aparición de este dolor las obligaba a abandonar la realización de una prueba submáxima en tapiz rodante. Tan pronto como esto ocurrió, se realizó una electromiografía (EMG) en la zona en la que se refería el dolor. Posteriormente se desarrollaron nuevas EMG en diferentes momentos, (cuando el dolor había remitido, durante una exhalación máxima o durante una contracción voluntaria y máxima de la musculatura abdominal). Las personas que pese a ser propensas a padecer DAT finalizaron la prueba sin que este se presentase, participaron en las mismas valoraciones, aplicadas en la zona en la que habitualmente se localizaba el DAT. Tras realizarse todas las EMG, no se registró aumento alguno en la actividad eléctrica de la zona muscular donde referían el dolor las personas que abandonaron la prueba, y tampoco se observaron diferencias en el patrón electromiográfico de ambos grupos. Se desechó, por tanto, la existencia de algún tipo de calambre en la musculatura esquelética analizada.

Aunque en este estudio se realizó una EMG superficial, los mismos autores modificaron el protocolo de actuación para poder valorar la actividad electrofisiológica de la zona abdominal aislando para ello el componente electrocardiográfico. Además, debido a que en algunos estudios electromiográficos existen problemas de sensibilidad y que por lo tanto un calambre, o incluso la actividad eléctrica de la musculatura profunda, pueden ser no detectados, dicho protocolo fue previamente testado, de manera que se comprobó que incluso la actividad eléctrica generada por el transversal abdominal podría ser registrada.

De acuerdo con los resultados de este estudio, la aplicación de diferentes estrategias para prevenir la aparición de calambres, como el consumo de electrolitos o el estirar la zona muscular afectada, carecerían en principio de efectividad. Sin embargo, no se debe excluir la posibilidad de que exista una relación entre el estiramiento muscular y el alivio de los síntomas propios del DAT. Esta observación, en principio anecdótica, se basa en el simple hecho de que ciertos movimientos del tronco que el deportista habitual suele realizar para estirar la zona abdominal, tales como las inclinaciones laterales, posibilitan el elongamiento del músculo cuadrado lumbar. De acuerdo con la teoría anteriormente comentada y que relaciona el origen del DAT con la rigidez muscular en la zona abdominal, pudiera ser que maniobras de este tipo ayudasen a suavizar sus síntomas o incluso provocasen su remisión.

Estado postpandrial

Una de las principales razones por las que se puede explicar el origen del DAT y prácticamente la única en la que parece que hay consenso al respecto, es la influencia que tiene la ingesta de sólidos o líquidos antes o durante la práctica deportiva²³. De hecho, una de las estrategias que parece ser más efectiva a la hora de provocar la aparición de episodios de DAT en personas que participan en estudios destinados a dilucidar sus causas, es la ingesta (de sólidos o líquidos) previa a la realización de ejercicio físico^{5,6}. A este respecto, parece que las bebidas hipertónicas con altas concentraciones de carbohidratos, son las que, con mayor probabilidad, pueden desencadenar un episodio de ETAP^{3,24}.

Una posible explicación del efecto de este tipo de bebidas está basada en la ralentización del vaciado gástrico que provocan, el cual por un lado da lugar a un aumento de la masa gástrica, que se traduciría en un incremento de la tensión que soportan los ligamentos viscerales, y por otro, podría conllevar un incremento de la concentración de gases, lo que tendría como consecuencia un aumento en la distensión gástrica y, por lo tanto, un incremento en la presión a nivel del peritoneo parietal⁹. Ambos sucesos pueden dar lugar a episodios de ETAP, y constituyen la base sobre la que se edifican dos de las causas que con mayor probabilidad pueden explicar el origen del punto, el aumento de tensión en los ligamentos que soportan las vísceras y la irritación peritoneal^{1,2}.

Por todo lo anterior, un recurso que parece efectivo a la hora de prevenir la aparición del DAT sería evitar cualquier tipo de ingesta 1-2 horas antes de la práctica de ejercicio físico y evitar las bebidas ricas en carbohidratos y de alta osmolaridad, como los preparados a base de fruto concentrado. De acuerdo con Morton et al⁴ la ingesta de bebidas isotónicas e incluso de agua (hipotónica), antes o durante la competición, debe ser estrictamente controlada, sobre todo por aquellos deportistas propensos a presentar episodios de DAT. Su dosificación dependerá de las características y hábitos de cada uno de ellos. A este respecto, y siguiendo las recomendaciones de Muir¹⁴, todo deportista debería monitorizar la ingesta de fluidos durante el entrenamiento, como modo de identificar cuáles son aquellos que pueden provocar la aparición del DAT y familiarizarse con el momento y la cantidad de líquido que su organismo le permite ingerir sin que dicha dolencia se origine. Además, debe mantenerse la hidratación durante la práctica deportiva, siempre que sea a expensas de bebidas que el propio deportista haya identificado como no-sintomáticas.

Tensión ligamentosa subdiafragmática

Otro de los hallazgos en torno al origen del DAT sobre los que también parece haber consenso es la influencia que podría tener la modalidad deportiva practicada. Así, se ha comprobado que en la carrera el DAT presenta una probabilidad de aparición dos veces mayor que en la caminata⁸, mientras que en otros deportes como el ciclismo y el remo dicha probabilidad es menor⁷. A este respecto, Morton y Callister⁹ estudiaron la prevalencia del DAT en 965 deportistas, divididos en seis modalidades diferentes. Tras un seguimiento de un año, los resultados reflejaron que la natación fue el deporte en el que existían más episodios (75%), seguido por la carrera (69%), equitación (62%), prácticas aeróbicas (52%), baloncesto (47%) y ciclismo (32%). Aunque los autores de este estudio no indicaron el nivel competitivo de cada deportista (lo que impide la generalización de los resultados), a partir de los datos obtenidos se puede observar que el DAT se presenta con gran frecuencia en aquellos deportes en los que predominan los movimientos repetitivos del torso, sobre todo en aquellos que implican traslación vertical (como por ejemplo la carrera).

Esta idea también explicaría la alta incidencia encontrada en la equitación, deporte donde ni la exigencia física ni la implicación de la musculatura respiratoria son especialmente importantes, pero en el que el tronco experimenta movimientos de ascenso y descenso de manera continuada. A este respecto, sería interesante poder identificar la prevalencia que el DAT puede tener en deportes donde la exigencia física y los movimientos del tronco son fundamentales para la obtención del éxito deportivo, como por ejemplo el piragüismo.

Partiendo de la idea de que este tipo de movimientos que el torso experimenta de manera repetitiva suponen un poderoso estímulo para la aparición del DAT¹⁶, surge la teoría ligamentosa subdiafragmática.

Dicha teoría especula con la posibilidad de que algunos de los ligamentos que se extienden desde el diafragma hasta la zona abdominal, y que soportan el peso de las vísceras, sufrirían un aumento de tensión por los movimientos y vibraciones a los que la caja torácica se ve sometida durante las mencionadas prácticas deportivas (fig. 1), lo que se traduciría en primer término en una irritación y posteriormente en la aparición del dolor agudo característico del DAT. El efecto ya comentado del volu-

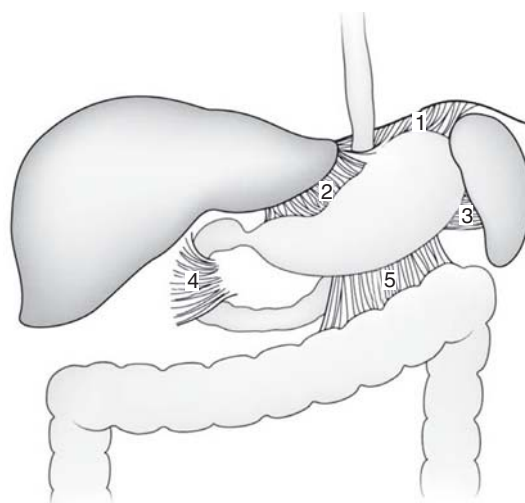


Fig. 1. 1. Ligamento gastrofrénico; 2. Ligamento hepatogástrico; 3. Ligamento gastroesplénico (algunos textos unen los ligamentos 1 y 3, continuándose ambos); 4. Ligamento hepatoduodenal; 5. Ligamento gastrocólico.

men gástrico sobre los ligamentos reforzaría esta teoría. Es más, en algún caso clínico se ha observado cómo la comprensión de la arteria celiaca (ramificación de la aorta que irriga la zona diafragmática y abdominal) por parte del ligamento arcuato (ligamento en forma de arco localizado a nivel del diafragma), fue capaz de provocar una serie de síntomas similares a los del DAT, los cuales desaparecieron una vez liberada la arteria¹¹.

Sin embargo, la alta prevalencia observada en deportes como la natación (donde los movimientos del torso no son tan acusados sobre todo en el plano vertical), la localización subdiafragmática de los ligamentos (teniendo en cuenta el dolor focalizado en la zona abdominal característico del DAT), y la vaga y poco localizada sensación que provoca el dolor visceral (frente a la clara y aguda nocicepción propia del DAT), obligan a pensar en otras etiologías más difícilmente rebatibles⁹.

Irritación peritoneal

Además de las causas anteriormente expuestas, se ha relacionado con el DAT la irritación del peritoneo^{2,14}. Con relación a esto conviene reseñar que dentro de la fisiopatología del dolor abdominal, destaca el dolor somático o parietal, originado por la irritación mecánica o química del peritoneo, y que es exacerbada por estímulos como la marcha²⁵. Dado que la membrana externa del peritoneo se encuentra adherida a la piel y la membrana interna está en contacto con los órganos, el DAT aparecería como resultado de la irritación peritoneal provocada por la fricción entre ambas membranas. Diferentes argumentos apoyan esta hipótesis. Por un lado el peritoneo parietal es sensible a los movimientos del torso y se extiende a lo largo del abdomen, por lo que su irritación podría dar lugar al dolor agudo y localizado en distintas zonas abdominales, síntoma inequívoco del DAT¹⁹. Por otro lado, la distensión estomacal provocada por el estado postprandial, daría lugar a un aumento de la presión interna que aumentaría la fricción entre las membranas, lo que explicaría los efectos de la ingesta antes o durante la práctica deportiva comentados con anterioridad^{8,9}.

Como último argumento a favor de esta teoría, cabe mencionar la existencia de un dolor punzante a nivel del hombro que suele ser concomitante con los episodios de DAT, fenómeno conocido con el nombre de *shoulder tip point* (STP)^{7,8,16}. La zona en la que se suele localizar dicho dolor está inervada por el nervio frénico, el cual también inerva la región subdiafragmática del peritoneo, por lo que cuando este se irrita, la sensación de dolor podría ser transmitida desde la zona abdominal hasta el hombro, proporcionando una explicación lógica a los episodios simultáneos de DAT y STP. De acuerdo con este razonamiento, la etiología del DAT podría ser debida a una simple irritación peritoneal transitoria, si bien, se necesitan más estudios que confirmen esta idea.

Sobrecarga diafragmática

Aunque los estudios científicos sobre las causas del DAT no suelen incluir las opiniones de entrenadores, fisiólogos y otros profesionales del deporte, los conocimientos y opiniones que estos pueden aportar en relación a la etiología del mismo no deben ser obviados, puesto que sus razonamientos combinan el conocimiento teórico con la experiencia práctica. De este modo, factores como los episodios de STP (a sabiendas de que el hombro es una de las zonas de referencia del dolor diafragmático)⁸, la relación entre ciertos órganos próximos al diafrag-

ma (como el estómago) y los episodios de DAT, las evidentes dificultades respiratorias que acompañan su aparición y la posible localización del dolor que este provoca a nivel diafragmático, llevan a pensar que este músculo podría desempeñar un papel fundamental en su etiología²⁶.

De acuerdo con esta teoría, se debe tener en cuenta que cuando se realiza ejercicio físico, el diafragma no sólo se responsabiliza de la mecánica respiratoria, sino que también se ocupa de la estabilización postural, al ayudar a fijar el tronco durante las actividades que suponen variaciones en el centro de gravedad y ofrecer una base estable para que otros músculos puedan rotar y flexionar el tronco de acuerdo con las correspondientes exigencias deportivas²⁷. Además, en su papel de músculo fijador, el diafragma se contrae inconscientemente para facilitar la realización de diferentes movimientos del tronco, incrementando la presión intra-abdominal y favoreciendo la estabilidad vertebral²⁸.

Esta acción se realiza sin problemas en condiciones estáticas, pero durante la práctica de ejercicio físico el diafragma debe ocuparse del incremento en la demanda respiratoria que provoca la misma, por lo que llegaría un momento en el que este músculo no sería capaz de afrontar con eficacia todas las funciones para las que es requerido, y se sobrecargaría²⁹. Además, dado que el diafragma está rodeado por diferentes órganos, como el estómago o el hígado, los cuales experimentan desplazamientos verticales durante algunas prácticas deportivas (*running*, *hípica*), de no existir una adecuada sincronía entre el ritmo respiratorio y los movimientos a los que el tronco es sometido, el diafragma podría elongarse excesivamente y afrontar sus funciones bajo circunstancias muy poco adecuadas, por lo que su trabajo se multiplicaría. De ser esto cierto, el DAT vendría provocado por un síndrome de estrés diafragmático, derivado de la incapacidad de este músculo para afrontar de manera eficaz las diferentes acciones que debe ejecutar durante la práctica deportiva.

A partir de esta hipótesis, diferentes estrategias como el entrenamiento de la musculatura inspiratoria en situaciones similares a las de la práctica deportiva, o la concienciación e integración por parte del deportista de una mecánica ventilatoria basada principalmente en la respiración diafragmática, permitirían combatir y reducir la frecuencia de aparición del DAT. Sin embargo, las últimas investigaciones sobre la fatiga diafragmática inducida por esfuerzo apuntan a que el diafragma la acusa no durante, sino justo tras la finalización del ejercicio físico³⁰, por lo que el hecho de que la sobrecarga diafragmática pudiera ser la causante del DAT no pasa de ser una mera teoría, a la espera de nuevos estudios que puedan responder de manera científica a esta, por ahora, hipótesis sin confirmar.

Consideraciones finales

Partiendo de la base de que ninguna de las teorías expuestas ha sido científicamente confirmada, y puesto que todas presentan ciertos puntos débiles que las hacen merecedoras de argumentos encontrados, podría entenderse el DAT como una dolencia de origen multifactorial, cuya aparición y sintomatología dependen en gran medida de dos factores fundamentales: las características individuales del deportista y las condiciones en las que este se ejercita.

A partir de la descripción de los distintos estudios de casos clínicos aislados y observacionales comentados en este trabajo, se puede extraer como primera conclusión que uno de los factores que mayor riesgo de aparición de DAT conlleva es el de padecer ciertas alteraciones morfo-

funcionales, que se concretan principalmente en la presencia de cifosis^{12,13} y/o el predominio de hipertonicidad muscular a nivel de la cadena cinética responsable de la estabilidad vertebral y de la movilidad de la cadera¹⁴. Por otro lado, y atendiendo a los estudios de casos y de medidas repetidas, especialmente aquellos realizados por Morton et al⁴⁻⁶, las teorías que defienden el origen del DAT a partir de la isquemia diafragmática o de la presencia de calambres en algunos deportistas deben ser rechazadas, mientras que parece confirmado que la ingesta de determinados fluidos antes y durante la competición suponen un claro factor de riesgo.

De acuerdo con estos autores, y a partir de los resultados observados en sus estudios de prevalencia⁷⁻⁹, el estrés que deben soportar los ligamentos viscerales en ciertas prácticas deportivas y la irritación peritoneal que podría ser causada por los movimientos que la caja torácica realiza durante las mismas, pueden ser aceptados como las dos hipótesis que de un modo más acertado parecen explicar el origen del DAT. Sin embargo, el hecho de que en la natación o el ciclismo (donde los movimientos del tronco son menos bruscos y más pausados) se registren episodios de DAT, pone de manifiesto la necesidad de que se realicen más estudios sobre esta dolencia.

De todos modos, y a pesar de su etiología desconocida, los principales estudios realizados sobre el DAT (tabla 1), aportan diversas estrategias que parecen tener cierta eficacia a la hora de aliviar sus síntomas e incluso pueden prevenir su aparición³¹. Por ello, y aunque en la mayoría de los casos la ciencia todavía no ha encontrado una explicación racional que fundamente su éxito, los deportistas propensos a padecer DAT pueden seguir las siguientes recomendaciones:

- Modificación del patrón respiratorio: el efectuar inspiraciones profundas³ o el emplear la respiración abdominal²⁶ son maniobras que pueden reducir la intensidad de los síntomas del DAT, una vez este se ha manifestado.
- Movilización de la zona abdominal: ciertas estrategias tales como estirar la zona afectada, realizar flexiones profundas del tronco⁹, aplicar presión manual sobre la zona³¹, o tratar de incrementar la tensión de la musculatura abdominal mediante contracciones máximas voluntarias³, parecen ser las soluciones más eficaces empleadas por los deportistas cuando el DAT se presenta.
- Control dietético: la ingesta de suplementos energéticos hipertónicos (sólidos o líquidos) y sus efectos en el organismo del deportista deben

Tabla 1
Características de los principales estudios sobre la etiología del dolor abdominal transitorio

Autores	Hipótesis principal	Abordaje metodológico	Resultados	Estrategias de control proporcionadas
Sinclair ¹⁶	El DAT depende del nivel de forma física	Seguimiento de 30 corredores durante 8 competiciones	Relación inversa entre nivel de forma física y riesgo de padecer DAT	Estiramiento muscular de la zona en la que el dolor se localiza
Plunkket y Hopkins ³	Un aumento de la concentración plasmática a nivel visceral puede provocar DAT	Ingesta de fluidos durante la realización de una prueba de esfuerzo a 10 sujetos propensos a padecer DAT	La ingesta de bebidas hipertónicas es un claro factor de riesgo de aparición de DAT. Las bebidas isotónicas conllevan un riesgo menor que la ingesta de agua	Controlar la ingesta de bebidas antes y durante la competición. Flexión profunda de tronco, contracción muscular abdominal máxima, fijar un cinturón a la altura de la cintura
Morton et al ⁴	El riesgo de padecer DAT depende del tipo de fluido ingerido	Comparación del efecto que tiene ingerir líquidos de diferente concentración mientras se realiza ejercicio en 40 sujetos propensos a presentar DAT	La ingesta de grandes cantidades de líquido aumenta el riesgo de DAT, especialmente las bebidas a base de zumos concentrados, seguidas de las bebidas energéticas y del agua	Los deportistas deben monitorizar la ingesta de líquidos durante el entrenamiento e identificar aquellas bebidas que favorecen la aparición del DAT
Morton y Callister ⁵	La función pulmonar se ve afectada durante un episodio de DAT	Valoración espirométrica a 28 sujetos (14 que experimentan DAT durante la prueba de esfuerzo frente a 14 que no lo presentan)	La capacidad pulmonar y la función inspiratoria no se ven afectadas durante un episodio de DAT. El diafragma no está directamente implicado en el origen del DAT	Adquirir un patrón respiratorio abdominal y realizar espiraciones forzadas no serían eficaces, en cuanto el diafragma no está involucrado en el DAT
Morton y Callister ⁶	Si el calambre muscular es el responsable del DAT, la actividad electromiográfica de la zona en la que se presenta debería verse aumentada	Valoración electromiográfica a 28 sujetos (14 que experimentan DAT durante una prueba de esfuerzo frente a 14 que no lo presentan)	La actividad electromiográfica de la zona abdominal no se ve afectada cuando el DAT se presenta	No está claro por qué estirar la zona afectada por el DAT puede ser un remedio eficaz
Morton y Callister ⁹	La prevalencia del DAT puede depender de la modalidad deportiva practicada	Administración de un cuestionario a 965 sujetos practicantes de 6 modalidades deportivas diferentes	El DAT presenta una frecuencia de aparición muy superior en aquellos deportes que implican movimientos del tronco	El DAT puede tener su origen en la irritación peritoneal provocada por los movimientos repetitivos del torso. Dominar la técnica deportiva
Morton et al ⁸	La prevalencia del DAT puede variar en función de ciertas características individuales del deportista	Administración de un cuestionario a 848 participantes en una carrera popular	Factores como el sexo o el IMC no se relacionan con el DAT, mientras que la edad, o la ingesta de fluidos tienen cierta influencia sobre su aparición	Evitar la ingesta de sólidos o líquidos dos horas antes de la competición. No es necesario un calentamiento especial pre-competitivo

DAT: dolor abdominal transitorio; IMC: índice de masa corporal.

ser monitorizados y controlados durante el entrenamiento, con el propósito de identificar posibles factores desencadenantes de episodios de DAT y evitar su aparición durante las competiciones.

- Manipulación torácica y espinal: en aquellos casos en los que se sospeche que tanto la alteración de la ortostática postural como la excesiva tonicidad muscular pueden causar DAT, un abordaje fisioterápico, basado en técnicas de manipulación torácica y de movilización y estiramiento de la musculatura vertebral y abdominal (especialmente del psoas-íliaco y del cuadrado lumbar), podrían reducir significativamente el impacto que esta dolencia tiene en el deportista¹⁴.

Conclusiones

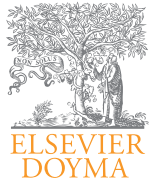
A pesar del creciente interés científico que viene suscitando el DAT, este continúa siendo un fenómeno de etiología desconocida, si bien teorías basadas en el estrés soportado por los ligamentos subdiafragmáticos y en la irritación peritoneal provocada por los movimientos repetitivos del torso, aportan una explicación racional sobre su posible origen. Los resultados de los estudios de casos y observacionales aportan estrategias para reducir la intensidad de los síntomas del DAT y prevenir su aparición. Sin embargo, la ausencia de una explicación científica coherente sobre la eficacia de gran parte de las mismas, pone de manifiesto la necesidad de que se realicen más investigaciones al respecto.

Agradecimientos

El autor de este artículo quiere mostrar su agradecimiento al Dr. Darren Morton por la información facilitada, así como al Dr. Vicente Martín y a la Profesora Silvia Varela por su desinteresada colaboración en la realización del mismo.

Bibliografía

1. Morton D. Exercise related transient abdominal pain. *Br J Sports Med.* 2003;37(4):287-8.
2. Eichner E. Stitch in the side: causes, workup and solutions. (Abstract) *Curr Sports Med Rep.* 2006;5(6):289-92.
3. Plunkket B, Hopkins W. Investigation of the side pain "stitch" induced by running after fluid ingestion. *Med Sci Sport Exerc.* 1999;31(8):1169-75.
4. Morton D, Aragón-Vargas L, Callister R. Effect of ingested fluid composition on exercise-related transient abdominal pain. *Int J Sport Nutr Exerc Metab.* 2004;14(2):197-208.
5. Morton D, Callister R. Spirometry measurements during an episode of exercise-related transient abdominal pain. *Int J Sports Physiol Perform.* 2006;1(4):336-46.
6. Morton D, Callister R. EMG activity is not elevated during exercise-related transient abdominal pain. *J Sci Med Sport.* 2008;11(6):569-74.
7. Morton D, Callister R. Factors influencing exercise-related transient abdominal pain. *Med Sci Sport Exerc.* 2002;34(5):745-9.
8. Morton D, Richards D, Callister R. Epidemiology of exercise-related transient abdominal pain at the Sydney City to Surf community run. *J Sci Med Sport.* 2005;8(2):152-62.
9. Morton D, Callister R. Characteristics and etiology of exercise-related transient abdominal pain. *Med Sci Sport Exerc.* 2000;32(2):432-8.
10. Dimeo F, Peters J, Guderian H. Abdominal pain in long distance runners: case report and analysis of the literature. *Br J Sports Med.* 2004;38(5):E24.
11. Desmond C, Roberts S. Exercise-related abdominal pain as a manifestation of the median arcuate ligament syndrome. *Scand J Gastroenterol.* 2004;39(12):1310-3.
12. Morton D, Aune T. Runner's stitch and the thoracic spine. *Br J Sports Med.* 2004;38(2):240.
13. Morton D, Callister R. Influence of posture and body type on the experience of exercise-related transient abdominal pain. *Sci Med Sport.* 2009 doi: 10.1016/j.jsams.2009.10.487 .
14. Muir B. Exercise related transient abdominal pain: a case report and review of the literature. *J Can Chiropr Assoc.* 2009;53(4):251-60.
15. Netter F. Atlas of Human Anatomy. Plate 246. Summit, New Jersey: Ciba-Geigy Corporation; 1994.
16. Sinclair JD. Stitch: The side pain of athletes. *New Zealand Med J.* 1951;50(280):607-12.
17. Capps J, Coleman G. Experimental observations on the localisation of pain sense in the parietal and diaphragmatic peritoneum. *Arch Intern Med.* 1922;30(6):778-9.
18. Capps R. Causes of the so-called side ache in normal persons. *Arch Internal Med.* 1941;68(1):94-101.
19. Schleifer L, Ley R, Spalding T. A hyperventilation theory of job stress and musculoskeletal disorders. *Am J Ind Med.* 2002;41(5):420-32.
20. Jammes Y, Zattara-Hartmann M, Badier M. Functional consequences of acute and chronic hypoxia on respiratory and skeletal muscles in mammals. *Comp Biochem Physiol A Physiol.* 1997;118(1):15-22.
21. Romer L, Polkey I. Exercise-induced respiratory muscle fatigue: implications for performance. *J Appl Physiol.* 2008;104(3):879-88.
22. Sheel A, Derchak P, Morgan B, Pegelow D, Jacques A, Dempsey J. Fatiguing inspiratory muscle work causes reflex reduction in resting leg blood flow in humans. *J Physiol.* 2001;15:537(Pt 1):277-89.
23. Anderson O. A stitch in time can ruin a race. *Peak Performance.* 1992;21:1-4.
24. Rehrer N, van Kemenade M, Meester W, Brouns F, Saris W. Gastrointestinal complaints in relation to dietary intake in triathletes. *Int J Sport Nutr.* 1992;2(1):48-59.
25. Utili F. Dolor Abdominal en Urgencia [Internet]. Chile: Pontificia Universidad Católica; 2009 [citado 28 feb 2010]. Disponible en: http://www.urgenciauc.com/profesion/pdf/Dolor_Abdominal.pdf.
26. Whitesides B. The side ache solution. [Libro en línea]. Grand Junction, Colorado: Better Runner; 2009 [citado 11 ene 2010]. Disponible en: <http://sideachesolution.com/>.
27. Hodges P, Gandevia S. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol.* 2000;89(3):967-76.
28. Hodges P, Eriksson A, Shirley D, Gandevia S. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *J Biomech.* 2005;38(9):1873-80.
29. Hodges P, Heijnen I, Gandevia S. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *J Physiol.* 2001;537(Pt 3):999-1008.
30. Kabitz H, Walker D, Walterspacher S, Sonntag F, Schwoerer A, Roecker K, et al. Independence of exercise-induced diaphragmatic fatigue from ventilatory demands. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008;161(2):101-7.
31. McCrory P. A stitch in time. *Br J Sports Med.* 2007;41(3):125.



Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2010;3(3):110-120

www.elsevier.es/ramd



Revisión

Actividad física y calidad de vida relacionada con la salud: revisión sistemática de la evidencia actual

R. Ramírez-Vélez

Faculty of Health. School of Basic Medical Sciences. Department of Basic Health Sciences. University of Valle. Valle del Cauca. Colombia.

Historia del artículo:

Recibido el 12 de abril de 2010

Aceptado el 2 de mayo de 2010

Palabras clave:

Actividad física.

Calidad de vida relacionada con la salud.

Evidencia.

Key words:

Physical activity.

Health-related quality of life.

Evidence.

RESUMEN

El objetivo de esta revisión fue actualizar los efectos de la actividad física (AF) sobre la calidad de vida relacionada con la salud (CVRS). Una búsqueda sistemática se realizó en *Medline* y *PubMed Central* entre 1999 y 2009, con los descriptores calidad de vida y actividad física en los títulos, resúmenes o campos de indexación. De más de 500 referencias, 128 citas fueron elegidas para nueva evaluación. Veintidós estudios fueron seleccionados para la extracción de datos y análisis; doce eran estudios transversales, tres estudios de cohorte, seis ensayos clínicos controlados aleatorios y un estudio adoptó el diseño transversal y retrospectivo. Los resultados de los estudios mostraron asociaciones y relaciones consistentemente positivas entre el auto-reporte y los niveles de la AF con la CVRS, a pesar de las limitaciones metodológicas. Se presentan algunas reflexiones y consideraciones psicométricas de los cuestionarios más utilizados en este contexto.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

Physical activity and health-related quality of life: a systematic review of current evidence

The objective of this review was to update the effects of physical activity (PA) on the quality of life related to health (HRQOL). A systematic search was conducted in *Medline* and *PubMed Central* from 1999 to 2009, with the descriptors quality of life and physical activity in titles, abstracts or index fields. Of more than 500 references, 128 citations were selected for further evaluation. Twenty four studies were selected for data extraction and analysis, twelve were cross-sectional studies, three cohort studies, six randomized controlled trials and one study adopted a cross-sectional and retrospective. The results of the studies showed consistently positive associations and relationships between self-report levels of HRQL and PA despite methodological limitations. It also offers some thoughts and considerations more psychometric questionnaires used in this context.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondencia:

Robinson Ramírez-Vélez.

University of Valle.

Street 4B 36-00 San Fernando.

Faculty of Health, School of Basic Medical Sciences,

Department of Basic Health Sciences.

Building 116. Office 5005.

Santiago de Cali, Valle del Cauca. Colombia.

Correo electrónico: robin640@hotmail.com

Introducción

Desde que la Organización Mundial de la Salud (OMS), en 1952, comenzó a definir la salud no sólo como la ausencia de la enfermedad, sino también como “un estado de completo bienestar físico, mental y social”, el término calidad de vida se convirtió en una importante variable para el estudio de los efectos de intervenciones en la práctica asistencial y de investigación clínica¹. Calidad de vida es un concepto subjetivo y multidimensional construido por la experiencia de cada persona, donde se considera cada contexto de su cultura y el correspondiente sistema de valores, de los que esta forma parte. Este concepto parte desde la propia percepción que el individuo tiene de sí mismo, libre de juicios y valores externos a él². Un aspecto importante es que la calidad de vida depende de muchos otros factores además de la salud física, por lo cual algunos investigadores prefieren usar en estos casos el término “calidad de vida relacionada con la salud” (CVRS) (*Health-Related Quality of Life*)³.

El Grupo de Calidad de Vida de la OMS define CVRS como: “La percepción del individuo de su posición en la vida en el contexto de la cultura y sistema de valores, que él vive en relación con sus objetivos, expectativas, patrones y preocupaciones” (WHOQOL GROUP, 1995)⁴. Este aspecto se ha convertido en los últimos años en un objetivo importante del área de la salud colectiva y su evaluación viene siendo considerada como una nueva estrategia introducida para el análisis de los resultados de los programas terapéuticos⁵, reforzando el consenso de que los indicadores utilizados tradicionalmente en el área de la salud, como el control de los síntomas, los índices de mortalidad y la expectativa de vida, no bastan, por sí solos, como estimaciones de la eficacia y efectividad de los programas e intervenciones introducidas, para evaluar la percepción de la salud⁶.

El beneficio de la práctica regular de algún tipo de actividad física (AF) y de los riesgos derivados de un estilo de vida sedentario han sido objeto de investigación en numerosos estudios epidemiológicos observacionales⁶. Se ha demostrado que el riesgo de padecer enfermedades crónicas no transmisibles (ECNT), aumenta cuando no se realiza una dosis mínima de actividad física regular. La capacidad física por VO_{2max} es

un indicador en la aparición de ECNT⁶. También se conoce que personas sedentarias tienen una vida cerca de dos años más corta que sus contemporáneos más activos, y se ha demostrado la asociación que existe entre una menor percepción en la CVRS, con una menor CF o con bajos niveles de AF, en mayor proporción en individuos sedentarios⁶.

Racionalidad del presente estudio

La investigación de la CVRS y la AF generalmente se ha centrado en estudiar poblaciones con ECNT (por ejemplo, enfermedades cardiovasculares, artritis, enfermedades pulmonares, cáncer, etc.). Sin embargo, demostrar la asociación positiva entre niveles saludables de AF y una mejor percepción en la CVRS podría proporcionar a los individuos sanos motivación para ser más activos, y no sólo el clásico efecto de disminuir el riesgo por enfermedades crónicas. El objetivo de esta revisión fue analizar de manera sistemática: a) las consideraciones psicométricas de los cuestionarios que evalúen la CVRS más utilizados en este contexto y, b) los datos que examinen los efectos de la AF sobre la CVRS en población adulta (> 18 años), en los últimos 10 años (1999 a 2009).

Material y métodos

Consideraciones psicométricas: validez y confiabilidad

La primera fase de este estudio consistió en la revisión sistemática de la literatura biomédica acerca de las bases científicas y propiedades psicométricas de los instrumentos más utilizados para evaluar la CVRS. Para este fin, se realizó una búsqueda en las bases de datos LILACS (Centro Latinoamericano y del Caribe de Información en Ciencias de la Salud) [<http://bases.bvsalud.org>] y Medline-PubMed Central [<http://www.nlm.nih.gov>] perteneciente a la *National Library of Medicine* (Biblioteca Nacional de Medicina) de los Estados Unidos.

Estrategia de búsqueda e identificación de estudios: calidad de vida relacionada con la salud y la actividad física

En la segunda fase, se eligieron estudios que exploraban la CVRS y su relación con la AF en la población general (diferenciando poblaciones específicas con condiciones médicas crónicas). Esta búsqueda se realizó entre enero y mayo de 2010 y los artículos se identificaron mediante una búsqueda en la literatura de las bases de datos Medline y PubMed Central en los títulos, resúmenes o campos de indexación. Las palabras clave o descriptores de búsqueda fueron: actividad física y calidad de vida relacionada con la salud (*quality of life, or health status, or health profile, or HRQL, or HRQOL, or QOL and physical activity*) (fig. 1).

Criterios de inclusión

- 1) Artículos con enlace a texto completo
- 2) Artículos que incluyeran en el título los descriptores: *quality of life o health profile o health-related quality of life and physical activity*
- 3) Artículos originales, comunicaciones cortas, cartas y resúmenes
- 4) Estudios en hombres y mujeres
- 5) Estudios en población saludable, con factores de riesgo o enfermedades crónicas
- 6) Ensayos clínicos no controlados
- 7) Ensayos clínicos aleatorizados controlados

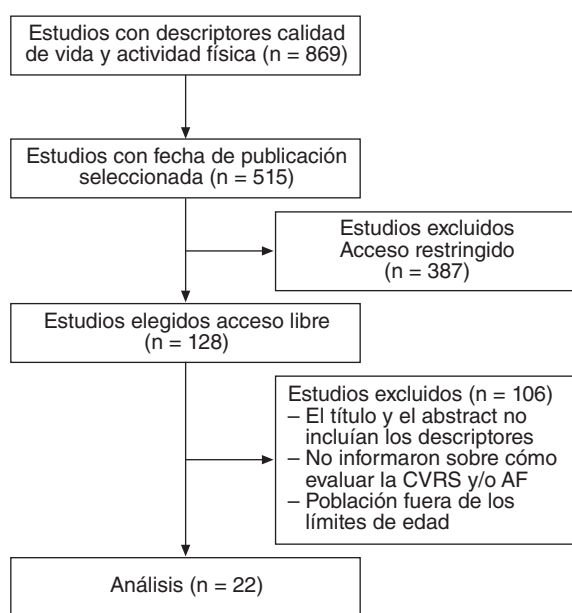


Fig. 1. Etapas de selección de los estudios. AF: actividad física; CVRS: calidad de vida relacionada con la salud.

- 8) Estudios longitudinales y transversales
- 9) Estudios en adultos > de 19 años, publicados en los últimos 10 años (1999 y 2009)
- 10) Estudios en idioma inglés

Resultados

Aportes de la medición de la calidad de vida

Los aportes de la medición de la CVRS incorporan la percepción del paciente como una necesidad en la evaluación de los resultados en salud. Dicha medida tiene validez y fiabilidad y contribuye a la evidencia empírica, bases científicas para el proceso de toma de decisiones en salud teniendo como variable de resultados la CVRS.

Propiedades psicométricas

Actualmente, la literatura biomédica afronta esta medición a través de instrumentos que proporcionan métodos estandarizados de cuantificación, los cuales deben cumplir con algunos requisitos y propiedades psicométricas⁶. Estos lineamientos han sido revisados cuidadosamente por Bombardier y Tugwell desde los años ochenta⁷. Para este fin se han propuesto algunas consideraciones psicométricas que se enuncian en la tabla 1.

A pesar de la diversidad de opiniones para estimar la CVRS, se han incorporando diferentes cuestionarios e instrumentos para converger en un concepto que se base en la construcción subjetiva y multidimensional, sin restricción de signos y síntomas específicos de la capacidad funcional⁶. Guyatt et al proponen una clasificación en cuanto a categorías de instrumentos para evaluar la CVRS, dividiéndolos en genéricos y específicos¹². Los primeros son útiles para comparar diferentes poblaciones y padecimientos, pero tienen el riesgo de ser poco sensibles a los

cambios clínicos, por lo cual su finalidad es meramente descriptiva. Además permiten la aplicación a una amplia variedad de poblaciones, evaluando aspectos relativos en función, disfunción y disconfort físico y emocional. Se subdividen en dos modos de evaluación: el perfil de salud o *health profile* que evalúa el estado de salud y las medidas de utilidad o *utility*¹³.

Los perfiles de salud o *health profile* son instrumentos que evalúan el estado de salud según diferentes aspectos referentes a la calidad de vida de las personas. Generalmente son divididos en subescalas denominadas dominios. Poseen un sistema de conteo de puntos que sumados generan una nota final o un índice. Los instrumentos genéricos más conocidos y comúnmente aplicados en estudios clínicos respecto a AF son: *Sickness Impact Profile (SIP)*, *Nottingham Health Profile (NHP)*, *Medical Outcome Study 36-Short Form Health Survey (SF-36)*^{13,14} (tabla 2). Las medidas de *utility* cuyo origen procede de la Economía y reflejan la preferencia del paciente o individuo se determinan por el estado de salud, tratamiento o intervención. La calidad de vida se evalúa por una escala simplificada que varía de 0,0 a 1,0 (0 = muerte; 1 = salud perfecta). Estas medidas surgen de teorías económicas y de toma de decisiones; reflejan las preferencias de los pacientes en relación con diferentes estados de salud y pueden usarse en estudios de costo-utilidad. Además, presentan algunas ventajas cuando se incorporan como métodos de medida para la mortalidad, y se representan a través de un único resumen de cuenta. Sus desventajas se refieren a las dificultades de los pacientes para determinar valores, pues no revelan en qué dimensión los pacientes mejoran o empeoran, lo cual ha sido previamente descrito en AF y salud⁶. Otra desventaja es el hecho de que son un instrumento aplicable y no focalizan los aspectos de la CVRS de interés específico para el investigador^{15,16}.

Por otra parte, los instrumentos o cuestionarios específicos centran sus valoraciones en aspectos dirigidos a ciertas áreas de interés. Pueden ser específicos para una enfermedad (cáncer, VIH-sida, asma, cardiopatías, diabetes, etc.)^{17,18}, para una función (AF, ejercicio, función sexual, sueño)¹⁹, o para una cierta población (personas mayores, adolescentes e

Tabla 1
Propiedades psicométricas de los cuestionarios para estimar la calidad de vida relacionada con la salud

Propiedad	Definición
Objetivo	Debe evaluar claramente el objetivo del cuestionario: ¿qué enfermedad se va estudiar? y ¿en qué población se va aplicar? Se recomienda usar cuestionarios ya existentes pues muchos de ellos son adecuados y pueden aplicarse a los propósitos del estudio. No existe un cuestionario perfecto, por lo cual debe buscarse su función y aplicación dependiendo del tipo de población con alguna característica particular ⁸⁻¹⁰
Función	Entendida como la capacidad de discriminación, descripción y predicción de la CVRS. La discriminación es la propiedad que sirve para establecer diferencias entre síntomas y enfermedades y es capaz de describir la evolución y detectar cambios en la CVRS a través del tiempo ¹⁰
Preguntas	Se asume que los cuestionarios son la forma habitual para medir la CVRS. Se puede recurrir a un consenso de expertos, investigadores y pacientes para definir las preguntas relevantes. El análisis factorial es un método multivariable que se emplea para explicar las relaciones entre un número importante de variables correlacionadas e identificar unos cuantos factores independientes, que conceptualmente sean significativos ¹⁰
Contenido	Debe incluir dimensiones importantes como el autocuidado, la actividad física (AF), la comunicación, la interacción social, el descanso, las actividades recreativas y las repercusiones emocionales
Sentido biológico	El cuestionario debe comportarse de acuerdo con teorías que se vinculen con la calidad de vida. En la medida en que los instrumentos cumplan con las predicciones clínicas, lograrán mayor credibilidad. Estas mediciones representan un complemento para el cuidado integral del paciente ⁸⁻¹⁰
Factibilidad	Este es un aspecto trascendente; estos instrumentos tienen que ser adecuados para las diferentes culturas en las cuales se aplican. Se debe buscar que las preguntas se entiendan y se acepten para que puedan ser contestadas ^{6,7}
Fiabilidad	Término asignado a la precisión o estabilidad del cuestionario; se refiere al grado en que pueden reproducirse los resultados obtenidos por un procedimiento de medición en las mismas condiciones ⁶
Validez y consistencia	Aproximación que se hace al valor real o "verdadero" de la característica que se quiere medir; más sencillamente, "medir lo que realmente se quiere medir". Una característica que debe tener una medición es la consistencia: los datos obtenidos tendrán calidad científica si durante el proceso de medición pueden ser consistentemente repetibles por el mismo observador u otros ⁶
Exactitud	Es el procedimiento para obtener una medición que se acerque lo mejor posible a la medición "real" y comparable con un índice o una medición previamente estandarizada ^{10,11}

CURS: calidad de vida relacionada con la salud.

Tabla 2

Propiedades psicométricas de los cuestionarios genéricos y específicos más utilizados para evaluar la calidad de vida relacionada con la salud en estudios sobre actividad física

Cuestionario	Categoría o dominios	Función	Objetivo	Validez	Confiabilidad
Cuestionarios genéricos					
<i>The Nottingham Health Profile: NHP Traducción al español</i> ²²	Funcionalidad física, emocional, social, nivel de actividad, percepción del deterioro	Discriminación	Validación	Constructo	Consistencia interna
<i>The Sickness Impact Profile: SIP</i> ²³	Movilidad, físico, emocional, social	Predicción Evaluación	Validación Confiabilidad	Contenido Constructo	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The Sickness Impact Profile: SIP 68 Short Generic Version</i> ²⁴	Funcionalidad, físico, emocional, social, autonomía, satisfacción	Discriminación Predicción Evaluación	Validación Confiabilidad	Constructo	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The Duke Health Profile: DUKE</i> ²⁵	Funcionalidad física, social, emocional, autoestima, dolor, apoyo social	Discriminación Predicción	Validación Confiabilidad	Constructo Criterio	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The general Health Questionnaire: HRQL</i> ²⁶	Funcionalidad, social, emocional, ansiedad	Discriminación	Validación Confiabilidad Descripción	Constructo	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The MOS-Short-form General Health Survey</i> ²⁷	Funcionalidad física, social, emocional, dolor, vitalidad	Discriminación	Validación Confiabilidad	Constructo Criterio	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The Medical Outcomes Study Short-form Health Survey: MOS</i> ²⁸	Funcionalidad física, social, emocional, dolor	Discriminación	Validación Confiabilidad Descripción	Constructo	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The Quality of Well-Being Scale: QWB</i> ²⁹	Funcionalidad física, emocional, social, nivel de actividad, deterioro	Discriminación Predicción	Validación Confiabilidad Descripción	Contenido Constructo	Consistencia interna
<i>The RAND 36-Item Health Survey Questionnaire: RAND-SF-36</i> ³⁰	Funcionalidad física, social, emocional, dolor, energía, fatiga	Discriminación Predicción	Validación Confiabilidad	Constructo	Consistencia interna
<i>The European Research Questionnaire Quality of Life: EUROQOL 5D</i> ³¹	Funcionalidad física, autocuidado, ansiedad, limitación	Discriminación	Validación Confiabilidad	Criterio	Consistencia interna
<i>SF-36</i> ³²	Funcionalidad física, social, emocional, dolor	Discriminación Evaluación	Validación Confiabilidad	Constructo Criterio	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The World Health Organization Quality of Life: WHOQOL - 100</i> ³³	Funcionalidad física, emocional, social, entorno, predicción, valores, autonomía	Discriminación	Validación Confiabilidad	Constructo Criterio	Prueba repetida Consistencia interna
Cuestionarios específicos					
<i>The Chronic Venous Insufficiency Questionnaire: CIVIQ</i> ³⁴	Funcionalidad física, dolor, limitación, disfunción	Discriminación Predicción	Validación Confiabilidad	Constructo Criterio	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The Diabetes Quality of Life Measure: DQOL</i> ³⁵	Satisfacción, metas, distrés, depresión	Discriminación Predicción	Validación	Constructo	Consistencia interna
<i>The Mild Hypertension Vital Signs Quality of Life Questionnaire: VSQOL</i> ³⁶	Dolor, limitación	Discriminación Predicción Evaluación	Validación Confiabilidad	Criterio	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The Goldman Specific Activity Scale</i> ³⁷	Funcionalidad física, dolor, limitación	Discriminación Predicción Evaluación	Validación	Constructo	Prueba repetida Consistencia interna
<i>Quality of life Parkinson Disease Questionnaire: PDQ-39</i> ³⁸	Deterioro neurológico, limitación	Discriminación Predicción	Validación Confiabilidad	Constructo	Consistencia interna
<i>The Medical Outcomes Study (MOS) Short form Health Survey: MOS-HIV</i> ³⁹	Funcionalidad física, social, mental, cognitiva, síntomas, fiebre, fatiga, energía, dolor, distrés	Discriminación	Validación Confiabilidad	Constructo Criterio	Consistencia interna
<i>The Chronic Respiratory Disease Questionnaire: CRQ</i> ⁴⁰	Funcionalidad física, social, mental, dolor, disnea, fatiga	Discriminación Predicción Evaluación	Validación Confiabilidad	Constructo Criterio	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The Health Assessment Questionnaire Disability Index: Spanish HAD-DI</i> ⁴¹	Funcionalidad física, social, emocional, dolor, nivel de actividad	Discriminación Predicción Evaluación	Validación Confiabilidad	Constructo	Prueba repetida Consistencia interna
<i>The Chronic Respiratory Disease Questionnaire: COPD</i> ⁴²	Funcionalidad física, social, mental, energía, fatiga	Discriminación Evaluación	Validación Confiabilidad	Criterio	Prueba repetida Consistencia interna

infantes)^{20,21}. Esta especificidad posibilita una sensibilidad grande en la detección de los matices no aprendidos por los instrumentos genéricos. Actualmente tales medidas son muy utilizadas para estimar el efecto de

la AF en mayores de 65 años, en pacientes con enfermedades crónicas, hospitalizados, en farmacoeconomía y como resultado de intervenciones terapéuticas (tabla 2).

Identificación de estudios de calidad de vida relacionada con la salud y actividad física

La búsqueda inicial con las palabras clave y/o descriptores mencionados arrojó 869 referencias, que disminuyeron a 515 de acuerdo con la fecha de publicación seleccionada. De estos 383 artículos presentaron acceso

limitado y 128 estaban publicados en inglés con acceso libre. La segunda etapa del proceso consistió en la revisión de 120 resúmenes (fig. 1).

Los veintidós estudios que se incluyeron en esta revisión están recogidos en la tabla 3. De estos trabajos, doce eran estudios transversales, tres estudios de cohorte, seis ensayos clínicos controlados aleatorios y un estudio adoptó el diseño transversal y retrospectivo.

Tabla 3

Resumen de estudios recientes sobre el efecto de la actividad física en la calidad de vida relacionada con la salud en sujetos saludables, con factores de riesgo o enfermedades crónicas

Estudio	Población	Diseño	Participación con AF/ Intervención con ejercicio/ Medición de la AF	Medición de la CVRS	Resultados en la CVRS
Aurilio, 2001 ⁴³	74 mujeres sedentarias. Edades entre 30 y 50 años	RCT	Intervenciones: 1. Consejos; 2. Consejos + campañas publicitarias; 3. Consejos + caminatas supervisadas en un período de 12 semanas. Cuestionario genérico que indagaba sobre la práctica de AF durante la última semana	SF-36; PCS	No se encontraron diferencias significativas entre grupos de tratamiento en los tres periodos de medición (línea de base, 4 sem. y 12 sem.) en el PCS. Se observaron cambios significativos en las puntuaciones del SF-36 en el dominio vitalidad entre la línea de base y las 4 sem. de intervención en los grupos 2 y 3, $p < 0,001$
Ashley et al, 2001 ⁴⁴	260 sujetos saludables. Edades entre 40 y 60 años	RCT	Intervenciones: 1. Aconsejar ejercicio; 2. Aconsejar ejercicio + programa estructurado de caminata: 1 h durante 12 semanas	SF-36	No hay pruebas significativas entre grupos que sugieran que caminar mejora la CVRS
Painter et al, 2001 ⁴⁵	200 pacientes que tenían 5 o más años de cirugía post-trasplante hepático. ♀ = 89; ♂ = 111. Edades entre 43 y 56 años	Transversal	Los pacientes fueron clasificados como activos si participaban de programas de AF 3 o más veces por semana durante 30 minutos o más por sesión a una intensidad que calificaron como "algo duro", "duro" o "muy duro" (Borg scale)	SF-36; PCS	Los pacientes que participaron de AF acusaron puntuaciones significativamente más altas en todas las escalas físicas del SF-36 y componente físico (PCS). El ajuste por edad, sexo, tiempo post-trasplante y condiciones de comorbilidad mostró que el número de comorbilidades puede ser mejor percibido en los pacientes con participación regular de AF en las escalas físicas del SF-36 y en el PCS
Greenlund KJ et al, 2002 ⁴⁶	1.475 pacientes > a 18 años post-accidente cerebrovascular ♀ = 907; ♂ = 568	Transversal	Los pacientes fueron clasificados como entrenados si habían participado de un programa de AF y asesoramiento médico al momento de la entrevista	Cuestionario genérico que indagaba sobre el estado de salud general en los últimos 30 días: 1. Salud física buena o mala; 2 Salud mental buena o mala; 3. Limitación de actividades habituales debido a una salud física o mental deficiente	Los pacientes con accidente cerebrovascular que reportaron participación de programas de AF tenían menos días de limitación de sus actividades habituales y mejor percepción de la salud física que los pacientes inactivos
Brown et al, 2003 ⁴⁷	175.850 sujetos > a 18 años	Transversal	Cuestionario genérico de seis preguntas que indagaba sobre la práctica de AF baja, moderada o vigorosa durante la última semana	Cuestionario genérico: HRQL-CDC	Los sujetos que tenían niveles de AF vigorosa durante la última semana fue condición para presentar mejores puntuaciones en la CVRS. OR: 0,65 (IC95%: 0,60-0,74)
Lindholm et al, 2003 ⁴⁸	164 sujetos > a 18 años ♀ = 77; ♂ = 87	Transversal	VO _{2max} : prueba de ejercicio máximo en banda sin fin	SF-36	Se encontró que sujetos con mayores valores de VO _{2max} presentaban mejores resultados en las escalas físicas

(continúa)

Tabla 3Resumen de estudios recientes sobre el efecto de la actividad física en la calidad de vida relacionada con la salud en sujetos saludables, con factores de riesgo o enfermedades crónicas (*continuación*)

Estudio	Población	Diseño	Participación con AF/ Intervención con ejercicio/ Medición de la AF	Medición de la CVRS	Resultados en la CVRS
Riise et al, 2003 ⁴⁹	3.736 sujetos ♀ = 2.071; ♂ = 1.665 Edades entre 40 y 47 años	Transversal	La AF se registró por el número de sesiones y horas por semana	SF-36; PCS; MCS	Mejores niveles de AF se correlacionó con altas calificaciones en las escalas PCS y MCS: $r^2 = 0,03$ en AF vigorosa y $r^2 = 0,01$ en AF ligera
Wendel-Vos et al, 2004 ⁵⁰	1.871 sujetos > a 18 años ♀ = 988; ♂ = 883	Cohorte	Cuestionario de AF europeo (EPIC)	SF-36	Los sujetos con AF > de 1 h por semana durante más de 5 años se asoció significativamente con una mejora en el funcionamiento social ($\beta = 0,38$ ♂ y 0,37 en ♀)
Daskapan et al, 2005 ⁵¹	180 sujetos. Edades entre 17 y 25 años	Transversal	Cuestionario de AF de Paffenbarger	SF-36	Después de ajustar por índice de masa corporal y gasto calórico se encontró una correlación positiva en los dominios del cuestionario SF-36: rol físico, dolor corporal, salud general y vitalidad. Pearson (0,18 a 0,30) $p < 0,05$
Malmberg et al, 2005 ⁵²	3.851 sujetos ♀ = 1.955; ♂ = 1.896. Edades entre 19 y 63 años	Cohorte	Cuestionario de AF en tiempo libre y ocio	Cuestionario genérico que indaga por el estado actual de salud así:	Los sujetos con mayores tasas de enfermedades presentaron regular percepción de su salud y menor participación de AF en su tiempo libre
Abell et al, 2005 ⁵³	212.000 pacientes con diagnóstico clínico de artritis > a 18 años	Transversal	Cuestionario de AF en tiempo libre y ocio. Clasificación como adecuado nivel (saludable) o inadecuado (inactivos) niveles de AF	SF-36	Los pacientes inactivos tenían (OR: 1,2 a 2,4) veces más probabilidades de presentar deterioro de la CVRS comparados con los sujetos que cumplían con las recomendaciones de AF consideradas como saludables
Hirso et al, 2005 ⁵⁴	330 mujeres de mediana edad	Transversal	Cuestionario genérico de tres preguntas que indagaba sobre la condición física pobre, regular o buena	SF-36	Las mujeres que tenían mejor condición física presentaron mejor salud física (OR: 2,2, IC 95%= 1,20-4,05) que sus pares sedentarios
Vuillemin et al, 2005 ⁵⁵	5.654 sujetos de mediana edad (48 años) ♀ = 3.321; ♂ = 2.333	Transversal	Cuestionario que clasifica la AF así: 1. Inactividad: Ausencia de AF regular; 2. AF irregular: una sesión de AF semanal; 3. Actividad moderada: > 60 min/sem; 4. Actividad vigorosa: > 150 min/sem	SF-36; PCS; MCS	El ajuste por nivel de AF (moderada frente a vigorosa o ausencia frente a irregular) mostró la tendencia de que los sujetos que tenían mayor niveles de AF acusaron puntuaciones más altas en los componentes físico (PCS) y mental (MCS)
Brand et al, 2006 ⁵⁶	110 sujetos saludables ♀ = 27; ♂ = 83 Edades entre 36 y 45 años	RCT	Intervenciones: 1. Consejo de AF; 2. Programa de AF moderada: 26 sesiones x 13 semanas	WHOQOL-BREF	La media de CVRS fue mayor en el grupo de intervención (13,7 puntos frente a 2,2 del grupo control); $p < 0,001$ (ajuste por diferencias antes y después de la intervención con el WHOQOL-BREF, y sexo)
Acree et al, 2006 ⁵⁷	110 adultos mayores. Edad promedio 78 años ♀ = 63; ♂ = 49	Transversal	Cuestionario auto-diligenciado de AF (PAR/PAF) en los últimos 7 días. La categoría cero (0) es indicativo de bajo nivel de AF y la categoría diez (10) corresponde a AF vigorosa o mejor capacidad por VO_{2max}	SF-36	La percepción de la CVRS en los ocho dominios del SF-36 fueron significativamente mayores en el grupo de AF vigorosa ($p < 0,05$)

(continúa)

Tabla 3

Resumen de estudios recientes sobre el efecto de la actividad física en la calidad de vida relacionada con la salud en sujetos saludables, con factores de riesgo o enfermedades crónicas (*continuación*)

Estudio	Población	Diseño	Participación con AF/ Intervención con ejercicio/ Medición de la AF	Medición de la CVRS	Resultados en la CVRS
Gusi et al, 2006 ⁵⁸	34 mujeres con diagnóstico clínico de fibromialgia	RCT	Intervenciones: 1. Programa de AF moderada: 3 sesiones semanales durante 3 meses (n = 17); 2. Grupo control: actividades diarias normales, sin ningún tipo de AF programada (n = 17)	EQ-5D	La CVRS mejoró en un 93% (p = 0,007) y el dolor se redujo en un 29% (p = 0,012) en el grupo de intervención con AF. No se reportaron cambios en el grupo control durante todo la intervención
Tessier et al, 2007 ⁵⁹	3.891 sujetos de mediana. Edad promedio 48 años ♀ = 2.247; ♂ = .1644	Cohorte	Cuestionario de modificación de la AF (MAF)	SF-36; PCS; MCS	Se encontró un pequeño cambio en la CVRS (mejores puntuaciones) a medida que se incrementa la AF
Shibata et al, 2007 ⁶⁰	1.211 sujetos de mediana. Edad promedio 98 años ♀ = 577; ♂ = 575	Transversal	IPAQ	SF-8; PCS; MCS	Los individuos que alcanzaron mayores niveles de AF acusaban mejor CVRS, tanto en la PCS como en la MCS
Wolin et al, 2007 ⁶¹	63.152 mujeres. Edades entre 40 y 67 años	Transversal, retrospectivo	Los sujetos informaron de sus hábitos de AF: caminatas y número de subidas de escaleras al día. Estos datos se utilizaron para obtener una puntuación de AF semanal expresados en equivalentes metabólicos (MET)/ horas	SF-36	Un incremento en la AF y MET se asoció con un aumento de la CVRS (análisis 1996-2000) en comparación con el grupo cuyo nivel de AF se mantuvo estable
Bennett et al, 2008 ⁶²	119 sujetos saludables ♀ = 64; ♂ = 55 98 pacientes con diagnóstico clínico de diabetes mellitus ♀ = 36; ♂ = 62	Transversal	VO _{2max} : prueba de ejercicio máximo en banda sin fin	SF-36	Un mejor VO _{2max} se asoció con menor % de grasa y mejores puntuaciones de la CVRS. Este efecto fue más representativo en el grupo con diagnóstico clínico de diabetes mellitus
Morey et al, 2008 ⁶³	400 adultos varones > 65 años	RCT	CHAMPS questionnaire: este cuestionario proporciona dos resultados para el análisis de la AF: 1. Frecuencia de AF; 2. Calorías por semana por práctica de AF. Intervenciones: 1. Consejo con AF; 2. AF y consejo	SF-36	El rendimiento físico (determinado con pruebas de marcha) y equilibrio fue mayor en el grupo que acusó su CVRS como muy buena o excelente
van der Heijde DM et al, 2009 ⁶⁴	ATLAS Study (n = 315) con diagnóstico clínico de espondilias anquilosante. Edad promedio 42,2 años ♀ = 79; ♂ = 236; Open-label Study (n = 288) sujetos saludables. Edad promedio 42,5 años ♀ = 69; ♂ = 219	RCT	BASFI questionnaire. Intervención con AF frente a consejo tres sesiones de 60 min durante 24 semanas	SF-36; PCS; MCS; ASQOL	Los resultados del Open-label Study demostraron que sujetos con mejor función física presentan mejor CVRS. Los resultados del ATLAS Study demostraron que las puntuaciones de los índices BASFI, ASQOL, SF-36 y PCS, son mejores en el grupo con intervención y este efecto se mantuvo durante tres años

AF: actividad física; ASQOL: As Quality of Life Questionnaire; BASFI: Bath as Disease Activity Index; CDC: centers for disease control and prevention; CVRS: calidad de vida relacionada con la salud; EQ-5D®: Index Health-Related Quality of Life; HRQL: Health-Related Quality of Life; IC: intervalo de confianza; IPAQ: International Physical Activity Questionnaire; MCS: Mental Component Scale; OR: odds ratio; PAR /PAF: Physical activity rate/ Perceived ability functional; PCS: Physical Component Scale; RCT: randomized controlled trial; SF-36: Medical Outcome Study Short-Form 36®; WHOQOL-BREF: WHO Health-Related Quality Of Life.

Discusión

El objetivo de esta revisión fue analizar de manera sistemática: a) las consideraciones psicométricas de los cuestionarios que evalúan la CVRS más utilizados en este contexto y, b) los datos que examinen los efectos de la AF sobre la CVRS en población adulta (> 18 años), en los últimos 10 años (1999 a 2009). La medición de la CVRS presenta retos metodológicos que se han venido resolviendo y que han permitido desarrollar instrumentos aplicables a diversas patologías y grupos poblacionales⁶. Generalmente, los estudios no reportan problemas metodológicos a la hora de realizar la medición de la CVRS, aunque queda en evidencia un número muy limitado de estudios que expongan un valor de referencia estándar contra el cual se pueda comparar.

Además, queda demostrado que las dos pruebas más importantes a las cuales se someten las diferentes intervenciones son las de validez y consistencia, ya que es de esta forma como los cuestionarios explican la base científica de su aplicación. Esto es, si los instrumentos miden realmente lo que se quiere medir y si esta medición es consistentemente reproducible por el mismo observador o por otros⁶.

Hoy se conoce que al menos el 60% de la población mundial no completa la cantidad recomendada de AF necesaria para inducir beneficios de salud. Esto se debe en parte a la insuficiente participación de AF durante el tiempo libre y al incremento en el comportamiento sedentario durante las actividades laborales y domésticas⁶⁵. Numerosos mecanismos pueden ser responsables de los efectos asociados con la AF realizada de manera regular sobre la salud y la longevidad, por ello, se recomienda que todos los días se dedique al menos 30 minutos a actividades de moderada intensidad, como montar bicicleta o caminar deprisa⁶⁶. Sin embargo, la prolongación de la vida no siempre se acompaña de una buena calidad de esta.

Ante la creciente evidencia del papel que ejerce la AF sobre el estado de salud general, la CVRS y la esperanza de vida, así como en la prevención de nuevas enfermedades o la progresión de una ya existente. Un reciente metaanálisis, realizado en 2010 en población con diagnóstico clínico de cáncer, demostró asociaciones positivas en los pacientes que participaban de programas regulares de AF, sobre el *fitness* cardiorrespiratorio, la composición corporal, la fatiga, y en la percepción de la CVRS⁶⁷. Asimismo, un incremento en los niveles de AF, en pacientes con insuficiencia cardíaca congestiva demostró tener un impacto significativo en el manejo de los síntomas así como en la exacerbación de la enfermedad⁶⁸. En 2006, resultados de un metaanálisis que incluyó 16 estudios con AF en pacientes con diagnóstico de osteoartritis de rodilla, mostraron modestos efectos en la CVRS, pero con importantes efectos clínicos, como el dolor, la vitalidad y el apoyo social⁶⁹. Otra revisión de la literatura publicada en *Cochrane* (2005) que incluyó estudios clínicos de los últimos trece años, señaló la evidencia, en términos de eficacia y efectividad, de la AF en pacientes con asma⁷⁰. Los autores señalan en sus conclusiones: "...en las personas con asma, la AF puede mejorar el estado cardiopulmonar sin modificar la función pulmonar. Es reconfortante saber que la AF no tiene un efecto adverso sobre la función pulmonar en los pacientes con asma. Por lo tanto, no hay ninguna razón por la que los pacientes no puedan practicar de manera regular programas de AF controlada...".

Asimismo, algunos investigadores han reportado que niveles recomendados de AF considerados como saludables se asocian positivamente con los dominios de la CVRS, es decir mejor percepción o mejor calidad de vida⁶. Un reciente estudio publicado por Vuillemin et al⁷¹ encontró que sujetos que alcanzaban niveles mayores de AF recomen-

dada por los organismos internacionales, presentaban puntuaciones significativamente más altas en casi todas las dimensiones del Cuestionario de Salud SF-12 (versión original del SF-36) comparados con los controles sedentarios. Ware JE Jr et al⁷² y Brown et al⁷³, con diseños similares al estudio de Vuillemin et al, examinaron los efectos de los niveles recomendados de AF sobre la CVRS, mediante la formulación de preguntas de experiencias y comportamientos saludables durante el último mes. Sus resultados mostraron que adultos que cumplían con el nivel recomendado de AF considerado como protector de enfermedades crónicas, acusaban mejor CVRS al compararlos con los adultos que presentaban menores niveles de AF. Resultados de otros estudios transversales como el reportado por Laforge et al⁷⁴ demostraron asociación positiva entre las etapas de cambio o comportamiento (preparación para el ejercicio) y la CVRS evaluada con el Cuestionario de Salud SF-36. Adicionalmente, los adultos que se encontraban en la etapa de mantenimiento presentaron diferencias significativas en todas las dimensiones de la CVRS al compararlos con los individuos que se encontraban en la etapa de pre-contemplación. De la misma manera, Wendel-Vos et al⁵⁰ y Orimoto et al⁷⁵ examinaron la relación entre la cantidad de AF realizada por un individuo saludable y la CVRS, con resultados que demuestran asociaciones y correlaciones positivas a mejores puntuaciones del SF-36.

En general, los resultados de esta revisión demuestran que estudios con diseño transversal y estudios clínicos controlados aleatorios (RCT) mostraron asociación y relaciones consistentemente positivas entre el auto-reporte de la AF y el efecto en la CVRS. Asimismo, se encontró que mayores niveles de AF se relacionaban con mejores percepciones en la CVRS, a pesar de las diferencias, ventajas y limitaciones metodológicas.

Actividad física, SF-36 y CVRS. Un ejemplo en América del Sur

Recientemente, un programa de AF aplicado en medio acuático (12 semanas, 60 minutos, al 60% VO_{2max}) en un grupo de mujeres no institucionalizadas en climaterio^{76,77} utilizando como variable de resultado la CVRS, demostró mejorías (enunciado en porcentaje), de los dominios del SF-36 *dolor corporal* (23%), *rol físico* (22%), *vitalidad* (21%), mientras que la categoría de *rol emocional* y la *salud general*, obtuvieron valores de (18%) y (16%) respectivamente. La figura 2 describe el cambio por grupos de edad en cada uno de los dominios $\chi^2 = p < 0,05$.

Consideraciones finales

La medición de la CVRS presenta retos metodológicos que se han venido resolviendo y que han permitido desarrollar instrumentos aplicables a diversas patologías y grupos poblacionales. Generalmente los estudios agrupados en esta discusión no reportan problemas metodológicos a la hora de realizar la medición de la CVRS y su relación con la AF, aunque queda en evidencia el número limitado de estudios que exponen un valor de referencia estándar contra el cual se pueda comparar. Estos resultados demuestran que estimar de manera objetiva la CVRS como variable de resultado de intervenciones con AF, se asocia significativamente con un mejor estado de salud. Además, los resultados de este trabajo no sólo exponen que una mejor percepción en la CVRS no se limita a resultados en los dominios físicos (PCS), sino también a los aspectos mentales (MCS), incluso en condiciones médicas y en pacientes con ECNT.

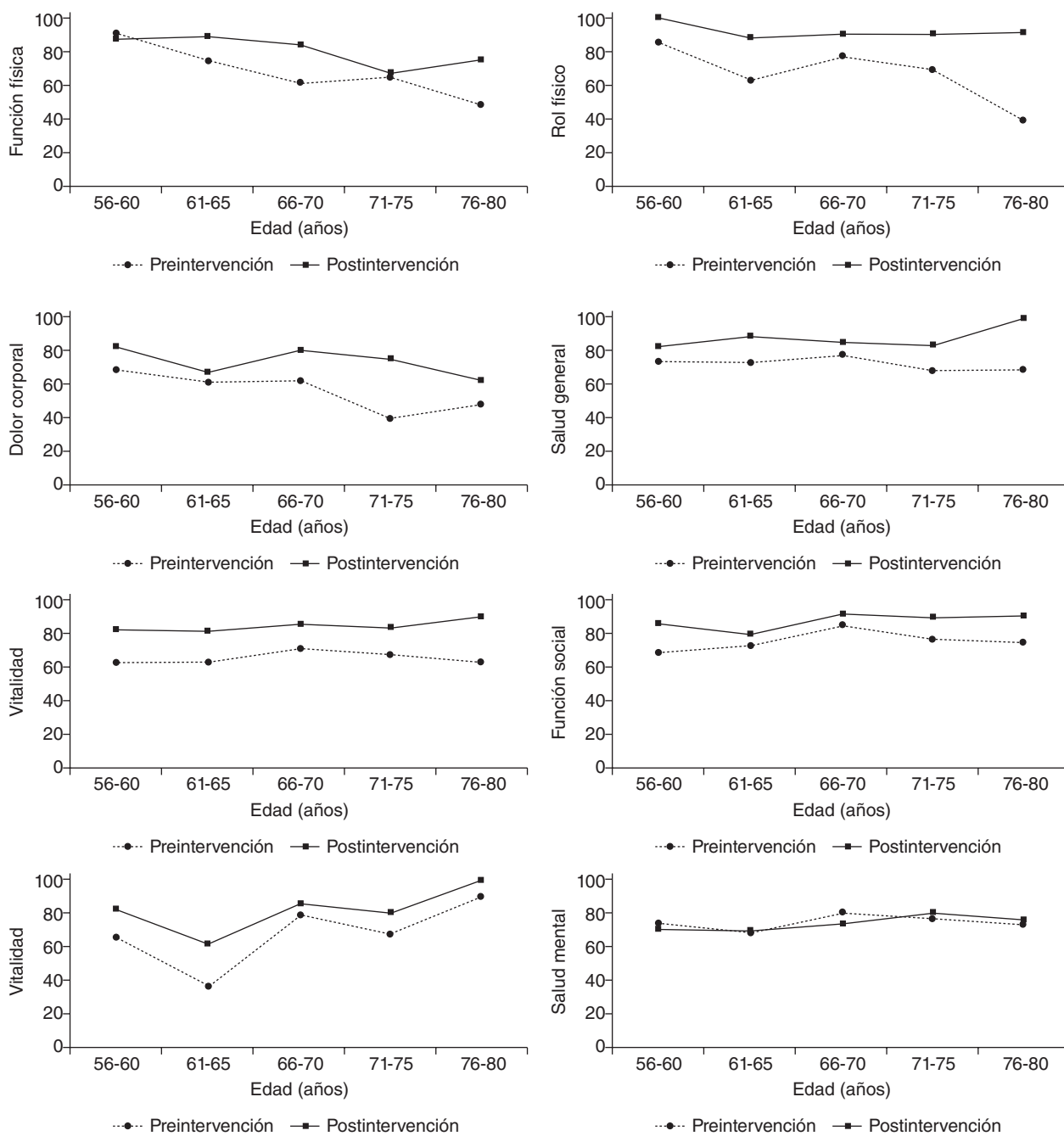


Figura 2. Beneficios percibidos de un grupo de mujeres en climaterio incorporadas a un programa de actividad física terapéutica (n = 50). Dominios del SF-36 según edades. Etapas pre- y postintervención.

El desafío futuro será intentar implementar las diferentes mediciones de la CVRS en los condicionantes ambientales, sociales y culturales que afectan a los grandes colectivos de nuestro entorno, reconociendo que la mayoría de los instrumentos disponibles han sido desarrollados en diferentes idiomas, por lo que su aplicación en el contexto de salud y AF requerirá de métodos válidos y confiables que reconozcan las características particulares donde se apliquen.

Bibliografía

1. World Health Organization. Constitution of the World Health Organization. Handbook of basic documents. Geneva: Palais des Nations; 1952.
2. Rucci P, Rossi A, Mauri M, Maina G, Pieraccini F, Pallanti S, et al; Group Equip. Validity and reliability of quality of life, enjoyment and satisfaction questionnaire, short form. *Epidemiol Psichiatr Soc.* 2007;16:79-89.
3. Vilagut G, Ferrer M, Rajmil L, Rebollo P, Permanyer-Miralda G, Quintana JM, et al. El cuestionario SF-36 español: una década de experiencias y nuevos desarrollos. *Gac Sanit.* 2005;19:135-50.
4. WHOQOL Group. The World Health Organization Quality of Life Assessment (WHOQOL): position paper from the World Health Organization. Special issue "Quality of life". *Soc Sci Med.* 1995;10:1403-9.
5. Nordenfelt L. Introduction. En: Nordenfelt L, editor. *Concepts and measurement of quality of life in health care.* Dordrech, Boston, London: Kluwer Academic publishers; 1994. p. 1-15.
6. Ramírez-Vélez R. Calidad de vida relacionada con la salud como medida de resultados en salud: revisión sistemática de la literatura. *Rev Col Cardiol.* 2007;14:207-22.
7. Bombardier C, Tugwell P. Methodologic considerations in functional assessment. *J Rheumatol.* 1987;14(Suppl 15):6-12.

8. Patrick D, Deyo R. Generic and disease specific measures in assessing health status and quality of life. *Med Care*. 1989;27:217-32.
9. Cardiel M. ¿Cómo se evalúa la calidad de vida? En: *Temas de medicina interna. Epidemiología clínica. Asociación de Medicina Interna de México*, A. C. México, D.F.: Interamericana; 1994. p. 359-68.
10. Badia X, Lizán T. Estudios de calidad de vida. En: Martín Zurro A, Cano Pérez FJ, editores. *Atención primaria. Conceptos, organización y práctica clínica*. Madrid: Elsevier; 2001. p. 250-61.
11. Bonomi A, Patrick D, Bushnell D, Martin M. Validation of the United States version of World Health Organization quality of life (WHOQOL) instrument. *J Clin Epidemiol*. 2000;53:1-12.
12. Guyatt G, Feeny D, Patrick D. Measuring health-related quality of life. *Ann Intern Med*. 1993;118:622-9.
13. Mahler D, Mackowiak J. Evaluation of the short-form 36-item questionnaire to measure health-related quality of life in patients with COPD. *Chest*. 1995;107:1585-9.
14. Jones P. Application of quality – of –life measures in chronic obstructive pulmonary disease. *Clin Pulm Med*. 1997;4:131-4.
15. Paschoal S. Qualidade de vida do idoso: elaboração de um instrumento que privilegia sua opinião. prometo de pesquisa apresentado para examen de Qualificacao Programa de Pós-Graduacao da Faculdade de Medicina da USP; 2000.
16. Velarde-Jurado E, Ávila-Figueroa C. Consideraciones metodológicas para evaluar la calidad de vida. *Salud Pública Mex*. 2002;44:448-63.
17. Kiessling A, Henriksson P. Time trends of chest pain symptoms and health related quality of life in coronary artery disease. *Health Qual Life Outcomes*. 2007;5:13-9.
18. Simpson E, Pilote L. Quality of life after acute myocardial infarction: A comparison of diabetic versus non-diabetic acute myocardial infarction patients in Quebec acute care hospitals. *Health Qual Life Outcomes*. 2005;3: 79-84.
19. Veenstra M, Pettersen K, Rollag A, Stavem K. Association of changes in health-related quality of life in coronary heart disease with coronary procedures and sociodemographic characteristics. *Health Qual Life Outcomes*. 2004;2:56-9.
20. King M, Whipple R, Gruman C, Judge J, Schmidt J, Wolfson L. The performance enhancement project: improving physical performance in older adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83:1060-9.
21. Siscovick D, Fried L, Mittelmark M, Rutan G, Bild D, O'Leary D. Exercise intensity and subclinical cardiovascular disease in the elderly. The Cardiovascular Health Study. *Am J Epidemiol*. 1997;145:977-86.
22. Fletcher A, Hunt B, Bulpitt C. Evaluation of quality of life in clinical trials of cardiovascular disease. *J Chron Dis*. 1987;40:557-66.
23. Bergner M, Bobbitt R, Carter W, Gilson B. The sickness impact profile: Development and final revision of a health status measure. *Med Care*. 1981; 19:787-805.
24. Bruin A, Buys M, Witte L, Diederiks P. The sickness impact profile: SIP 68, a short generic version. First evaluation of the reliability and reproducibility. *J Clin Epidemiol*. 1994;47:863-71.
25. Parkerson G, Broadhead W, Chiu-Kit J. The Duke health profile. A 17- Item measure of health and dysfunction. *Med Care*. 1990;28:1056-71.
26. Ware JE, Sherbourne CD. The Health related quality of life: HRQOL. *Med Care*. 1992;30:473-83.
27. Stewart A, Hays R, Ware J. The MOS short-form general health survey: Reliability and validity in a patient population. *Med Care*. 1988;26:724-32.
28. Bindman A, Keane D, Laurie N. Measuring health changes among severely ill patients. *Med Care*. 1990;28:1142-52.
29. Czyzewski D, Mariotto M, Bartholomew L, LeCompte, Sockrider MM. Measurement of quality of well being in a child and adolescent cystic fibrosis population. *Med Care*. 1994;32:965-72.
30. Sherbourne C, Hays R, Fleishman J, Vitiello B, Magurder K, Bing E, et al. Impact of psychiatric conditions on health-related quality of life in persons with HIV infection. *Am J Psychiatry*. 2000;157:248-54.
31. Badia X, Rosset M, Herdman M. Feasibility, validity EUROQOL 5D. *Qual Life Res*. 1999;8:41-3.
32. Zúñiga A, Carrillo J, Fos P, Gandek B, Medina M. Evaluación del estado de salud con la encuesta SF-36. Resultados preliminares en México. *Salud Públ Mex*. 1999;41:110-8.
33. Williams J. Reflections on assessing quality of life and the WHOQOL-100 U.S. version. *J Clin Epidemiol*. 2000;53:13-7.
34. Launois R, Reboul M, Henry B. Construction and validation of a quality of life questionnaire in chronic lower limb venous insufficiency (CIVIQ). *Qual Life Res*. 1996;5:539-54.
35. Parkerson G, Connis R, Broadhead W. Disease-specific versus generic measurement of health-related quality of life in insulin-dependent diabetic patients. *Med Care*. 1993;31:629-39.
36. Leidy N, Schmier K, Bonomi A, Legro M, Zyczynski T, Kong B. Psychometric properties of VSQIQ in black patients with mild hypertension vital signs quality of life questionnaire. *J Natl Med Assoc*. 2000;92:550-7.
37. Goldman L, Hashimoto B, Cook E. Comparative reproducibility and validity of systems for assessing cardiovascular functional class: Advantages of a new specific activity scale. *Circulation*. 1981;64:1227-32.
38. Bushnoll M, Mona M. Quality of life Parkinson's Disease: Translation and validation of the US Parkinson disease questionnaire: PDQ-39. *Qual Life Res*. 1999;8:345-50.
39. Wachtel T, Pitte J, Mor V, Stein M, Fleishman J, Carpenter C. Quality of life in persons with human immunodeficiency virus infection: Measurement by the medical outcomes study instrument. *Ann Intern Med*. 1992;116:129-37.
40. Wyrwich K, Tierney W, Wolinsky. Further evidence supporting a semi-based criterion for identifying meaningful intra-individual changes in health-related quality of life. *Clin Epidemiol*. 1999;52:861-73.
41. Cardiel M, Abello-Banfi M, Ruiz-Mercado R, Alarcón-Segovia D. How to measure health status in rheumatoid arthritis non-English speaking patients: Validation of Spanish version of the health assessment questionnaire disability index (Spanish HAD-DI). *Clin Exp Rheumatol*. 1993;11:117-21.
42. Mahler D. How should health-related quality of life be assessed in patients with: COPD. *Chest*. 2000;117(Suppl):54-7.
43. Aurilio L. Promotion of adoption and adherence to regular leisure-time walking behavior in healthy mid-life women: a randomized controlled study. Pittsburgh, USA: University of Pittsburgh; 2000.
44. Ashley A, Lloyd A, Lamb S, Bartlett H. Is health-related quality of life a suitable outcome measure for evaluating health promotion programmes? *NT Res*. 2001;6:671-81.
45. Painter P, Krasnoff J, Paul SM, Ascher NL. Physical activity and health-related quality of life in liver transplant recipients. *Liver Transpl*. 2001;7:213-9.
46. Greenlund KJ, Giles WH, Keenan NL, Croft JB, Mensah GA. Physician advice, patient actions, and health-related quality of life in secondary prevention of stroke through diet and exercise. *Stroke*. 2002;33:565-70.
47. Brown DW, Brown DR, Heath GW, Balluz L, Giles WH, Ford ES, et al. Associations between physical activity dose and health-related quality of life. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36:890-6.
48. Lindholm E, Brevinge H, Bergh CH, Korner U, Lundholm K. Relationships between self-reported health related quality of life and measures of standardized exercise capacity and metabolic efficiency in a middle-aged and aged healthy population. *Qual Life Res*. 2003;12:575-82.
49. Riise T, Moen BE, Nortvedt MW. Occupation, lifestyle factors and health-related quality of life: The Hordaland Health Study. *J Occup Environ Med*. 2003;45:324-32.
50. Wendel-Vos GC, Schuit AJ, Tijhuis MA, Kromhout D. Leisure time physical activity and health-related quality of life: cross-sectional and longitudinal associations. *Qual Life Res*. 2004;13:667-77.
51. Daskapan A, Tuzun E, Eker L. Relationship between physical activity level and health related quality of life among university students. *Saudi Med J*. 2005;26:1026-8.
52. Malmberg J, Miilunpalo S, Pasanen M, Vuori I, Oja P. Characteristics of leisure time physical activity associated with risk of decline in perceived health – a 10-year follow-up of middle-aged and elderly men and women. *Prev Med*. 2005;41:141-50.
53. Abell JE, Hootman JM, Zack MM, Moriarty D, Helmick CG. Physical activity and health related quality of life among people with arthritis. *J Epidemiol Community Health*. 2005;59:380-5.
54. Hirsso P, Rajala U, Laakso M, Hiltunen L, Härkönen P, Keinänen-Kiukkaaniemi S. Health-related quality of life and physical well-being among a 63-year-old cohort of women with androgenetic alopecia; a Finnish population-based study. *Health Qual Life Outcomes*. 2005 24;3:49.
55. Vuillemin A, Boini S, Bertrais S, Tessier S, Oppert JM, Herberg S, et al. Leisure time physical activity and health-related quality of life. *Prev Med*. 2005;41:562-9.
56. Brand R, Schlicht W, Grossmann K, Duhsen R. Effect of a physical exercise intervention on employees' perceptions of quality of life: a randomized controlled trial. *Preventiv Med*. 2006;51:14-23.
57. Acree LS, Longfors J, Fjeldstad AS, Fjeldstad C, Schank B, Nickel KJ, et al. Physical activity is related to quality of life in older adults. *Health Qual Life Outcomes*. 2006;30;4:37.
58. Gusi N, Tomas-Carus P, Häkkinen A, Häkkinen K, Ortega-Alonso A. Exercise in waist-high warm water decreases pain and improves health-related quality of life and strength in the lower extremities in women with fibromyalgia. *Arthritis Rheum*. 2006;55:66-73.
59. Tessier S, Vuillemin A, Bertrais S, Boini S, Le Bihan E, Oppert JM, et al. Association between leisure-time physical activity and health-related quality of life changes over time. *Prev Med*. 2007;44:202-8.
60. Shibata A, Oka K, Nakamura Y, Muraoka I. Recommended level of physical activity and health-related quality of life among Japanese adults. *Health Qual Life Outcomes*. 2007;28;5:64.
61. Wolin KY, Glynn RJ, Colditz GA, Lee IM, Kawachi I. Long-term physical activity patterns and health-related quality of life in U.S. women. *Am J Prev Med*. 2007;32:490-9.
62. Bennett WL, Ouyang P, Wu AW, Barone BB, Stewart KJ. Fatness and fitness: how do they influence health-related quality of life in type 2 diabetes mellitus? *Health Qual Life Outcomes*. 2008;6:110.
63. Morey MC, Peterson MJ, Pieper CF, Sloane R, Crowley GM, Cowper P, et al. Project LIFE-Learning to Improve Fitness and Function in Elders: methods,

- design, and baseline characteristics of randomized trial. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45:31-42.
64. Van der Heijde DM, Revicki DA, Gooch KL, Wong RL, Kupper H, Harnam N, et al; ATLAS Study Group. Physical function, disease activity, and health-related quality-of-life outcomes after 3 years of adalimumab treatment in patients with ankylosing spondylitis. *Arthritis Res Ther*. 2009;11:R124.
 65. WHO. Global strategy on Diet, Physical Activity and Health (DPAS). Geneva: World Health Organization; 2008.
 66. US Department Of Health And Human Services. Physical activity and health: a report of the surgeon General. Atlanta: US Department of Health and Human Services, centers for disease Control and Prevention, National center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion; 1996.
 67. Speck RM, Courneya KS, Masse LC, Duval S, Schmitz KH. An update of controlled physical activity trials in cancer survivors: a systematic review and meta-analysis. *J Cancer Surviv*. 2010 Jan 6. [Epub ahead of print].
 68. Witham MD, Daykin AR, McMurdo ME. Pilot study of an exercise intervention suitable for older heart failure patients with left ventricular systolic dysfunction. *Eur J Cardiovasc Nurs*. 2008;7:303-6.
 69. Devos-Comby L, Cronan T, Roesch SC. Do exercise and self-management interventions benefit patients with osteoarthritis of the knee? A meta-analytic review. *J Rheumatol*. 2006;33:744-56.
 70. Ram FS, Robinson SM, Black PN, Picot J. Physical training for asthma. *Cochrane Database Syst Rev*. 2005;19(4):CD001116.
 71. Klavestrand J, Vingård E. The relationship between physical activity and health-related quality of life: a systematic review of current evidence. *Scand J Med Sci Sports*. 2009;19:300-12.
 72. Ware JE Jr, Kosinski M, Keller SD. A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care*. 1996;34:220-33.
 73. Brown DW, Balluz LS, Heath GW, Moriarty DG, Ford ES, Giles WH, et al. Associations between recommended levels of physical activity and health-reported quality of life: Findings from the 2001 Behavioral Risk Factor Surveillance System (BRFSS) survey. *Prev Med*. 2003;37:520-8.
 74. Laforge RG, Rossi JS, Prochaska JO, Velicer WF, Levesque DA, McHorney CA. Stage of regular exercise and health-related quality of life. *Prev Med*. 1999;28:349-60.
 75. Orimoto T, Oguma Y, Yamazaki S, Sokejima S, Nakayama T, Fukuhara S. Gender differences in effects of physical activity on quality of life and resource utilization. *Qual Life Res*. 2006;15:537-46.
 76. Ramírez R, Triana HR. Beneficios percibidos de un grupo de mujeres en climaterio incorporadas a un programa de actividad física terapéutica. *Apunts Medicina de l'Esport*. 2008;157:14-25.
 77. Ramírez R, Triana HR. Effect in the quality of life related to health (QLRH) of program therapeutic activity in water, in a group of persons with year old non institutionalized. Cali, 2006. *Rev Iberoam Fisioter Kinesol*. 2007;10:24-37.



Artículo especial

ARTÍCULO EN INGLÉS

Spinal musculoskeletal disorders in golf players

C. López^a, J. Ribas Serna^b and A. Turner^c

^aCentro Andaluz de Medicina del Deporte. Sevilla. España.

^bDepartamento de Fisiología Médica y Biofísica. Facultad de Medicina. Universidad de Sevilla. España.

^cDepartamento de Ingeniería Mecánica de Termofluidos. Universidad de Sussex. Brighton. Reino Unido.

Historia del artículo:

Recibido el 16 de febrero de 2010

Aceptado el 10 de mayo de 2010

Key words:

Spinal.

Muskuloskeletal disorders.

Golf.

Palabras clave:

Columna vertebral.

Trastornos musculoesqueléticos.

Golf.

ABSTRACT

Low back pain is one of the most common golf related symptoms, representing from 26% to 52% of all complaints and older golfers who take up the game later in life are potentially the most at risk because the forces generated by the golf swing are combined with degenerative changes in the spine. The aim of the present study has been to analyse mechanisms responsible for low back pain and discuss how this musculoskeletal disorder might be reduced. In the orthodox swing it is apparent that as regards the spine the most stressful part of the swing is the start of the downswing where the upper and lower body move in different directions increasing the relative twist between the shoulders and the hips combined with right-side bending. This twist might be reduced if the golfer would rotate feet, hips and shoulder 7-10 degrees to the right of the target line at the start of the swing and dispense with the sharp hip slide to the left when beginning the downswing. Many studies show the medical consequences of a bad performance but there is no research oriented to find a real solution. Future research should be oriented to find empirical support for alternative techniques.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

RESUMEN

Trastornos musculoesqueléticos de la columna vertebral en golfistas

Las lesiones en la columna lumbar son las más comunes en el golf. Representan de un 26% a un 52% de todas las molestias. Los golfistas mayores que empiezan a jugar con cierta edad son los que potencialmente se encuentran en mayor riesgo, debido a la combinación de las fuerzas generadas por el *swing* de golf y los cambios degenerativos de la columna. El objetivo del presente estudio ha sido analizar los mecanismos responsables de las lesiones en la columna lumbar y discutir cómo podrían reducirse dichos problemas musculoesqueléticos. En el *swing* ortodoxo, en cuanto se refiere a la columna, la parte más estresante es el inicio del *downswing*, porque el tren superior e inferior se mueven en diferentes direcciones, con aumento de la torsión entre los hombros y las caderas en combinación con una inclinación lateral hacia la derecha. Esta torsión podría reducirse si el golfista rotase pies, caderas y hombros unos 7 a 10 grados hacia la derecha de la línea de tiro en el comienzo del *swing* y prescindiera del deslizamiento de cadera hacia la izquierda tan agudo en el *downswing*. Muchos estudios muestran las consecuencias médicas de una mala ejecución pero no hay ninguna investigación orientada a encontrar una solución real. Los trabajos futuros deberían orientarse a encontrar resultados empíricos de técnicas alternativas.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondence:

C. López.

Centro Andaluz de Medicina del Deporte.

Carretera de Utrera, km 1.

41013 Sevilla. España.

Email: covadonga.lopez@juntadeandalucia.es.

Introduction

Although golf may seem less physically demanding than most sports, the golf swing can exert tremendous forces on the body. It is a complex movement involving the whole body and is used to develop momentum that is transferred to the golf ball to propel it towards the target. This movement pattern requires a coordinated sequence of muscle activity to efficiently transfer the energy generated by the swing. Without knowledge of proper swing mechanics, one may be at increased risk of development of musculoskeletal disorders.

Low back pain is one of the most common golf related symptoms, representing from 26% to 52% of all complaints. Older golfers who take up the game later in life are potentially the most at risk because the forces generated by the golf swing are combined with degenerative changes in the spine¹⁻⁴. Over 28% of the golfing population in Spain is 50 years of age and above and this percentage is higher in the rest of Europe.

The purpose of this paper is to analyse mechanisms responsible for low back pain and discuss how this musculoskeletal disorder might be reduced.

Biomechanics of the orthodox golf swing

Golf has traditionally been perceived as a low-impact sport, however the stresses placed on the body during the performance of the swing have been linked to numerous acute and overuse injuries⁵⁻¹⁵.

An understanding of the biomechanics of the golf swing will facilitate appropriate knowledge of the etiology of the injury, thereby improving its management. At first glimpse, the golf swing appears to be a relatively simple activity: it can be defined simply as the process of swinging a club to hit a stationary ball. However, it is a complex series of integrated motions, which involve most of the major muscles and joints in the body. It is a closed-chain, multi-variate feedback activity that transfers power from the feet firmly planted on the ground, through core musculature to the upper extremity. The swing can be broken down into 4 specific phases¹⁶⁻¹⁸:

- 1) Setup or address: the initial starting and stable position.
- 2) Backswing: ball address to top of the backswing. The initial movement is called the takeaway.
- 3) Downswing: top of swing to impact. It can be divided into two sub-phases:
 - transition: top of swing to left arm just past horizontal, plane flattened, left arm-shaft plane pointing at the ball and at the target
 - acceleration: clubhead increasing to maximum radius at impact.
- 4) Follow through: impact to completion of swing. It is divided into two sub-phases:
 - early follow through: impact to club horizontal.
 - late follow through: horizontal to completion of swing.

A number of papers have investigated the mechanics of the golf swing¹⁹⁻³⁰. Surface electrodes were used to collect muscle activity data. Before conduction of the golf swings, a peak one second EMG signal during manual muscle strength testing (MMT) was selected as a normalising value (100%) for each muscle tested¹⁹.

The findings are presented in the following paragraphs.

Setup

The golf swing is predicated upon developing a stable stance. The orthodox set-up aligns the golfer (feet, hips and shoulders) with the target, establishing a static but poised balance to execute the golf swing.

Backswing

The backswing is the action of moving the club away from the direction of intended ball flight on a wide radius so that at the top the hands are as far as possible from the ball with the club shaft aiming at the target.

It begins with the upper body coiling on the pelvis toward the trailing hand, placing strain on the lumbar facets, L5-S1 junction, and sacroiliac joints and is characterised by a rotation of the shoulder girdle to the right. There is resulting right arm abduction, flexion and external rotation with corresponding left arm adduction, flexion and internal rotation across the chest, loading the acromioclavicular joint and placing the shoulder in a position that promotes impingement.

To achieve this movement, the right scapula retracts, while the left scapula protracts and this allows their movement around the trunk in a clockwise movement. The muscles that are predominantly active in this phase and produce these movements are the upper (52% MMT) and middle (37% MMT) trapezius on the right, and the subscapularis (33% MMT) and serratus anterior (30% MMT) on the left.

At the top of the backswing, the wrists are in radial deviation, with the right wrist also displaying submaximal extension.

Transfer of weight toward the right leg increases force upon the lateral compartment of the knee and fifth metatarsal, due to supination of the foot.

The most active muscle in the lower body is the semimembranosus and the long head of the biceps femoris on the right side (28% MMT and 27% MMT). On the left side, the most active muscle is the erector piniae (26% MMT) and the abdominal oblique (24% MMT).

Downswing

The downswing phase starts from the top of the backswing and involves the clubhead returning along a shorter radius and a slightly flatter plane to the backswing in preparation to hit the ball.

Power is developed during this phase of the swing, and while flexibility is certainly necessary, muscular strength clearly is the most important variable. It begins at the end of the backswing and continues until club makes contact with the ball. Although intuitively reversing the above events, there are important differences and unique biomechanical forces that must be discussed.

In fact as far as the study of injuries is concerned it is important to realise that the forward swing or downswing starts first in the lower body before the arms and the club stop at the top of the backswing. About 0.1 seconds before the club stops at the top, the hips start moving, first laterally towards the target and then turning, increasing the relative twist between the shoulders and the hips. So, the motion begins with contraction of the left leg adductor magnus (63% MMT). Momentum is continued as the right leg hip extensors and abductors (upper and lower gluteus maximus [100% MMT and 98% MM] with the biceps femoris [78% MMT] add to rotation of the pelvis.

In this 'transition' period weight is transferred dynamically from the right foot to the left with the right foot sometimes being almost dragged along the ground. The right leg remains slightly flexed and in a good swing is not allowed to straighten during the backswing.

In the first part of the downswing the hands start to move almost vertically downwards as the hips move laterally to the left. As the shoulders then rotate to face the ball they clearly try to force the hands closer to the target line but with good golfers this is resisted and the top of the left arm is tight across the chest. At this point the spine is bent forward and bent to the right with the lower half twisted towards the target. This puts large direct compressive and shear forces on the lower lumbar discs. These forces can peak sharply if the golfer jerks into the start of the downswing rather than starting smoothly. The club head during this period loops slightly backward away from the ball as the plane between the left arm and club shaft flattens off to point at the ball and at the target. This looping is more apparent with very 'upright' golf swings but is a feature of all good golf swings.

Further acceleration for the upper body is provided by contraction of the transverse abdominal and oblique muscles (59% MMT), while the erector spinae stabilizes the core. The combined movement of left rotation of the shoulder girdle and scapular rotation, in an anti-clockwise direction around the trunk, is required during the downswing, resulting in increased activity in the left medial scapulae stabilisers/retractors. The left shoulder is abducted from the position of impingement by the deltoid muscles, while the right shoulder is adducted and internally rotated by the pectoralis major (64% MMT during forward swing, 93% MMT during the acceleration). The muscles involved in scapular movement are also active. On the left side, the rhomboid (68% MMT) and middle trapezius (51% MMT) during forward swing and the levator scapulae to aid scapular tilting during acceleration (62% MMT). On the right the upper serratus contracts (58% MMT during forward swing, 69% MMT during acceleration) to assist scapular protraction.

During the second part of the downswing the golfer squats down a little as the club and arms increase in speed and move outwards away from the centre of rotation of the swing. The rotational speed of the body decreases here partly due to the conservation of angular momentum and partly due to the body-arm torque reaction. In this second part, in a good golf swing, from the point at which the club shaft points directly at the ball, the plane formed by the left arm and the club shaft remains in-plane with the ball until close to impact and this is important in allowing the accelerating forces to be applied efficiently to promote high club head speed. If this does not happen the swing is weak and usually off-line.

To complete the complex picture; at impact almost all the weight is on the left foot, the hips are usually turned away from the target line, the shoulders are square to it or slightly open and the left arm and club shaft form a straight line (viewed from the front) with the hands slightly higher than at address (viewed from behind) due to the exertion of the large centripetal force required on the club (often 500 N or more). The club head rotates from open to closed through impact as the hands pass the centre of the body (being square at impact of course) and during this period the hands can exert little influence on this. However, some top class golfers often try to keep the face square after impact.

At the top of the backswing, the wrists remain in a position that is termed 'cocked'. During the downswing the left forearm extensors pull the wrist into slightly dorsiflexion and ulnar deviation, while the right arm flexor mass brings that wrist into a more neutral position (the 'uncocking' of the wrists).

Follow-through

The early follow-through of the golf swing occurs after ball impact and is the phase where deceleration of trunk rotation occurs. Abdominal

muscles begin eccentric contraction, to slow rotation of the trunk, while the facet and sacroiliac joints absorb the stress. Pressure inside the intervertebral disc once again increases, as the annulus is torqued in the opposite direction. Similar to the acromioclavicular joint, this is a more violent application of force, which slows momentum of the rotating trunk.

The 'rolling' of the forearms at impact is continued into the early follow-through and this results in left arm supination and right arm pronation followed by left arm external rotation and right arm internal rotation. The most active muscle during the early follow through is the pectoralis major bilaterally (74% MMT), followed by the right subscapularis (64% MMT) and the infraspinatus on the left (61% MMT). The leading shoulder is abducted to slightly less than 90° and externally rotated, which places it in a position of anterior impingement. The left wrist continues dorsiflexion and ulnar deviation, while the right side undergoes radial deviation and palmar flexion.

The left wrist continues dorsiflexion and ulnar deviation, while the right side undergoes radial deviation and palmar flexion.

In the late follow-through, the muscle activity decreases as the golfer nears the end of the swing. The most active muscles in this phase are similar to the early follow-through, but with a lesser degree of activity. The only exception in the upper body is the right serratus anterior, which is more active (40% MMT) in this phase as it aids in the protraction of the scapular around the trunk.

As stated above, from before the top of the backswing position weight is transferred from the right leg to the left. This transfer loads the medial compartment and fifth metatarsal, as the ankle inverts and arch supinates. Some golfers raise the trailing heel in the follow through, but that doesn't seem to affect their mechanics significantly. The most active muscle in the lower body during the early follow through is the left long head of biceps femoris (79% MMT), and left vastus lateralis (59% MMT). The right gluteus medius (59% MMT) is the most active right sided muscle, followed by the abdominal oblique (51% MMT).

Spine injury

The spine is exposed to significant compression, anterior-posterior shearing, torsion, and lateral bending forces during the golf swing^{1,31}. Axial twisting alone has been identified as a risk factor for low back disorders^{32,33}.

Hosea and Gatt estimated forces around the L3-L4 motion segment. Compression loads of up to eight times a person's body weight were found to be produced during the golf swing. Cadaveric studies have shown disc prolapse to occur with compressive loads of 5,448 N^{34,35}. Although data derived from cadaveric studies may not represent an *in vivo* condition, this estimated value demonstrates the significance of compression forces generated by the golf swing.

It is believed that maximizing torso-pelvic separation will contribute to increased ball velocity and driving distance. The "X-factor stretch" has been described as the maximum torso-pelvic separation that occurs during the downswing and is suggested to result from initiation of the downswing with the pelvis rotating back towards the impact position while the upper torso is still rotating towards the top of the backswing, creating maximum separation between the segments³⁶⁻³⁹. Burden and colleagues⁴⁰ demonstrated that skilled golfers (sub-10 handicap) perform this countermovement of the pelvis and upper torso at the start of the downswing. They further describe how the countermovement of the pelvis and upper torso create a summation of speed that ultimately

results in greater force being applied by the club to the ball at impact.

In the lumbar spine, rotation is limited by the annulus anteriorly and the facet joints posteriorly⁴¹. It allows significant flexion and extension with moderate lateral bending, but relatively little axial rotation secondary to the sagittal orientation of the posterior facet joints⁴². In fact, only two or three degrees of intersegmental rotation are required to produce microtrauma in the lumbar facet joints^{33,43}.

It has been shown that the most common cause of disc herniation in a healthy disc was lateral bending combined with compression and torsion, all of which are significant components of the golf swing^{44,45}.

Amateur golfers are more subject to back injury, because poor mechanics in the golf swing lead to 80% more torque and shear load and lateral stress^{17,46}. Another predisposing factor is the inherently poor core muscle stability most amateur athletes demonstrate.

The sacroiliac joint is particularly susceptible to injury, because it serves as a critical link in the kinetic chain, between the power generated above it and the stability provided below. There also is a transfer of weight from one leg to the other at a critical phase of the swing, when the sacroiliac joint undergoes maximal rotation. Sacroiliac dysfunction and pelvic instability are said to be responsible for 40% of injuries to the low back, and one would expect the incidence to at least equal that among golfers⁴⁷.

In addition to the lumbar discs the cervical discs are also under threat: to hit straight, the golfer is often encouraged to 'drive the right shoulder down and under' through impact, rather than allow it to spin around to the left, and this maintains the right side bending of the spine and forces the base of the neck to bend sharply as he watches the impact and the subsequent path of the ball. Damage to the cervical discs can occur during this period.

Stress fracture of the ribs, thought to be related to weakness of the serratus anterior, has been observed in golfers¹⁴. These injuries typically occur on the nondominant side. As for spine injury, treatment includes relative rest until symptoms abate followed by progressive rehabilitation.

Discussion

In the orthodox swing described above and in the literature it is apparent that as regards the spine the most stressful part of the swing is the start of the downswing where the upper and lower body move in different directions increasing the relative twist between the shoulders and the hips combined with right-side bending. This 'weight transfer' part is arguably the most difficult part of the swing to master – and was called the 'Magic Move' by Pennick⁴⁸ and the 'Transition' by Mann and Griffin⁴⁹. Although coaches recommend that the golfer keep his back flat at the set-up so that the spine is straight, most people do not do this; the back is often bent forward and during the transition period, as the hips move left and rotate and the inside and right hand sides of the lower lumbar discs experience sudden heavy compressive and shear loads.

An interesting question to ask is, "why does the golfer slide or drive the hips left at the start of the downswing anyway?" This movement involves large, heavy body parts and although it is a big factor in tempo and rhythm it is done to get the right hip out of the way of the hands descending into the correct impact position. It is the result of a set-up position where the feet are set parallel to the target line.

If this sideways hip movement and weight transfer is not performed adequately (and it is undeniably the most frequent swing fault dealt

with by golf coaches) the golfer's hands start down on a path that is too close to the target line: he is unable to drop the hands vertically downwards enough and he 'comes over the top' in golfing parlance. Here the downswing path of the hands and the club head is inevitably obliquely across the target line to the left and the ball is 'pulled' left following which the ball flies straight left if the clubface is square to the club head path or starts left then slices to the right if the clubface is open and facing the target, the most common ball trajectory in golf. The evidence for this is in the path of the divots on virtually every short hole in the world: 90% of them point well left of the target and although it may be argued that some of this is the result of the curved club head path even with a straight hit, most divots are clearly the result of an out-to-in swing.

Many older golfers are unable to perform this hip slide left and it could be recommended medically that they shouldn't do it: they could simply aim to the right and allow for the "fault" – in addition they should play the ball further out from the body than usual. In the modified swing (fig. 1) they would take up a stance with the feet, hips and shoulders aiming some 7 to 10 degrees to the right of the target line (the right hand side of the fairway for example) with the ball positioned on the left toe and deliberately pull it across the aiming line - straight at the target, keeping the club face square to the club head path.

At the start of the downswing the golfer simply turns the body, dropping the hands vertically as much as he can, with little or no weight shift to the left. He will require as much hip turn as possible to prevent the club face from turning over through impact but this will require no right-side bending, it will keep the weight central and with the back flat it will only exert a twisting or shear loading on the discs. Only as the arms and club move into the follow-through will the weight transfer to the left foot.

This modified swing is similar to the baseball swing, which is well documented, in which the hitter sets his left foot out in front, keeps his weight fairly central and has no sideways weight transfer: it is a turning action alone with the hips still turning the trunk so that they are well open at impact, as happens with most good golfers. It seems that the golfer's troubles stem from the fact that the ball is on the ground whereas in baseball it is between knee and shoulder height – and the baseball player's right hip does not get in the way of the hands as he twists towards impact.

Conclusion

The golf swing has been widely studied and many different models have been designed to define 'the proper swing', always with a common objective: to get a longer and straighter hit. Many studies show the medical consequences of a bad performance but there is no research oriented to

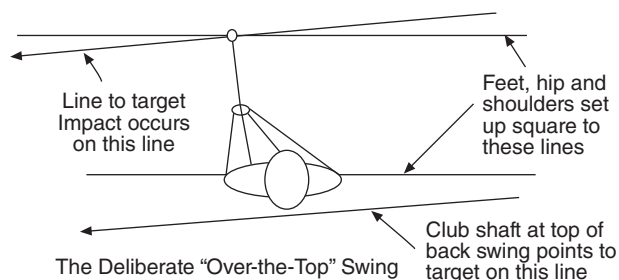


Fig. 1. A modified golf swing.

find a real solution. However, future research should be oriented to find empirical support for alternative techniques to avoid the above-mentioned musculoskeletal disorders.

References

1. Gluck GS, Bendo JA, Spivak JM. The lumbar spine and low back pain in golf: a literature review of swing biomechanics and injury prevention. *Spine J*. 2008;8(5):778-88. Epub 2007 Oct 15. Review.
2. Johnson RJ. Lumbar spine injuries: low back pain. In: Sallis RE, Massimino F, editors. *American college of sports medicine's essentials of sports medicine*. St. Louis, MO: Mosby-Year Book, Inc.; 1997:381-9.
3. McHardy A, Pollard H. Lower back pain in golfers: A review. *J Chiropr Med*. 2005; 4(3):135-43.
4. Hosea TM. Back pain in golf. *Clin Sports Med*. 1996;15:37-53.
5. McHardy A, Pollard H, Luo K. One-year follow-up study on golf injuries in Australian amateur golfers. *Am J Sports Med*. 2007;35:1354-60.
6. McHardy A, Pollard H, Luo K. Golf injuries: a review of the literature. *Sports Med*. 2006;36:171-87.
7. McCarroll JR. The frequency of golf injuries. *Clin Sports Med*. 1996;15:1-7.
8. McCarroll JR, Retting AC, Shelbourne KD. Injuries in the amateur golfer. *Phys Sportsmed*. 1990;18:122-6.
9. McCarroll JR, Gioe TJ. Professional golfers and the price they pay. *Phys Sportsmed*. 1982;10:64-70.
10. Gosheger G, Liem D, Ludwig K, Greshake O, Winkelmann W. Injuries and overuse syndromes in golf. *Am J Sports Med*. 2003;31(3):438-43.
11. Wiesler ER, Lumsden B. Golf injuries of the upper extremity. *J Surg Orthop Adv*. 2005;14:1-7.
12. Metz JP. Managing golf injuries. *Phys Sportsmed*. 1999;27:1-12.
13. Theriault G, Lacoste E, Gaboury M, Ouellet S, Leblanc C. Golf injury characteristics: a survey of 528 golfers. *Med Sci Sports Exerc*. 1996;28:S65.
14. Lord MJ, Ha KI, Song KS. Stress fractures of the ribs in golfers. *Am J Sports Med*. 1996;24(1):118-22.
15. Batt ME. A survey of golf injuries in amateur golfers. *Br J Sports Med*. 1992;26:63-5.
16. McHardy AJ, Pollard HP. Golf and upper limb injuries: a summary and review of the literature. *Chiropr Osteopat*. 2005;25:13-7.
17. Brandon B, Pearce PZ. Training to prevent golf injury. *Curr Sports Med Rep*. 2009;8(3):142-6.
18. Hume PA, Keogh J, Reid D. The role of biomechanics in maximizing distance and accuracy of golf shots. *Sports Med*. 2005; 35(5):429-49.
19. McHardy AJ, Pollard HP. Muscle activity during the golf swing. *Br J Sports Med*. 2005;39:799-804.
20. Cole MH, Grimshaw PN. Electromyography of the trunk and abdominal muscles in golfers with and without low back pain. *J Sci Med Sport*. 2008;11(2):174-81. Epub 2007 Apr 12.
21. Kao JT, Pink M, Jobe FW, Perry J. Electromyographic analysis of the scapular muscles during a golf swing. *Am J Sports Med*. 1995;23:19-23.
22. Pink M, Perry J, Jobe FW. Electromyographic analysis of the trunk in golfers. *Am J Sports Med*. 1993;21:385-8.
23. Pink M, Jobe FW, Perry J. Electromyographic analysis of the shoulder during the golf swing. *Am J Sports Med*. 1990;18:137-40.
24. Jobe FW, Perry J, Pink M. Electromyographic shoulder activity in men and women professional golfers. *Am J Sports Med*. 1989;17:782-7.
25. Jobe FW, Moynes DR, Antonelli DJ. Rotator cuff function during a golf swing. *Am J Sports Med*. 1986;14:388-92.
26. Watkins RG, Uppal GS, Perry J, Pink M, Dinsay JM. Dynamic electromyographic analysis of trunk musculature in professional golfers. *Am J Sports Med*. 1996;24:535-8.
27. Bechler JR, Jobe FW, Pink M, Perry J, Ruwe PA. Electromyographic analysis of the hip and knee during the golf swing. *Clin J Sport Med*. 1995;5:162-6.
28. Glousman R. Electromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;288:27-34.
29. Bradley JP, Tibone JE. Electromyographic analysis of muscle action about the shoulder. *Clin Sports Med*. 1991;10:789-805.
30. Moynes DR, Perry J, Antonelli DJ, Jobe FW. Electromyography and motion analysis of the upper extremity in sports. *Phys Ther*. 1986;66:1905-11.
31. Stover CN, McCarroll JR, Mallon WJ. *Feeling up to par: medicine from tee to green*. Philadelphia: FA Davis; 1994.
32. Marras WS, Granata KP. A biomechanical assessment and model of axial twisting in the thoracolumbar spine. *Spine*. 1995;20:1440-51.
33. Farfan HF, Cossette JW, Robertson GH, Wells RV, Kraus H. The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of disc degeneration. *J Bone Joint Surg*. 1970;52-A:468-97.
34. Gatt JC, Hosea TM, Palumbo RC. Impact loading of the lumbar spine during football blocking. *Am J Sports Med*. 1997;25(3):317-21.
35. Adams MA, Hutton WC. *Mechanics of the intervertebral disc*. In: Ghosh P, editor. *The biology of the intervertebral disc*. Boca Raton, FL: CRC Press; 1988. p. 39-71.
36. Myers J, Lephart S, Tsai YS, Sell T, Smoliga J, Jolly J. The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *J Sports Sci*. 2008;26(2):181-8.
37. McLean J, Andrisani J. *The X-factor swing*. New York: HarperCollins; 1997.
38. Cheetham P J, Martin PE, Mottram R, St. Laurent BF. The importance of stretching the x-factor in the golf downswing. Communication to the 2000 Pre-Olympic Congress Sports Medicine and Physical Education International Congress on Sport Science, 2000. Brisbane, QLD, Australia.
39. Kostis P, Midland G. *Revealed: The secret of the new X-factor*. Golf Magazine. 2006.
40. Burden AM, Grimshaw PN, Wallace ES. Hip and shoulder rotations during the golf swing in sub-10 handicap players. *J Sports Sci*. 1998;16:165-76.
41. Hafer TR, O'Brien M, Kauffman C, Liao KC. Biomechanics of the spine in sports. *Clin Sports Med*. 1993;12:449-64.
42. Grauer JN, Panjabi MM. Relevant clinical biomechanics of the spine. In: Vaccaro AR, Betz RR, Zeidman SM, editors. *Principles and practice of spine surgery*. Philadelphia, PA: W.B. Saunders; 2002. p. 38-41.
43. Gracovetsky S, Farfan H. The optimum spine. *Spine*. 1986;11:543-72.
44. Troupe JD. Biomechanics of the vertebral column. *Physiology*. 1979;65:238.
45. Tall RL, DeVault W. Spinal injury in sport: epidemiologic considerations. *Clin Sports Med*. 1993;12:441-8.
46. Wadsworth LT. When golf hurts: musculoskeletal problems common to golfers. *Curr Sports Med Rep*. 2007;6(6):362-5.
47. Cohen SP. Sacroiliac joint pain: A comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesth Analg*. 2005;101:1440-53.
48. Pennick H. *The best of the game for a lifetime: More lessons and teaching*. New York: Simon&Schuster; 1996.
49. Mann R, Griffin F. *Swing like a pro: The breakthrough scientific method of perfecting your golf swing*. New York: Broadway Books; 1998.



Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2009;2(2)
www.elsevier.es/ramd



Normas

Normas de Publicación de la Revista Andaluza de Medicina del Deporte

La Revista Andaluza de Medicina del Deporte es la publicación oficial del Centro Andaluz de Medicina del Deporte (órgano dependiente de la Consejería de Turismo, Comercio y Deporte, Junta de Andalucía). Su periodicidad es cuatrimestral.

INSTRUCCIONES PARA LOS AUTORES

Se considerarán para publicación aquellos trabajos originales, enviados exclusivamente a la Revista Andaluza de Medicina del Deporte y que estén relacionados con las Ciencias del Deporte. El trabajo habrá de acompañarse, por tanto, de una carta en la que se exponga que no ha sido enviado, ni se está enviando, a otro medio para su publicación.

La revista incluye, de forma regular, artículos sobre investigación clínica o básica (originales), revisiones y cartas al editor.

Todas las contribuciones originales serán evaluadas antes de ser aceptadas por revisores expertos designados por los Editores, en un sistema anónimo de revisión por pares.

Los trabajos admitidos para publicación quedarán en propiedad del Centro Andaluz de Medicina del Deporte y su reproducción total o parcial deberá ser convenientemente autorizada. Para tal efecto, antes de la publicación en la revista, el autor(es) deberá(n) firmar y enviar un formulario de transferencia de copyright.

ENVÍO DE LOS TRABAJOS (MANUSCRITOS)

Los trabajos deberán ser enviados exclusivamente por correo electrónico (e-mail) a la Revista Andaluza de Medicina del Deporte (ramd.ctcd@juntadeandalucia.es), acompañados de una carta de presentación dirigida al Editor Jefe en la que se solicite el examen del mismo para su publicación en la Revista, especificándose el tipo de artículo que envía (Original, Revisión, Artículos especiales, Estudio de casos o Carta al Editor). Igualmente, los autores habrán de confirmar que se trata de un trabajo original que no ha sido previamente publicado total o parcialmente, ni se está enviando para su publicación en otro medio.

Idioma de la Publicación: la Revista Andaluza de Medicina del Deporte publica trabajos en Español, Inglés y Portugués.

Ética: los autores firmantes de los artículos aceptan la responsabilidad definida por el Comité Internacional de Editores de Revistas Médicas (ver www.icmje.org). Los trabajos que se envían a la Revista Andaluza de Medicina del Deporte para su evaluación deben haberse elaborado respetando las recomendaciones internacionales sobre investigación clínica y con animales de laboratorio (Declaración de Helsinki, revisada en 2004; ver www.wma.net). No se asumirá responsabilidad de nin-

gún tipo por parte de los editores de la Revista Andaluza de Medicina del Deporte sobre daños o perjuicios causados a personas o equipos derivados del uso, ideas, procedimientos u operación de cualquier tipo realizados en el trabajo a ser publicado.

Conflicto de intereses: cuando exista alguna relación entre los autores de un artículo y cualquier entidad pública o privada, de la que pudiera derivarse algún potencial conflicto de intereses, esta circunstancia debe ser comunicada al Editor.

PREPARACIÓN DEL MANUSCRITO

Todos los manuscritos se adecuarán a las normas de publicación. Se entiende que el primer firmante de la publicación se responsabiliza de la normativa y que el resto de los autores conoce, participa y está de acuerdo con el contenido del manuscrito.

Es importante leer atentamente estas instrucciones, ya que los manuscritos que no las cumplan serán devueltos por la Coordinación Editorial antes de enviarlos a los revisores.

Formato (presentación del documento): Deberá ser un documento en formato electrónico, con el texto en Word y las figuras en formato JPG. Es necesario que esté numerado en el ángulo superior derecho y todos los márgenes han de tener una medida de 2,5 cm.

La extensión del texto variará según la sección a la que vaya destinado:

- Originales: máximo 6.000 palabras, 6 figuras y 6 tablas.
- Revisiones: máximo 6.000 palabras, 6 figuras y 6 tablas. En caso de necesitar una mayor extensión se recomienda comunicarse con el comité editorial de la revista.
- Artículos especiales: máximo 3.000 palabras, 3 figuras y 3 tablas.
- Estudio de casos: entre 1.500 y 2.000 palabras, 4 figuras y 4 tablas.
- Cartas al Editor: máximo de 1.000 palabras.

Los manuscritos deben seguir la siguiente estructura general:

1. Portada*
2. Resumen estructurado en español y palabras clave*
3. Resumen estructurado en inglés y palabras clave *
4. Texto
5. Bibliografía
6. Agradecimientos (opcional)
7. Tablas (opcional)
8. Figuras (opcional)

* Si el idioma del manuscrito fuese portugués habrá de incluirse, igualmente, un resumen estructurado y palabras clave en los idiomas español e inglés.

– Primera página (Portada):

Figurarán exclusivamente y por este orden los siguientes datos:

Título del trabajo (español e inglés), "titulillo" (*running title*) que no ha de tener más de 60 caracteres, nombre y apellidos de los autores que deberán ir escritos en el siguiente orden:

Primer nombre, iniciales del segundo nombre si lo hubiese, seguido del apellido(s); centro de trabajo y dirección completa. Además, habrá que facilitar el e-mail del autor para la correspondencia.

– Segunda página:

Resumen del trabajo en español e inglés, que tendrá una extensión máxima de 250 palabras. El resumen ha de estructurarse en cuatro apartados: a) Objetivos; b) Método; c) Resultados, y d) Conclusiones.

Al final de cada resumen se especificarán de tres a diez palabras clave, en castellano e inglés, derivadas preferentemente del *Medical Subject Headings* (MeSH) de la *National Library of Medicine* (ver http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/me_shbrowser.cgi)

– Texto: variará según la sección a que se destine:

- a) Originales: constará de una Introducción, Método, Resultados y Discusión; caso los autores deseen realizar agradecimientos, éstos deberán figurar al final del texto.
- b) Revisiones: el texto se dividirá en todos aquellos apartados que el autor considere necesarios para una perfecta comprensión del tema tratado.
- c) Artículos especiales: son artículos que debido a su temática no pueden ser presentados como otro tipo de artículos; por lo tanto, el texto se dividirá en todos aquellos apartados que el autor considere necesario para la mejor comprensión del texto.
- d) Estudio de casos: el autor incluirá los apartados que considere necesarios para la total comprensión del tema tratado.
- e) Cartas al Editor: tendrán preferencia en esta sección la discusión de trabajos publicados en los dos últimos números con la aportación de opiniones y experiencias.
- f) Otras: secciones específicas por encargo del comité editorial de la revista.

– Bibliografía:

Las referencias han de numerarse de forma consecutiva según el orden de aparición en el texto. En el cuerpo del artículo constará siempre la numeración de la cita en número arábigo en supíndice, independientemente que vayan los nombres de los autores mencionados o no.

En los casos que se mencione el nombre de los autores, se seguirán las siguientes normas:

– De tratarse de un trabajo realizado por dos personas, mencionar a ambos.

Ejemplo: según Vaamonde y Oehninger¹ el ejercicio físico intenso puede causar ...

– De tratarse de más de dos autores, citar el primero seguido de la abreviatura "et al."

Ejemplo: según Vaamonde et al¹, el ejercicio físico intenso puede causar ...

Las citas bibliográficas se expondrán siguiendo el modelo Vancouver (versión en castellano en www.metodo.uab.es)

Ejemplo:

Da Silva-Grigoletto ME, Gómez-Puerto JR, Viana-Montaner BH, Armas-Negrin JA, Ugrinowitsch C, García-Manso JM. Comportamiento de diferentes manifestaciones de la resistencia en el voleibol a lo largo de una temporada, en un equipo profesional. *Rev Andal Med Deporte*. 2008; 1(1):3-9.

Otros ejemplos de la bibliografía se pueden ver en http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

– Tablas:

Se enviarán en un nuevo archivo, deberán ir numeradas, el título se indicará en la parte superior, y las abreviaturas descritas en la parte inferior. Las notas aclaratorias irán al pie y deberán estar ordenadas en números arábigos de acuerdo con su orden de aparición en el texto.

– Figuras

Leyenda de las figuras

Las leyendas (pies) de las figuras (incluyendo las abreviaturas utilizadas) se incluirán en el documento principal en una hoja aparte a continuación de las tablas.

Figuras y otros materiales gráficos.

Tanto las gráficas como las fotografías (fotos) son consideradas figuras.

Las figuras pueden confeccionarse con cualquier programa informático pero deben enviarse en formato jpg, con una calidad mínima de 300 dpi. Cada figura debe ir en una página. Las figuras serán en blanco y negro, aunque cuando esté justificado podrán aceptarse fotos en color. Además, se pide a los autores que envíen cada figura en un archivo aparte cuyo nombre será el número de la figura (por ejemplo: figura1.jpg).

La Coordinadora Editorial de la Revista Andaluza de Medicina del Deporte comunicará la recepción de los trabajos enviados e informará sobre el resultado de aceptación y fecha posible de su publicación.

La Dirección de la Revista Andaluza de Medicina del Deporte no se responsabiliza de los conceptos, opiniones o afirmaciones sostenidos por los autores de sus trabajos.

Es conveniente que los autores acudan a un número reciente de la revista por si se produjese alguna modificación a las normas de publicación, y para que puedan acceder a un artículo publicado como ejemplo.

Actualizada en marzo de 2009.



SAMEDE

Sociedad Andaluza de Medicina del Deporte

La sociedad científica de los profesionales de la
Medicina de la Educación Física y el Deporte

**Hazte Socio,
por una módica
portación te ofrecemos:**

Información constante y actualizada sobre actividades científicas y de formación en todas las áreas de la medicina de la educación física y el deporte.

Grupos de trabajo de Deporte-Salud, Rendimiento Deportivo, Valoración Funcional, Nutrición Educación Física, Fisioterapia, Enfermería.

Correo Institucional (tu_nombre@samede.org).

Página Web (En construcción) con múltiples contenidos de gran interés para los profesionales para compartir información actualizada, formación continua y conocimientos (Red de información).

Becas de asistencia a eventos científicos de relevancia.

Asesoramiento técnico para investigación.

Cuota de miembro gratuita para estudiantes de la especialidad de Medicina de la Educación Física y el Deporte.

Para más información
e inscripciones:

Dr. Juan de Dios Beas Jiménez
Centro Andaluz de Medicina del Deporte
Glorieta Beatriz Manchón s/n (CAR de la Cartuja) 41092 Sevilla



En Andalucía todo sale bajo par

Andalucía

TE QUIERE



www.andalucia.org





JUNTA DE ANDALUCIA

CONSEJERÍA DE TURISMO, COMERCIO 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

Correo electrónico
camd.ctcd@juntadeandalucia.es