

# Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Volumen. 4 Número. 1

Marzo 2011



RAMD

## Originales

Temporal changes in the myoelectric activity between the dominant and non dominant arms in a simple manual task

Lesiones y características psicológicas en jugadores de balonmano

Distribución de los meses de nacimiento de los futbolistas seleccionados para el equipo nacional de Brasil (artículo en portugués)

## Revisiones

La electromiografía de superficie: ¿qué es, qué se busca con ella y cómo usarla?

Revisión de las relaciones entre la dosis y respuesta del entrenamiento con vibraciones sobre la fuerza y la potencia muscular

Los dermatoglifos como indicadores biológicos del rendimiento deportivo (artículo en portugués)

ISSN: 1888-7546

# 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

Miembros del Centro Andaluz de Medicina del Deporte

Bernardo Hernán Viana Montaner  
Carlos de Teresa Galván  
Juan de Dios Beas Jiménez

José Naranjo Orellana  
José Ramón Gómez Puerto  
Leocricia Jiménez López

Marzo Edir Da Silva Grigoletto  
Ramón Antonio Centeno Prada

## Comité Científico

Alexandre García Mas  
(Fundación Mateu Orfilia, 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 Carlos Jaenes  
(Universidad Pablo Olavide, España)  
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)  
Jesús Rodríguez Huertas  
(Universidad de Granada, España)  
José Alberto Duate  
(Universidade do Porto, Portugal)  
Francisco Trujillo Berraquero  
(Hospital U. Virgen Macarena, España)  
Natàlia Balagué  
(Universidad de Barcelona, España)  
Jesús Rodríguez Huertas  
(Universidad de Granada, España)



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

Publicación trimestral (4 números al año).

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

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

Disponible en internet: [www.elsevier.es/RAMD](http://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](mailto:ramd.ctcd@juntadeandalucia.es)

Impreso en España

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

© Copyright 2011 Centro Andaluz de Medicina del Deporte

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

Reservados todos los derechos. El contenido de la presente publicación no puede ser reproducido, ni transmitido por ningún procedimiento electrónico o mecánico, incluyendo fotocopia, grabación magnética, ni registrado por ningún sistema de recuperación de información, en ninguna forma, ni por ningún medio, sin la previa autorización por escrito del titular de los derechos de explotación de la misma. ELSEVIER ESPAÑA, a los efectos previstos en el artículo 32.1 párrafo segundo del vigente TRLPI, se opone de forma expresa al uso parcial o total de las páginas de REVISTA ANDALUZA DE MEDICINA DEL DEPORTE con el propósito de elaborar resúmenes de prensa con fines comerciales.

Cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública o transformación de esta obra sólo puede ser realizada con la autorización de sus titulares, salvo excepción prevista por la ley. Diríjase a CEDRO (Centro Español de Derechos Reprográficos, [www.cedro.org](http://www.cedro.org)) si necesita fotocopiar o escanear algún fragmento de esta obra.

# Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Volumen 4 Número 1

Marzo 2011

## Originales

- 1 Temporal changes in the myoelectric activity between the dominant and non dominant arms in a simple manual task  
*T. Lemos, L. Castaneda, L. Paladino, L.A. Imbiriba, C. Domingues Vargas y M.A. Cavalcanti García*
- 6 Lesiones y características psicológicas en jugadores de balonmano  
*A. Olmedilla Zafra, M. Laguna y A. Blas Redondo*
- 13 Distribución de los meses de nacimiento de los futbolistas seleccionados para el equipo nacional de Brasil (artículo en portugués)  
*J.M. Altimari, L.R. Altimari, L. Paula, H. Bortolotti, B.N. Pasquarelli, E.R. Ronque y A.C. Moraes*

## Revisiones

- 17 La electromiografía de superficie: ¿qué es, qué se busca con ella y cómo usarla?  
*M.A. Cavalcanti Garcia and T.M. M. Vieira*
- 29 Revisión de las relaciones entre la dosis y respuesta del entrenamiento con vibraciones sobre la fuerza y la potencia muscular  
*P.J. Marín*
- 38 Dermatoglifos como indicadores biológicos del rendimiento deportivo (artículo en portugués)  
*F. B. del Vecchio y A. Gonçalves*

Sumario

# Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Volume 4 Number 1

March 2011

C O N T E N T S

## Original Articles

- 1 Temporal changes in the myoelectric activity between the dominant and non dominant arms in a simple manual task  
*T. Lemos, L. Castaneda, L. Paladino, L.A. Imbiriba, C. Domingues Vargas and M.A. Cavalcanti García*
- 6 Injury and psychological characteristics in handball players  
*A. Olmedilla Zafra, M. Laguna and A. Blas Redondo*
- 13 Distribution of soccer players of the Brazilian teams by month of birth  
*J.M. Altimari, L.R. Altimari, L. Paula, H. Bortolotti, B.N. Pasquarelli, E.R. V. Ronque and A.C. Moraes*

## Review Articles

- 17 Surface electromyography: Why, when and how to use it  
*M.A. Cavalcanti García and T.M. M. Vieira*
- 29 Review of the relationship between the dose and the response of vibration training on muscular strength and power  
*P.J. Marín*
- 38 Dermatoglyphics as biological markers of sports performance  
*F. B. del Vecchio and A. Gonçalves*



# Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2011;4(1):1-5  
www.elsevier.es/ramd



Original

ARTÍCULO EN INGLÉS

## Temporal changes in the myoelectric activity between the dominant and non dominant arms in a simple manual task

T. Lemos<sup>a,b</sup>, L. Castaneda<sup>b</sup>, L. Paladino<sup>b</sup>, L.A. Imbiriba<sup>b</sup>, C. Domingues Vargas<sup>a</sup> y M.A. Cavalcanti García<sup>a,b,c</sup>

<sup>a</sup>Laboratório de Neurobiologia II. IBCCF-UFRJ. Rio de Janeiro. Brasil.

<sup>b</sup>Núcleo de Estudos do Movimento Humano (NEMoH). EEFD-UFRJ. Rio de Janeiro. Brasil.

<sup>c</sup>Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB). Programa de Engenharia Biomédica da COPPE-UFRJ. Rio de Janeiro. Brasil.

### History of the article:

Received April 18th 2010.

Accepted October 21th 2010.

### Key words:

Handedness.

Electromyography.

Muscle synergy.

### Palabras clave:

Lateralidad.

Electromiografía.

Sinergia muscular.

### Correspondence:

M.A. Cavalcanti Garcia.

Núcleo de Estudos do Movimento Humano (NEMoH).

Escola de Educação Física e Desportos, UFRJ.

Av. Carlos Chagas Filho, 540, Cidade Universitária, Ilha do Fundão.

Rio de Janeiro, Brasil, CEP: 21941-599.

E-mail: garcia@ufrj.br; lemos@biof.ufrj.br

### ABSTRACT

**Objective.** The pattern of muscle recruitment between the dominant and non dominant arms is still not well understood. Thus, the aim of this study was to evaluate the temporal differences between the *biceps brachii* (BB) and the *extensor carpi radialis longus* (ECR) muscles recruitment in both arms during a simple manual task.

**Method.** Fourteen healthy subjects ( $25.2 \pm 2.4$  years), all right-handed, participated in the study. Data were collected by means surface electrodes (sEMG), which were placed over the two muscles bellies. The task performed was defined by moving a cylindrical object supported on a table from one position to another, and back. The subjects were instructed to perform the full task in a comfortable velocity for five times. The sEMG signals was divided into two steps (step 1, bring close to the body; and step 2, take away) and in three times related to the each step: initial (M1), intermediate (M2) and final (M3). The root-mean-square (RMS) value was calculated for each time. A repeated measures ANOVA was used to compare the steps (1 and 2), arms (right, dominant; left, non-dominant) and times (M1, M2 and M3).

**Results and conclusions.** There were higher values of RMS in the non-dominant arm for the ECR muscles in the three times. We could not distinguish dominant from non-dominant arm based on RMS analysis of BB muscles. The higher ECR muscle activation of the non-dominant arm suggests higher muscle recruitment to control the joint torques in simple manual tasks, and a higher consolidation of muscles activation pattern – or muscles synergies – in the dominant arm.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

### RESUMEN

#### Cambios temporales en la actividad mioeléctrica en los brazos dominante y no dominante en una tarea manual simple

**Objetivo.** El patrón del reclutamiento muscular entre el brazo dominante y no dominante no se ha comprendido en su totalidad. El objetivo del estudio fue hacer una comparación del patrón de reclutamiento de los músculos *biceps brachii* y *extensor carpi radialis longus* en una tarea manual simple.

**Método.** Catorce individuos sanos ( $25,2 \pm 2,4$  años), todos diestros, participaron en el estudio. Los datos de EMG se recogieron por medio de electrodos en la superficie de los músculos. La tarea hecha consistía en mover un objeto cilíndrico apoyado sobre una camilla de una posición a otra, y viceversa. A los sujetos se les pidió que realizaran cinco veces la tarea a una velocidad cómoda. Las señales sEMG se dividieron en dos pasos (adelante – paso 1; y hacia atrás – paso 2) y en tres tiempos: inicial (M1), intermedio (M2) y final (M3). La raíz media cuadrada (valor RMS) se calculó para cada tiempo relacionado con el inicio de cada paso. Para comparar los resultados se utilizó ANOVA para medidas repetidas cuyos factores fueron pasos (1 y 2), el brazo (derecho, dominante, izquierdo, no-dominante) y el tiempo (M1, M2 y M3).

**Resultados y conclusión.** Se observó una mayor RMS para el brazo no-dominante que para los músculos ECR en los tres tiempos. Incluso sin diferencias estadísticamente significativas a favor del BB, pudo observarse una mayor variabilidad en señal sEMG en el brazo no dominante. La mayor variabilidad en la señal de sEMG del brazo no dominante puede expresar un mayor reclutamiento muscular en el control de los movimientos articulares en tareas de precisión.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

## Introduction

Performing a motor action like reaching and grasping a cup of coffee on a table usually requires the recruitment of different joints and muscles in a complex pattern due to the many degrees of freedom of our body joints<sup>1</sup>. The control of these movements implies in recruiting those muscle and joints related to the task in a way that provides a low cost of energy and in an efficient trajectory<sup>2</sup>. Therefore, by controlling the timing and the intensity of contraction of those muscles involved in the task - for example, by means of muscle activation pattern or muscles synergies - it is possible to obtain adequate patterns of movement<sup>3,4</sup>.

Handedness is defined as a preference or consistent use of one of hands while performing specific tasks like reaching and grasping<sup>5,6</sup>. In accordance with Kloppel et al<sup>7</sup>, some variables present a significant impact on the pattern of motor activation regarding handedness (or dominance), such as the complexity of the task, environmental factors and bimanual actions. Teysedre et al<sup>8</sup> suggest that in precision tasks involving the upper limbs, the muscle activation pattern is expressed in a distinct manner between dominant and non-dominant arms, with the last one showing a higher electromyographic (EMG) activity.

Different methodological approaches have been applied to the evaluation of some mechanisms underlying muscle activation pattern related to manual as well as in postural control and other motor tasks<sup>9,10</sup>. The level of muscular recruitment can be extracted by a very simple, although robust, parameter: the *root mean square* (RMS) value, which provides information concerning the EMG signal amplitude. Therefore, the aim of this study was to verify the existence of changes in the myoelectric activity of *biceps brachii* and *extensor carpi radialis longus* muscles from the dominant and non-dominant arms in a simple manual task, by means of RMS analysis.

## Methods

### Subjects

Fourteen healthy male subjects ( $25.2 \pm 2.4$  years), all right-handed - classified by means of the Edinburgh Handedness Inventory<sup>11</sup> - and without neurological and/or muscular - skeletal diseases participated in this study. They are all physical education students but without any specific familiarity in performing the task. The study was submitted to the local ethical committee and was performed after each volunteer gave their informed consent.

### Electromyography

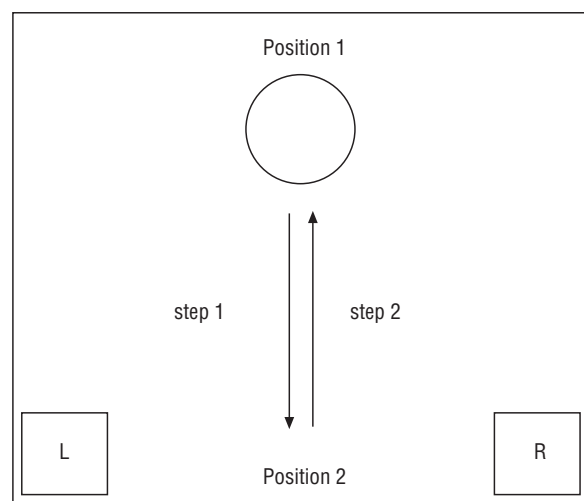
The surface electromyographic (sEMG) signal of the *extensor carpi radialis longus* (ECR) and *biceps brachii* (BB) muscles was collected through a Miotool 400 acquisition system (Miotec, Ltd; 14 bits; gain: 1,000; active electrodes) by means of surface electrodes (Ag/AgCl, Meditrace 100; 1 cm diameter; interelectrode distance of 30 mm). The sampling frequency was set at 2 kHz. The electrodes were placed over those muscles bellies<sup>12-14</sup> following the SENIAM recommendations in agreement with the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK)<sup>15</sup>. The skin was previously shaved and cleaned with neutral soap. These muscles were chosen based on their relevance in the movements of shoulder, elbow and wrist joints.

## Experimental procedures

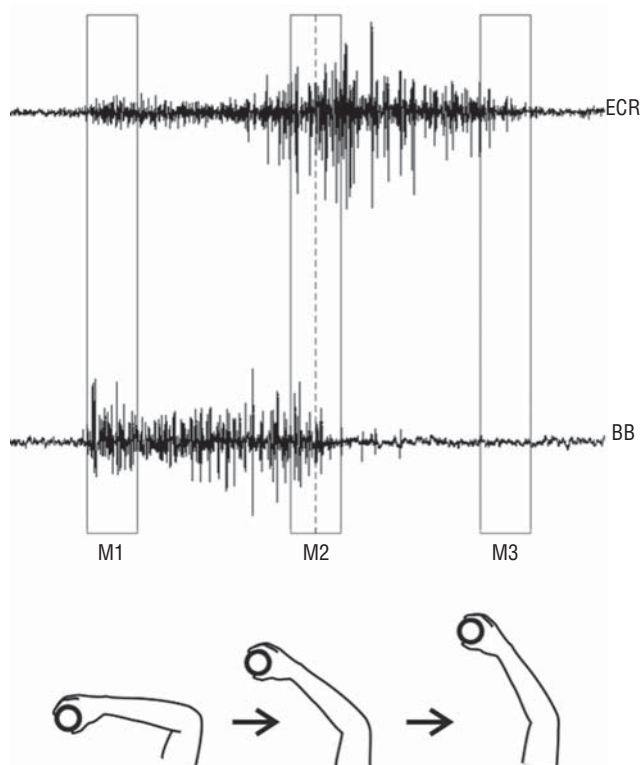
As all the subjects were right-handed (Edinburgh Handedness Inventory<sup>12</sup>), and thus the right arm was assigned as dominant and the left arm was assigned as non-dominant. The subjects were positioned in a sit position in front of a table ( $120 \times 86$  cm) adjusted on the height of their chest. The experiment consists of a manual task of moving a cylinder (21 and 25 cm of circumference and length, respectively; 100 g weight). The manual task consists of the following steps: from the initial position (L for the left hand, R for the right) get the cylinder in the position 1 and take to the position 2 (step 1, fig. 1), and return the hand to the initial position; then the subject must get the cylinder in the position 2 and bring back to the position 1 (step 2), and return the hand to the initial position. For sEMG signal analysis the step 1 (bring close to the body) and step 2 (take away) were taken in account. The cylinder positions 1 and 2 were placed 75 cm and 20 cm apart from the subject, respectively. The volunteers were asked to perform the task five times with each arm (randomly assigned), in a comfortable speed. The first and second trials were excluded from the analysis, being considered as a training trial. The fourth and the fifth trials were also excluded for analysis to avoid «fatigue». The sEMG signal was collected continuously, being only interrupted when all trials were completed.

### The surface electromyographic data analysis and statistics

The analysis of sEMG signals data was performed in step 1 and 2 of the manual task. The sEMG signal step decomposition was obtained by visual inspection of the raw data, and using the corresponding time interval for the whole step, which was monitored by one of the experimenters. This decomposition was possible because previously to beginning the task, the volunteers were instructed to take their hands to the positions L and R (fig. 1) and relax. Therefore, the transition between a relaxation and contraction allowed the identification of the transition to the onset of muscle contraction (fig. 2). Further, the beginning (M1) and the end (M3) times were identified (fig. 2). Since there was not a trigger signal to determine M1 and M3 as previously mentioned, they were identified by visually inspecting the raw EMG pattern related to each time during the



**Fig. 1.** Sequence performed during the manual task. The figure shows an example of a single cycle of the task: get the cylinder in the position 1 and bring to the position 2 (step 1); get the cylinder in the position 2 and bring back to the position 1 (step 2). The task was the same for both arms.



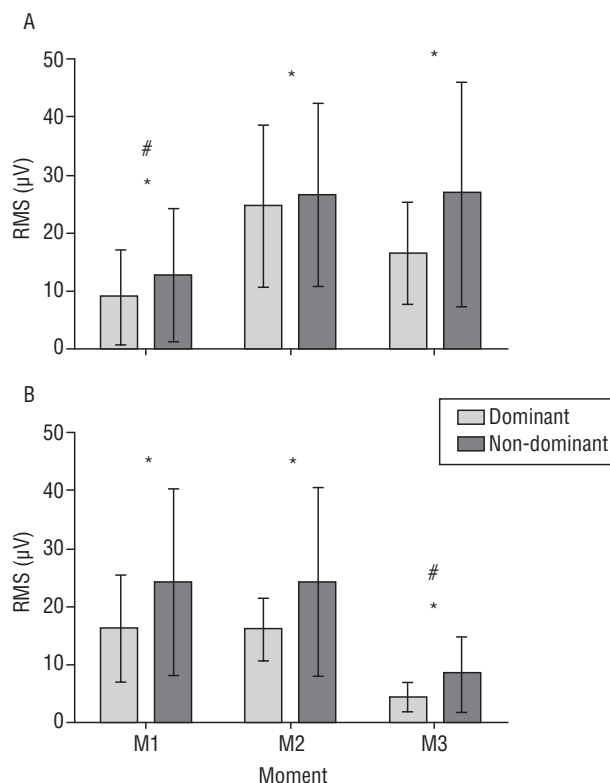
**Fig. 2.** This schematic view illustrates how the surface electromyographic signal for each time (M1, M2 and M3) was identified during the task, for the step 2 (take away). The bottom of the figure illustrates each time of the task, for the right dominant arm. The rectangular window represents 10 samples of sEMG data, used for the root-mean-square (RMS) value calculation. The dotted line in M2 refers to the median of the sEMG data. BB, *biceps brachii*; ECR: *extensor carpi radialis longus*.

task. Therefore, both were represented by bursts of raw EMG signal that were closer to each time. As the time spent in the task slightly differ from one subject to another, the median of the sEMG samples of each step was used to determine the intermediate time (M2) of the step. It meant that the data recorded provided a file with a numerical sequence of values (*samples*) in microvolts, which could be opened and evaluated by software (*Excel*) that was able to find its median value and that was used as a temporal mark. This file contained data from the beginning of the contraction and the end of that and so these parts were previously cut for the analysis. In the next step, the median was found and M2 (middle or intermediate) was identified as the data window from five samples before and after that value. The beginning (M1) and the end (M3) should be first and the last ten samples, respectively, and so equidistant from M2. It is important to highlight that the three times (M1, M2 and M3) were arbitrarily defined as previously mentioned and presented in figure 2. Besides that, the ten samples of the sEMG signal in each time were extracted to calculate the *root mean square* (RMS) value (equation 1).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (1)$$

Where, *N* is defined as the number of samples (*N* = 10); and *x*, the times (M1, M2 and M3) of the sEMG signal with the samples used for analysis.

To compare the RMS values a repeated measures three-way analysis of variance (ANOVA) was applied, with *steps* (1 and 2), *arms* (right,



**Fig. 3.** The root-mean-square values (RMS) (mean and standard deviation) from the *extensor carpi radialis longus* muscles in step 1 (bring to close, A) and step 2 (take away, B), in the dominant and non-dominant hand. \*Significant side effect, *p* < 0.05. \*\*Significant time effect, *p* < 0.05. The step effect was not shown. See text for further explanation.

dominant; left, non-dominant) and *times* (M1, M2 and M3) as within factors. The Tukey-HSD *post-hoc* test was performed if a significant *F* value was attained. The level of significance was set at *p* ≤ 0.05.

**Results**

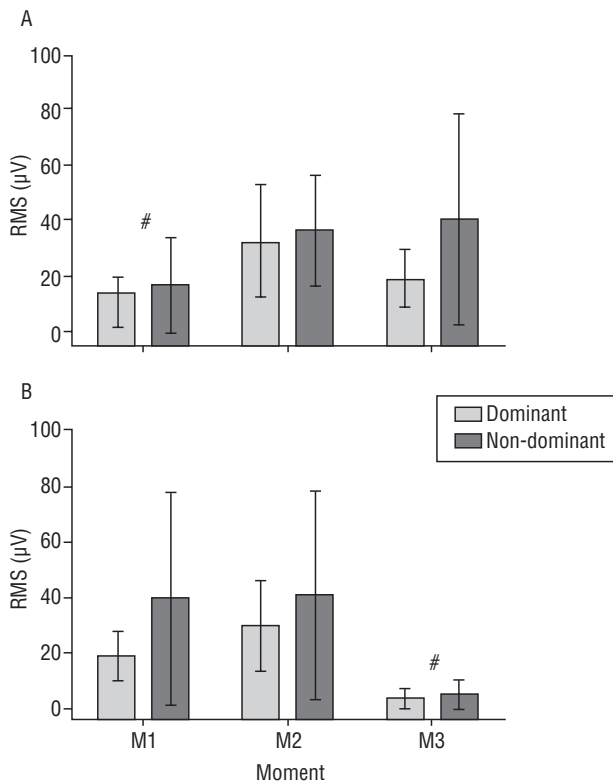
The results were presented separately for each muscle (ECR and BB), comparing the two steps (step 1, bring close to the body; step 2, take away), the two arms (right, dominant; and left, non-dominant) and the three times (M1, M2 and M3). The results are also presented in terms of mean and standard deviation (SD).

**Extensor carpi radialis longus muscle**

There was a significant effect of step (*F*<sub>(1,3)</sub> = 6.49, *p* = 0.024), arm (*F*<sub>(1,13)</sub> = 9.98, *p* = 0.008) and time (*F*<sub>(2,26)</sub> = 30.07, *p* < 0.001), and a significant interaction step\*time (*F*<sub>(2,26)</sub> = 16.67, *p* < 0.001). The RMS value was higher during step 1 (bring close to the body) related with step 2 (take away), and in the non-dominant arm compared with the dominant one (fig. 3). M1 shows the lowest RMS in the step 1, with no difference between M2 and M3. In the other side, RMS in M1 and M2 was higher than M3 during step 2.

**Biceps brachii muscle**

We can observe a significant effect of time (*F*<sub>(2,26)</sub> = 56.86, *p* < 0.001) and an interaction step\*time (*F*<sub>(2,26)</sub> = 8.79, *p* = 0.001, see fig. 4). In step 1



**Fig. 4.** The root-mean-square values (RMS) (mean and standard deviation) from the *biceps brachii* muscle in step 1 (bring to close, A) and step 2 (take away, B), in the dominant and non-dominant hand.

<sup>#</sup>Significant time effect,  $p < 0.05$ . See text for further explanation.

(bring close to the body), the RMS shows no differences among M1, M2 and M3. Otherwise, in step 2 (take away), M1 was equal to M2, with M3 being lower than both.

## Discussion

The present study aimed to investigate the level of muscular recruitment in a simple manual task that involves many degrees of freedom. The main results point out that for the ECR muscles, there are significant differences in sEMG from the dominant to non-dominant arm, with an increase in the magnitude and variability of myoelectric signal in the non-dominant side. The difference between dominant and non-dominant arm was not observed in the RMS analysis of BB muscles.

The differences in ECR and BB sEMG activity related to the handedness could be explained by the functional characteristics of these muscles: while ECR is an important muscle in wrist extension and stabilization, the BB has a chief role in elbow flexion. Given this functional role, we could expect that the ECR activity could be a better discriminator of handedness, at least for the manual task used in this experiment. On the other hand, the general role of BB in elbow movement weakens the use of this muscle to distinguish the dominant from non-dominant arm.

The analysis of RMS value in different time during the manual task implies that the temporal pattern of muscle activation are not affected by handedness – at least in this simple manual task – since we did not found any interaction between arm and time. Related to the task itself, it seems that the position in which the arm are extended (M1 in step 1,

and M3 in step 2), promotes the lower muscle activation, as pointed by the lower RMS value attained.

Our results corroborate those ones found by Diederichsen et al<sup>6</sup>, whom investigated movements of flexion and external rotation of the shoulder by means of sEMG signal. They observed a lower myoelectric activity in the shoulder muscles of the dominant side while the volunteers performed flexion movements. However, they found a higher activity during the external rotation of these muscles in the dominant side, which demonstrate that different patterns in the sEMG emerge depending on the task. This practical background leads us to believe that the mechanical advantages of using the dominant arm are not always applicable to all movements. However, the increasing in the sEMG activity of proximal muscles suggests a mechanism of stabilization of these joints, which would contribute to a minimization of trajectory deviations in relation to the target and so reducing the need of a over muscular recruitment beyond the necessary. Another important aspect concerns the consolidation of muscle patterns with training. This may be an important factor in discriminating the dominant arm, since a continuous use of a limb can conduct to modifications of the neural activity pattern related to the movement<sup>15</sup>.

In fact, the higher magnitude and variability of the ECR muscle activity observed during the performance of the manual task in the non-dominant arm can be an indicative of lower consolidation of motor synergies in the neural circuits. According to the concept of functional synergies proposed by Scholz e Schöner<sup>16</sup>, the human movement involves kinetic and kinematic patterns that favor its adaptation to the environment and conditions that could otherwise disrupt the movement itself. The muscular synergies are related to the myoelectric activity and kinematics patterns that favor the movement adaptation<sup>17</sup>. It is suggested that a higher magnitude and variability in the sEMG signal activity of non-dominant arm can be related to the presence of myoelectric activity/kinematics patterns that do not contribute to movement adaptation. This might be a result of a lower consistence of synergies of the non-dominant arm when compared to the dominant one.

Therefore, we conclude that the muscular recruitment of the non-dominant arm was significant higher both in magnitude and variability. Mainly, the higher RMS value shown by the ECR muscles during the performance of the required task with the non-dominant arm seems to express a higher muscular recruitment for this in hand movements, possibly increasing the energy expenditure of that task. Moreover, the RMS value seems to be a simple but effective method for myoelectric activity evaluation in paradigms like that employed in this study, which must be considered in attending athletes and patients.

## Acknowledgments

T. Lemos is a recipient of a fellowship from CNPq (Brazil). The authors thank Keli Aragão for helping with the translation of the abstract in Spanish.

## References

1. Smith KL, Weiss LE, Lehmkuhl DL. Cotovelo e Antebraço. In: Cinesiologia Clínica de Brunnstrom. São Paulo; Manole; 1997.
2. Mason RC, Gomes EJ, Ebenert JT. Hand synergies during reach-to-grasp. J Neurophysiol. 2001;86:2896-910.
3. Latash ML, Anson JG. Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. Phys Ther. 2006;86:1151-60.



4. Shumway-Cook A, Wollacott M. In: Upper extremity control. Motor control: theory and practical applications. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
5. Bagesteiro LB, Samburf RL. Handedness: dominant arm advantages in control of limb dynamics. *J Neurophysiol.* 2002;88:2408-21.
6. Diederichsen PL, Norregard J, Dyhre-Poulsen P, Witnther A, Tufekovic G, Bandholm T, et al. The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17:410-9.
7. Kloppel S, Ermeren TV, Glauche V, Vongerichten A, Munchau A, Francowiak R, et al. The effect of handedness on cortical motor activation during simple bilateral movements. *Neuroimage.* 2007;34:274-80.
8. Teysedre C, Lino F, Zattara M, Bouisset S. Anticipatory EMG patterns associates with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Exp Brain Res.* 2000;134:435-40.
9. Cheung VC, Piron L, Agostini M, Silvoni S, Turolla A, Bizzi E. Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proc Nat Acad Sci.* 2009;106:19563-8.
10. Latash ML, Scholz JP, Schönner G. Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control.* 2007;11:276-308.
11. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia.* 1971;9:97-113.
12. Hermes HJ, Freriks B, Disslhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;14:361-74.
13. Melchiorri G, Rainoldi A, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods.* 2004;134:37-43.
14. Pease J, William S, Lew T, Henry L, Johnson P, Ernest W. *Johnson's Practical Electromyography.* Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
15. Carson RG. Changes in muscle coordination with training. *J Appl Physiol.* 2006;101:1506-13.
16. Scholz JP, Schönner G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res.* 1999;126:289-306.
17. Latash ML, Krishnamoorthy V, Scholz JP, Zatsiorsky VM. Postural synergies and their development. *Neural Plast.* 2005;12:119-29.



## Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2011;4(1):6-12  
www.elsevier.es/ramd



Original

# Lesiones y características psicológicas en jugadores de balonmano

A. Olmedilla Zafra<sup>a</sup>, M. Laguna<sup>b</sup> y A. Blas Redondo<sup>c</sup>

<sup>a</sup>Facultad de Psicología. Universidad de Murcia. Murcia. España.

<sup>b</sup>Universidad Autónoma de Madrid. Madrid. España.

<sup>c</sup>Sociedad Murciana de Psicología de la Actividad Física y el Deporte. Murcia. España.

### Historia del artículo:

Recibido el 26 de junio de 2010

Aceptado el 25 de octubre de 2010

### Palabras clave:

Lesión deportiva.  
Balonmano.  
Estrés psicológico.  
Motivación.  
Cohesión.

### Key words:

Athletic injuries.  
Handball.  
Stress psychological.  
Motivation.  
Cohesion.

### Correspondencia:

A. Olmedilla Zafra.  
Universidad de Murcia.  
Facultad de Psicología.  
Campus Universitario Espinardo.  
30100 Espinardo, Murcia.  
Correo electrónico: olmedilla@um.es

## RESUMEN

**Objetivo.** El objetivo de este estudio es relacionar las lesiones deportivas sufridas por los jugadores de balonmano y determinadas características psicológicas de estos.

**Método.** Fueron estudiados 100 jugadores de balonmano, con una edad media de 23,92 años, y con una experiencia media en su deporte de 13,58 años. Se evaluaron las características psicológicas de los deportistas y las lesiones que habían sufrido. Este estudio es una investigación de tipo descriptivo-correlacional, con un diseño de corte transversal en el que todas las variables fueron evaluadas al mismo tiempo.

**Resultados.** Los resultados indican que los jugadores de balonmano con niveles altos de estrés presentan más lesiones musculares, y aquellos con puntuaciones altas en motivación y habilidad mental también presentan un mayor número de lesiones (moderadas, tendinitis, contusiones). Por último, aquellos que puntúan alto en cohesión de equipo presentan menos contusiones que los que tienen puntuaciones medias.

**Conclusiones.** Los resultados de este estudio ratifican algunos postulados del modelo de estrés y lesión de Williams y Andersen, por ejemplo el hecho de que el estrés se relaciona positivamente con las lesiones. Por otro lado, los resultados respecto a la motivación y la cohesión de equipo resultan muy atractivos para profundizar en ellos e intentar determinar mejor estas relaciones. Es posible que la competición deportiva de alto rendimiento sea muy diferente de la competición de deportistas en formación, o deportistas aficionados, al menos en las consecuencias conductuales de los niveles de motivación y de cohesión. Se proponen diseños de investigación futura.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

## ABSTRACT

### Injury and psychological characteristics in handball players

**Objective.** The aim of this study is to relate sports injuries suffered by players of handball and certain psychological characteristics of these.

**Methods.** We studied 100 handball players with a mean age of 23.92 years with an average experience in their sport of 13.58 years. We evaluated the psychological characteristics of athletes and the injuries they had suffered. This study is a descriptive-correlational cross-sectional design in which all variables were assessed at the same time.

**Results.** The results indicate that the handball players with high levels of stress have more muscle injuries and those with high scores on motivation and mental ability also have high number of injuries (moderate, tendinitis, contusions). Finally, those who score high in building team have fewer bruises that have mean scores.

**Conclusions.** The results of this study affirm certain tenets of the model of stress and injury to Williams and Andersen, for example the fact that stress is positively related injuries. Furthermore, the results concerning motivation and team cohesion are very attractive to deepen them and try to better identify these relationships. It is possible that the high-performance sports competition is very different from the competition of athletes in training, or sports fans, at least in the behavioral consequences of the levels of motivation and cohesion. Designs are proposed for future research.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

## Introducción

Las lesiones deportivas son hechos que se producen casi constantemente en el deporte de competición, por lo que la consideración de los factores que provocan estas lesiones es un aspecto de gran importancia para los diferentes profesionales que trabajan en el ámbito deportivo. Se conoce que el aumento de las exigencias deportivas para los deportistas de rendimiento es uno de los factores fundamentales<sup>1,2</sup>, pero ni es el único, ni debe desprenderse de otros aspectos asociados, como por ejemplo factores ambientales, biomédicos o psicológicos.

Los estudios epidemiológicos constatan la importancia de las lesiones en el balonmano, considerando que es, junto al rugby y fútbol, uno de los deportes que más lesiones provoca<sup>3,4</sup>. Las características propias del juego del balonmano, como deporte de contacto, de fuerza y jugado con las manos, son consideradas como causas de dolencias específicas, localizadas en las extremidades superiores<sup>5-7</sup>, y otros aspectos como la brusquedad de los giros se asocian a las extremidades inferiores, concretamente al esguince de tobillo y a lesiones del ligamento cruzado anterior<sup>8,9</sup>. Por otro lado, algunos factores ambientales parecen tener cierta importancia tanto en la incidencia de las lesiones, como por ejemplo el hecho de entrenar o competir (donde la incidencia es mucho mayor en los partidos que en los entrenamientos)<sup>6,10</sup> como en la especificidad de la lesión, como por ejemplo la relación entre la lesión del ligamento cruzado y la superficie del suelo, al producirse esta en superficies de juego más duras que en suelos de madera o parquet<sup>11</sup>.

El estudio de la influencia de factores psicológicos en la vulnerabilidad de los deportistas a lesionarse, aun siendo un ámbito científico de reciente interés, ha experimentado un incremento importante en las dos últimas décadas. La publicación por Andersen y Williams<sup>12</sup> de su modelo de estrés de la lesión deportiva fue un acicate para los investigadores que, básicamente, se centraron en el estudio de la relación entre el estrés y la vulnerabilidad del deportista a lesionarse<sup>13-15</sup>. El objeto de estudio de esta línea de investigación ha sido conocer qué variables psicológicas correlacionan con una mayor frecuencia de lesiones de los deportistas, analizando la gravedad y el tipo de lesión.

Desde la propuesta teórica de Andersen y Williams<sup>12</sup> y su posterior revisión<sup>16</sup>, en la que el estrés es el núcleo explicativo fundamental, otras variables psicológicas han sido estudiadas bien en el marco de este modelo, bien de forma autónoma, o como covariante en su relación con las lesiones. Los investigadores se han centrado en el estudio de la ansiedad competitiva<sup>17-20</sup>, el estrés psicosocial<sup>21-24</sup>, las conductas de riesgo<sup>25</sup> o los recursos de afrontamiento<sup>26-27</sup>. En general, los resultados hallados por estos estudios indican que los factores psicológicos sí tienen alguna influencia en la lesión deportiva, y en el hecho de que esta se produzca. Tal y como postula el modelo de Andersen y Williams<sup>12</sup> la valoración cognitiva que hace el deportista de una determinada situación será clave para provocar cambios fisiológicos y atencionales, que en definitiva provocarán, o no, una respuesta de estrés que facilite la lesión. Se podría considerar que el deportista tipo de mayor riesgo de lesión es aquel que experimenta un nivel alto de ansiedad competitiva, un nivel alto de estrés, con escasos o inadecuados recursos de afrontamiento y con tendencia a la ejecución de conductas de riesgo.

En este estudio, y partiendo del trabajo de Olmedilla<sup>28</sup> realizado con futbolistas, se pretende superar algunas de las limitaciones observadas en la investigación precedente y sugeridas por diferentes autores<sup>29,30</sup>, como la homogeneización de la muestra (un mismo deporte, balonmano, un mismo sexo, jugadores), y la adecuación del instrumento, utilizando un cuestionario psicológico específico del ámbito deportivo. En

función de lo señalado anteriormente, el objetivo de este estudio es relacionar las lesiones deportivas sufridas por los jugadores de balonmano y determinadas características psicológicas de estos (control de estrés, influencia de la evaluación del rendimiento, motivación, habilidad mental y cohesión de grupo).

## Método

### Sujetos

La población a la que fue dirigido el estudio fue la formada por jugadores de balonmano masculinos que compitieran en las más altas categorías del balonmano español. Concretamente la División de Honor Masculina Liga ASOBAL, formada por 16 equipos, y la División de Honor Plata Masculina, formada también por 16 equipos. Con una media de 16 jugadores por equipo, se puede considerar que la población de estudio era de 512 jugadores, aproximadamente. Partiendo de un criterio de accesibilidad a la muestra por parte del equipo investigador se llevó a cabo la selección muestral.

La muestra del estudio estuvo compuesta por 100 jugadores de balonmano de competición, con una edad media de 23,92 años ( $\pm 5,21$ ). La media de años que llevaban practicando su deporte fue de 13,58 ( $\pm 4,41$ ), y la media de años en la categoría fue de 5 ( $\pm 4,84$ ). Un 80% de los jugadores competían en la liga ASOBAL (máxima categoría profesional en España), y el 20% restante lo hacía en la División de Honor Plata Masculina. Respecto al puesto de juego, el 26% jugaban de extremo, el 25% de lateral, el 20% de central, el 19% de pivote y el 10% de portero.

### Instrumentos

Para la evaluación de las lesiones deportivas se utilizó un cuestionario de autoinforme utilizado por otros autores<sup>28,31,32</sup>. Este cuestionario (anexo 1) permite conocer, de manera retrospectiva, el número, gravedad y tipo de lesiones sufridas durante la temporada deportiva anterior (aproximadamente un año). Para la valoración de la gravedad de las lesiones se siguió un criterio funcional<sup>29</sup>, diferenciando entre lesiones leves (al menos interrumpen un día de entrenamiento y requieren tratamiento), lesiones moderadas (obligan al deportista a interrumpir sus entrenamientos y competiciones entre 6 y 30 días, y requieren tratamiento), lesiones graves (suponen entre uno y tres meses de baja deportiva, a veces hospitalización, e incluso intervención quirúrgica), y lesiones muy graves (suponen cuatro meses de baja deportiva, a veces producen una disminución del rendimiento del deportista de manera permanente). Para la valoración del tipo de lesión se clasificaron en lesiones musculares, fracturas, tendinitis y contusiones<sup>29</sup>.

Para la evaluación de las variables psicológicas se utilizó el *Cuestionario de Características Psicológicas relacionadas con el Rendimiento Deportivo (CPRD)* de Gimeno, Buceta y Pérez-Llantada<sup>33</sup>. Es un cuestionario compuesto por 55 reactivos (en una escala tipo *likert* de 5 opciones, 1: completamente en desacuerdo, 5: completamente de acuerdo), con saturaciones superiores a 0,30, con un coeficiente alfa de Cronbach del 0,85, y explica una varianza del 63%. En concreto, el cuestionario CPRD evalúa cinco variables psicológicas:

- 1) Control de estrés (CE, compuesto por 20 reactivos): este factor hace referencia a situaciones potencialmente estresantes en las que es necesario el control, y a las respuestas del deportista en relación con las

- demandas del entrenamiento y la competición. Una puntuación alta indica que el deportista dispone de recursos psicológicos para controlar el estrés relacionado con su práctica deportiva.
- 2) Influencia de la evaluación del rendimiento (IER, compuesto por 12 reactivos): este factor hace referencia a las características de las respuestas del deportista ante situaciones en las que este evalúa su propio rendimiento, o se plantea que lo están evaluando personas significativas para él; además, incluye también la valoración respecto a los antecedentes que pueden originar una valoración del rendimiento deportivo del deportista. Una puntuación alta indica que el deportista muestra un elevado control del impacto de una evaluación negativa sobre su rendimiento.
  - 3) Motivación (MO, compuesto por 8 reactivos): este factor hace referencia a la motivación y el interés de los deportistas por todo lo relacionado con su práctica deportiva, como los entrenamientos, las competiciones y el esfuerzo por superarse día a día. Una puntuación alta indica que el deportista muestra un gran nivel motivacional por su práctica deportiva.
  - 4) Habilidad mental (HM, compuesto por 9 reactivos): este factor incluye habilidades psicológicas que pueden favorecer el rendimiento deportivo. Una puntuación alta indica que el deportista posee habilidades o domina estrategias psicológicas que le ayudan en su rendimiento.
  - 5) Cohesión de equipo (COH, compuesto por 6 reactivos): este factor hace referencia a la integración del deportista en su equipo o grupo deportivo. Una puntuación alta indica que el deportista muestra una adecuada integración.

### Diseño y procedimiento

Esta es una investigación de tipo descriptivo-correlacional, con un diseño de corte transversal, en el que todas las variables fueron evaluadas al mismo tiempo<sup>34</sup>. En un primer momento se contactó telefónicamente con el jefe de los servicios médicos de la Real Federación Española de Balonmano (RFEB) y se concertó una entrevista con el presidente de la RFEB, para informarles de la investigación, y solicitar su apoyo; posteriormente, se contactó, también telefónicamente, con los responsables de los diferentes clubes de balonmano, para solicitar su permiso y apoyo en el proceso de recogida de datos, y se les informó brevemente de los objetivos de la investigación. La cumplimentación de los cuestionarios se llevó a cabo en las propias instalaciones de cada club, donde se les explicó brevemente el objetivo de la investigación, se les solicitó un consentimiento informado, y se procedió a la recogida de información.

### Análisis estadístico

En este estudio se ha utilizado una metodología correlacional. Las técnicas estadísticas empleadas fueron análisis de correlación de Pearson y el análisis de varianza (ANOVA) además de una exploración descriptiva empleando estadísticos como la media y la desviación típica. Posteriormente se realizaron análisis de varianza. Los análisis se han realizado con el programa SPSS 15.0 para Windows. Todos los análisis estadísticos se realizaron con un nivel de significación igual a 0,05.

### Resultados

En la tabla 1 se puede observar la distribución de la muestra en función de la variable lesiones.

La relación entre los factores del CPRD y los diferentes tipos de lesiones se analizó mediante la correlación de Pearson (tabla 2) con la perspectiva de poder establecer con posterioridad un modelo lineal que pudiera servir para predecir el efecto de las dimensiones de la prueba sobre diversos tipos de lesiones. El análisis estadístico indica que existen relaciones significativas entre el factor CE y las lesiones musculares; entre el factor IER y las lesiones musculares; entre el factor MO y las lesiones moderadas; y el factor HM correlaciona de modo leve, y en sentido positivo con el número de lesiones sufridas, con las lesiones moderadas, con las contusiones, y de manera leve con la ocurrencia de tendinitis. No aparecen relaciones significativas entre el factor COH y las lesiones.

En un segundo momento, tras el análisis correlacional, se procede a categorizar en grupos a los jugadores en función de sus puntuaciones en los factores del CPRD, para realizar un análisis de varianza. Se toma como referencia la media de esta muestra y las desviaciones típicas encontradas en cada una de las variables psicológicas; así, un jugador que ha puntuado por debajo de una desviación típica con respecto a la media de la muestra es considerado que tiene un nivel BAJO en la variable. Un jugador cuya puntuación es superior a una desviación típica por encima de la media es considerado que posee un nivel ALTO en la variable. El jugador que puntúe entre los valores anteriormente citados tendría un nivel MEDIO. Categorizar de este modo las variables es útil en este caso, pues la distribución que se observa (en los índices de asimetría encontrados en el análisis descriptivo) es muy próxima a la normal, con lo que se obtiene un número semejante de jugadores en cada categoría. La composición de la muestra de acuerdo con estas categorías se puede observar en la tabla 3.

Considerando las variables psicológicas como factores o variables independientes que explicarían la varianza en las variables dependien-

**Tabla 1**  
Estadísticos descriptivos de las variables de lesiones deportivas

	N	Mínimo	Máximo	Suma	Media	Desv. típica
Número de lesiones	98	0	7	202	2,06	1,37
<b>Gravedad de la lesión</b>						
Lesiones leves	98	0	4	108	1,09	0,98
Lesiones moderadas	98	0	3	64	0,65	0,74
Lesiones graves	98	0	3	26	0,27	0,52
Lesiones muy graves	98	0	1	4	0,04	0,19
<b>Tipo de lesión</b>						
Lesiones musculares	98	0	6	180	1,84	1,53
Fracturas	98	0	6	204	2,08	1,95
Tendinitis	98	0	6	145	1,48	2,17
Contusiones	98	0	6	85	0,87	1,99

**Tabla 2**  
Correlaciones entre las variables psicológicas y las lesiones deportivas

		<b>Cohesión</b>	<b>Habilidad mental</b>	<b>Motivación</b>	<b>Evaluación del rendimiento</b>	<b>Control de estrés</b>
Número de lesiones	Correlación de Pearson	-0,024	<b>0,230<sup>a</sup></b>	0,139	0,064	0,063
	Sig. (bilateral)	0,816	<b>0,021</b>	0,169	0,524	0,532
	N	100	<b>100</b>	100	100	100
Lesiones leves	Correlación de Pearson	0,046	0,111	-0,018	0,098	0,092
	Sig. (bilateral)	0,650	0,270	0,856	0,330	0,365
	N	100	100	100	100	100
Lesiones moderadas	Correlación de Pearson	-0,151	<b>0,248<sup>a</sup></b>	<b>0,233<sup>a</sup></b>	-0,079	-0,031
	Sig. (bilateral)	0,136	<b>0,013</b>	<b>0,021</b>	0,440	0,759
	N	99	<b>99</b>	<b>99</b>	99	99
Lesiones graves	Correlación de Pearson	0,078	0,082	0,033	0,106	0,005
	Sig. (bilateral)	0,445	0,418	0,747	0,295	0,959
	N	99	99	99	99	99
Lesiones muy graves	Correlación de Pearson	0,093	-0,049	-0,038	0,085	0,064
	Sig. (bilateral)	0,360	0,633	0,712	0,405	0,528
	N	99	99	99	99	99
Lesiones musculares	Correlación de Pearson	-0,166	-0,094	-0,021	<b>-0,217<sup>a</sup></b>	<b>-0,213<sup>a</sup></b>
	Sig. (bilateral)	0,099	0,350	0,833	<b>0,030</b>	<b>0,033</b>
	N	100	100	100	<b>100</b>	<b>100</b>
Fracturas	Correlación de Pearson	-0,082	0,120	0,053	<b>0,021</b>	<b>0,016</b>
	Sig. (bilateral)	0,420	0,238	0,603	0,833	0,878
	N	99	99	99	99	99
Tendinitis	Correlación de Pearson	0,020	<b>0,339<sup>b</sup></b>	0,125	0,035	0,064
	Sig. (bilateral)	0,847	<b>0,001</b>	0,220	0,735	0,530
	N	98	<b>98</b>	98	98	98
Contusiones	Correlación de Pearson	0,069	<b>0,242<sup>a</sup></b>	0,176	0,090	0,143
	Sig. (bilateral)	0,498	<b>0,016</b>	0,082	0,381	0,160
	N	98	<b>98</b>	98	98	98

<sup>a</sup>La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral). <sup>b</sup>La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

**Tabla 3**  
Categorización de la muestra en función de las puntuaciones en el formulario *Características Psicológicas relacionadas con el Rendimiento Deportivo*

Factores del CPRD	Jugadores	Categorías			
		Bajo	Medio	Alto	Total
Control del estrés	N	17	66	17	100
	%	17	66	17	100
Influencia de la evaluación del rendimiento	N	18	58	24	100
	%	18	58	24	100
Motivación	N	23	53	24	100
	%	23	53	24	100
Habilidad mental	N	20	58	22	100
	%	20	58	22	100
Cohesión	N	26	52	22	100
	%	26	52	22	100

CPRD: Características Psicológicas relacionadas con el Rendimiento Deportivo.

tes (número y tipo de lesiones) se observa que respecto al factor CE el análisis realizado indica una relación que no es significativa estadísticamente ( $F_{6,346} = 36,669$ ,  $p = 0,065$ ), pero se acerca a ella, con las lesiones musculares (fig. 1).

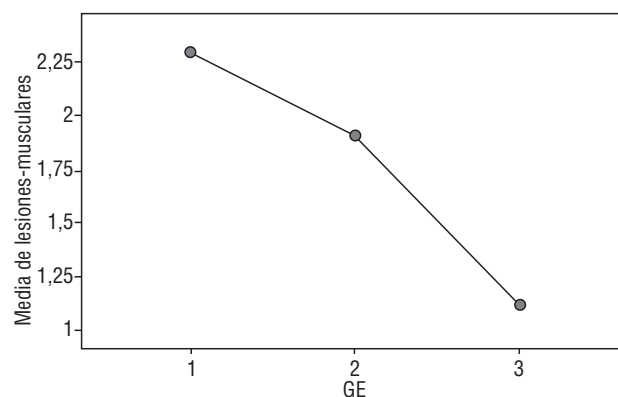
Respecto al factor MO existe una diferencia significativa entre el grupo de baja y de alta motivación ( $F_{1,915} = 3,641$ ,  $p < 0,030$ ) (fig. 2).

Respecto al factor HM aparece una relación significativa ( $F_{20,104} = 4,545$ ,  $p < 0,013$ ) con las lesiones del tipo tendinitis (fig. 3).

Por último, respecto al factor COH se aprecia una relación significativa ( $F_{13,328} = 3,511$ ,  $p < 0,034$ ) con las contusiones (fig. 4).

## Discusión

El objetivo de este estudio ha sido relacionar las lesiones deportivas sufridas por los jugadores de balonmano y determinadas características



**Fig. 1.** GE: grupo de control de estrés. 1 = bajo; 2 = medio; 3 = alto.

psicológicas de éstos, como el control de estrés, la influencia de la evaluación del rendimiento, la motivación, la habilidad mental y la cohesión de equipo.

Los resultados indican que, respecto al factor CE aparecen relaciones estadísticamente significativas con las lesiones, concretamente, cuanto mayor es el nivel de control del estrés se contabilizan menos lesiones musculares, aunque la intensidad de esta relación es leve. Respecto al factor IER y las lesiones musculares, igualmente aparecen relaciones estadísticamente significativas, e igualmente en el mismo sentido, es decir, cuanto mayor es la puntuación en este factor, menos lesiones musculares se producen, con una intensidad de relación también leve. Respecto a la relación entre el factor MO y las lesiones existen relaciones significativas, pero en este caso con las lesiones moderadas: se observa que a mayor puntuación en este factor se da un ligero aumento de lesiones moderadas, concretamente entre el grupo de baja y de alta motivación, de manera tal que a un mayor nivel de motivación, mayor es la media de

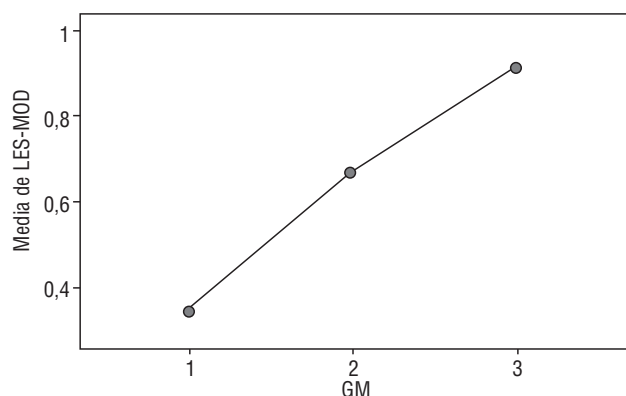


Fig. 2. GM: grupo de motivación. 1 = bajo; 2 = medio; 3 = alto.

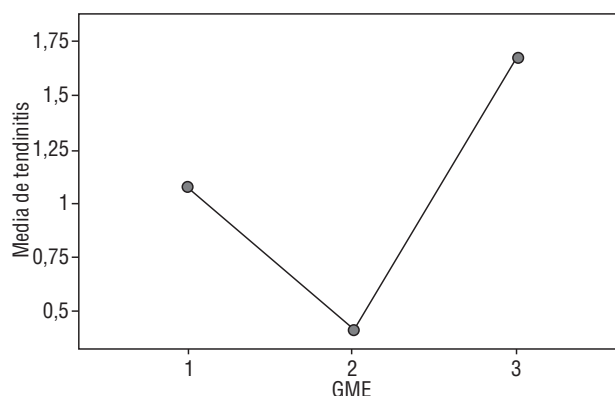


Fig. 4. GC: grupo de cohesión. 1 = bajo; 2 = medio; 3 = alto.

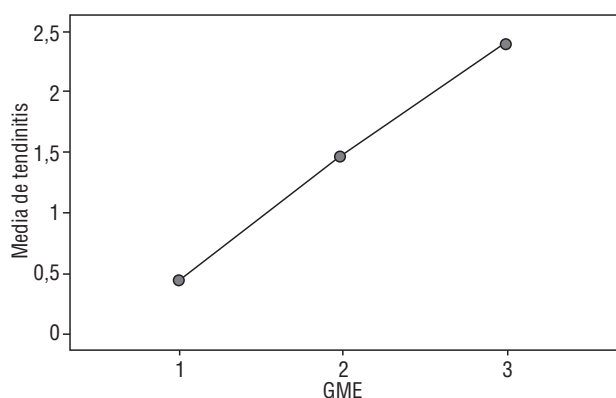


Fig. 3. GME: grupo de habilidad mental. 1 = bajo; 2 = medio; 3 = alto.

lesiones moderadas. Respecto a la relación entre el factor HM y las lesiones, se observan relaciones estadísticamente significativas con las tendinitis, a mayor nivel de puntuación en HM mayor es la incidencia de este tipo de lesión. Por último, respecto al factor COH se aprecia una relación significativa con las contusiones, y esta relación se da entre los jugadores con niveles altos de cohesión y los jugadores con niveles medios.

En general, los resultados indican que existe relación entre los factores psicológicos analizados y las lesiones, aunque esta sea, en general, leve. Por un lado, las puntuaciones altas en la IER y el CE se relacionan con una menor presencia de lesiones musculares, en cambio las puntuaciones altas en MO y en HM, lo hacen con una mayor presencia, aunque leve, de otros tipos de lesiones (lesiones moderadas y contusiones fundamentalmente); y que los deportistas con puntuaciones altas en COH presentan menos contusiones que los deportistas con puntuaciones medias.

Tanto el factor CE como el factor IER hacen referencia a diferentes aspectos del estrés deportivo que el jugador debe afrontar, se relacionan con el manejo por parte del deportista de las diferentes situaciones de estrés de la práctica deportiva, y por el impacto de la evaluación que otros (y él mismo) hacen de su ejecución deportiva. Tal y como indican los resultados del presente trabajo, los jugadores de balonmano con menos recursos psicológicos para controlar el estrés y que se muestran más afectados por el impacto de una evaluación negativa sobre su rendimiento, presentan más lesiones musculares que aquellos que tienen más recursos para controlar el estrés y para no sentirse afectados por la evaluación de su rendimiento. Estos resultados están en la línea de los estudios elaborados sobre la base del modelo de Andersen y Williams<sup>12</sup>,

que en general indican que el estrés parece relacionarse con un mayor índice de lesiones, y señalan que los deportistas con niveles altos de estrés son más propensos a lesionarse que aquellos deportistas con niveles bajos<sup>13,14,22</sup>. Además, estos resultados coinciden con otros en los que también se ha utilizado el CPRD y los factores CE y IER se relacionan, en el mismo sentido, con las lesiones musculares<sup>35</sup>; sin embargo, en otros<sup>28,36</sup> estas relaciones solo aparecieron cuando las lesiones eran graves o muy graves, pero no en las leves y moderadas, lo que sugiere la posibilidad de que el tipo de deporte practicado o el nivel de competición sean determinantes, ya que una lesión leve o moderada podría no ser excesivamente perjudicial en deportes de competición regular y distanciada en el tiempo, como el caso del fútbol o el balonmano, y sí podría serlo en otros en los que la competición es muy seguida y cuya participación depende de la disponibilidad contractual, como por ejemplo el tenis.

Por otro lado, el hecho de que los jugadores con niveles altos de motivación presenten un mayor número de lesiones moderadas podría resultar paradójico, ya que parece que para una buena práctica deportiva se necesita un nivel de motivación alto. Sin embargo, también es posible que una motivación excesivamente alta pueda producir conductas de sobreesfuerzo y de riesgo, que inexorablemente faciliten la aparición de lesiones, en línea con lo sugerido por algunos autores<sup>25,37</sup>. Dado que la muestra de este estudio está formada por jugadores de balonmano de niveles medios y altos de competición, cabe pensar que, efectivamente, una motivación alta podría implicar conductas de riesgo. Además, en estudios realizados con deportistas jóvenes en formación<sup>38</sup>, o con deportistas aficionados<sup>35</sup>, y utilizando también el factor MO del CPRD, esta relación entre motivación y lesiones no aparece. Es posible que en deportistas aficionados un nivel bajo de motivación posibilite desajustes atencionales o niveles bajos de activación que faciliten el riesgo de sufrir lesión; y sin embargo, en los deportistas profesionales ocurra al contrario, que los niveles muy altos de motivación son los que tengan consecuencias negativas en forma de lesión. En este sentido, sería muy interesante desarrollar estudios con muestras de deportistas profesionales en las que se pudiera determinar la relación entre los niveles motivacionales del deportista, las conductas de riesgo exhibidas y su relación con las lesiones.

Los resultados de la relación entre el factor HM y las lesiones sí resultan muy controvertidos, dado que teóricamente los jugadores que más recursos psicológicos tengan para afrontar las situaciones de entrenamiento y competición, en principio, deberían lesionarse menos que aquellos cuyas habilidades fueran perores, en la línea del modelo de Andersen y Williams<sup>12</sup>; sin embargo, en este trabajo no sucede así, sino todo lo contrario: los deportistas con mayores puntuaciones en HM pre-

sentan más lesiones, concretamente tendinitis, lo que está en la línea de lo hallado por Olmedilla et al<sup>35</sup>, donde los tenistas con mayor puntuación en HM tenían más lesiones moderadas, concretamente contusiones y tendinitis. El hecho de que el factor HM presentara unos valores de consistencia interna muy bajos, concretamente un alfa de Cronbach de 0,34, quizá debido a que el conjunto de ítems que lo integran no representen un único y completo constructo<sup>33</sup>, sugiere que seamos cautos a la hora de interpretar estos datos.

Por último, respecto al factor COH parece que se podrían explicar los resultados obtenidos en la línea de lo inferido para la motivación: aquellos deportistas que están más comprometidos con el equipo arriesgan más en la competición, por lo que realizarían un mayor número de conductas de riesgo, lo que incrementaría la posibilidad de lesionarse. En cualquier caso, también sería interesante realizar más estudios en este sentido para poder determinar con mayor exactitud este tipo de relaciones.

En conclusión, los resultados de este estudio aportan algunos datos novedosos y muy interesantes. Por un lado, ratifican algunos de los postulados del modelo de estrés y lesión de Williams y Andersen<sup>12</sup>, ya que el estrés (factores CE y IER) se relaciona positivamente con las lesiones, aspecto que aparece reiteradamente en estudios con diferentes deportes y niveles de competición<sup>39</sup>. Por otro, los resultados obtenidos en las relaciones de la motivación y la cohesión de equipo resultan muy atractivos para profundizar en ellos e intentar determinar mejor estas relaciones, teniendo en cuenta aspectos como el tipo de deporte, el nivel de competición, incluso la edad y el sexo. Es posible, como se apuntaba anteriormente, que la competición deportiva de alto rendimiento sea muy diferente de la competición de deportistas en formación, o deportistas aficionados, al menos en las consecuencias conductuales de los niveles de motivación y de cohesión. En este sentido, el trabajo de Sosa<sup>40</sup> indica que, efectivamente, existen diferencias en las variables psicológicas de los deportistas (balonmano y judo) en función del sexo, de la modalidad deportiva y de la categoría deportiva dentro de la misma modalidad. Cuestiones que, tanto para el deporte de formación como para el profesional, son básicas para diseñar e implementar el tipo de intervención psicológica más adecuada en cada caso, bien para la formación integral de jóvenes deportistas, bien para la optimización del rendimiento o la prevención y recuperación de lesiones deportivas<sup>41,42</sup>.

Además, el presente estudio presenta algunas limitaciones en ciertos aspectos de los analizados que deben ser consideradas:

- Respecto a la muestra, aunque se han seguido las recomendaciones sugeridas por Petrie y Falkstein<sup>30</sup>, en las que indican la necesidad de homogeneización de aquella (mismo sexo, nivel de competición, especialidad deportiva), sí parece aconsejable incrementar el número muestral y que el nivel de competición sea de una misma categoría.
- También sería de gran ayuda la utilización de otro tipo de instrumentos para el registro de lesiones, no sólo el proporcionado a través del autoinforme por los propios deportistas, sino, por ejemplo hojas de registro cumplimentadas por profesionales del deporte, como fisioterapeutas, recuperadores físicos, etc. En este sentido las sugerencias realizadas por Junge et al<sup>43,44</sup> respecto a la utilización de un sistema estandarizado de registro y evaluación de las lesiones proporcionaría criterios muy válidos de comparación de resultados, así como criterios más eficaces para definir exactamente el nivel de gravedad de la lesión y el tipo de lesión desde diferentes puntos de vista (mecanismos de lesión, lesiones crónicas, o quizá, enfermedades específicas relacionadas con el deporte).
- Si bien es difícil conseguir muestras de deportistas profesionales y pueden proporcionar datos muy valiosos para la investigación, a veces este hecho puede representar un problema, debido a que la heterogeneidad de nacionalidades de los equipos profesionales es muy grande, y la interpretación de los ítems de los cuestionarios puede no responder totalmente a la realidad debido a problemas de idioma. En este sentido, se debería prestar gran atención al proceso de toma de datos para ratificar que los deportistas responden lo que quieren responder y lo hacen a las cuestiones que les son demandadas por parte de los investigadores.
- Por último, sería muy interesante realizar estudios con diseños de tipo experimental o longitudinal, donde se pudieran observar relaciones de causa efecto, tal y como indican Olmedilla y García-Mas<sup>39</sup>.

## Bibliografía

1. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med.* 2005;39:324-9.
2. Ekstrand J, Walden M, Hägglund M. A congested calendar and the well being of players. Correlation between match exposure of European footballers before the World Cup 2002 and their injuries and performances during that world cup. *Br J Sports Med.* 2004;38:493-7.
3. Nicholl JP, Coleman P, Williams BT. The epidemiology of sports and exercise related injury in the United Kingdom. *Br J Sports Med.* 1995;29:232-8.
4. Jorgensen U. Epidemiology of injuries in typical Scandinavian team sports. *Br J Sports Med.* 1984;18:59-63.
5. Steinbruck K. Epidemiology of sports injuries-25 year analysis of sports orthopedic-traumatologic ambulatory care. *Sport Sports.* 1999;13:38-52.
6. Nielsen AB, Yde J. An epidemiologic and traumatologic study of injuries in handball. *Int J Sports Med.* 1988;9:341-4.
7. Peaina M, Bojanica I. Overuse injuries of the musculoskeletal system. 2nd ed. Boca Raton (FL): CRC Press; 2003.
8. Myklebust G, Holm I, Maehlum S, Engebretsen L, Bahr R. Clinical, functional, and radiologic outcome in team handball players 6 to 11 years after anterior cruciate ligament injury: a follow-up study. *Am J Sports Med.* 2003;31:981-9.
9. Reckling C, Zantop T, Petersen W. Epidemiology of injuries in juvenile handball players. *Sport Sports.* 2003;17:112-7.
10. Vlák T, Pivalica D. Handball: The Beauty or the Beast. Croatian handball phenomenon. *Croat Med J.* 2004;45:526-30.
11. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med.* 2004;32:1002-12.
12. Andersen MB, Williams JM. A model of stress and athletic injury: Prediction and prevention. *J Sport Exerc Psychol.* 1988;10:294-306.
13. Davis JO. Sport injuries and stress management: An opportunity for research. *Sport Psychol.* 1991;5:175-82.
14. Junge A. The influence of psychological factors on sports injuries: Review of the literature. *Am J Sports Med.* 2000;28:10-5.
15. Spano JL. Impact of life stressors on athletes. *Athl Ther Today.* 2008;13:42-3.
16. Williams JM, Andersen MB. Psychological antecedents of sport injury: review and critique of the stress and injury model. *J App Sport Psychol.* 1998;10:5-25.
17. Aslan SH, Aslan RO, Alparslan ZN. Anxiety levels of the football players participating in the U-21 national team infrastructure selection. *Turk J Sports Med.* 2000;35:51-8.
18. Kleinert J. An approach to sport injury trait anxiety: scale construction and structure analysis. *Eur J Sport Sci.* 2002;2:49-57.
19. Olmedilla A, Andreu MD, Ortín FJ, Blas A. Ansiedad competitiva, percepción de éxito y lesiones: un estudio en futbolistas. *Rev Int Med Cienc Act Fis Deporte.* 2009;9:51-66.
20. Ye P. Differences of competitive trait anxiety between athletes. *J Beijing Univ Phys Edu.* 2002;25:183-5.
21. Andersen MB, Williams JM. Athletic injury, psychosocial factors, and perceptual changes during stress. *J Sports Sci.* 1997;17:735-41.
22. Díaz P, Buceta JM, Bueno AM. Situaciones estresantes y vulnerabilidad a las lesiones deportivas: un estudio con deportistas de equipo. *Rev Psicol Deporte.* 2004;14:7-24.
23. Rogers TJ, Landers DM. Mediating effects of peripheral vision in the life event stress/athletic injury relationship. *J Sport Exerc Psychol.* 2005;27:271-88.
24. Smith RE. Elite Collegiate Female Athletes: A comparison between injured and no injured upper and lower division students athletes on life-stress,

- competitive trait anxiety, and coping skills. *Humanit Soc Sci.* 2001;6(11-A):4288.
25. Griffith JD, Hart CL, Goodling M, Kessler J, Whitmire A. Responses to the Sports Inventory for Pain among BASE Jumpers. *J Sport Behav.* 2006;29:242-54.
  26. Abenza L, Olmedilla A, Ortega E, Esparza F. Lesiones y factores psicológicos en futbolistas juveniles. *Arch Med Deporte.* 2009;132:280-8.
  27. Chase M, Magyar M, Drake B. Fear of injury in gymnastics: Self-efficacy and psychological strategies to keep on tumbling. *J Sports Sci.* 2005;23:465-75.
  28. Olmedilla A. **Factores psicológicos y lesiones en futbolistas: un estudio correlacional.** Murcia: Editorial Quaderna; 2005.
  29. Díaz P. Estrés y prevención de lesiones. Universidad Nacional de Educación a Distancia; 2001.
  30. Petrie TA, Falkstein DL. **Methodological, measurement and statistical issues in research on sport injury prediction.** *J App Sport Psychol.* 1998;10:26-45.
  31. Abenza L, Olmedilla A, Ortega E, Esparza F. Lesiones y factores psicológicos en futbolistas juveniles. *Arch Med Deporte.* 2009;132:280-8.
  32. Ortín FJ. Factores psicológicos y socio-deportivos y lesiones en jugadores de fútbol semiprofesionales y profesionales. Universidad de Murcia; 2009.
  33. Gimeno F, Buceta JM, Pérez-Llantada MC. El cuestionario de Características Psicológicas relacionadas con el Rendimiento Deportivo (CPRD): Características psicométricas. En: López de la Llave A, Pérez-Llantada MC, Buceta JM, editores. *Investigaciones breves en Psicología del Deporte.* Madrid: Dykinson; 1999. pp. 65-76.
  34. Hernández R, Fernández C, Baptista P. *Metodología de la investigación.* 3.ª ed. México D.F.: McGraw-Hill/Interamericana Editores; 2003.
  35. Olmedilla A, Prieto JM, Blas A. Historia de lesiones y su relación con las variables psicológicas en tenistas. *An Psicol Clin Salud.* 2009;5:67-74.
  36. Abenza L, Olmedilla A, Ortega E. Efectos de las lesiones sobre las variables psicológicas en futbolistas juveniles. *Rev Lat Psicol.* 2010;42:265-77.
  37. Palmi J. Componentes psicológicos de las lesiones deportivas. En: Cruz J, editor. *Psicología del deporte.* Madrid: Síntesis Psicología; 1997. pp. 215-44.
  38. Olmedilla A, Andreu MD, Blas A. Variables psicológicas, categorías deportivas y lesiones en futbolistas jóvenes: un estudio correlacional. *An Psicol.* 2005;4:449-59.
  39. Olmedilla A, García-Mas A. El Modelo global psicológico de las lesiones deportivas. *Acción Psicológica.* 2009;6:77-91.
  40. Sosa P. **Características psicológicas de deportistas en edad escolar: un estudio en balonmano y judo.** Sevilla: Universidad Pablo de Olavide; 2009.
  41. Abenza L, Olmedilla A, Bravo JF. **Estrategias psicológicas para una intervención en crisis: un caso en balonmano femenino.** *Rev Psicol Deporte.* 2006;15:109-25.
  42. Palmi J. Visión psico-social en la intervención de la lesión deportiva. *Cuad Psicol Deporte.* 2001;1:69-79.
  43. Junge A, Engebretsen L, Alonso JM, Renstrom P, Mountjoy M, Aubry M, et al. Injury surveillance in multisport events: the International Olympic Committee approach. *Br J Sports Med.* 2008;42:413-21.
  44. Junge A, Engebretsen L, Alonso JM, Renstrom P, Mountjoy M, Aubry M, et al. Sports injuries during the summer olympic games 2008. *Am J Sports Med.* 2009;37:2165-72.

## ANEXO 1

Cuestionario de recogida de información sobre las lesiones deportivas

### Instrucciones

Este es un cuestionario en el que se pretende recoger información respecto a las lesiones deportivas sufridas por los jugadores durante la presente temporada. Por favor, intente recordar tranquilamente las lesiones sufridas en esta temporada y conteste lo más sinceramente posible. Hágalo a todos los ítems, teniendo la total seguridad de que los datos son estrictamente confidenciales.

Temporada actual

Nombre y apellidos

Edad

Deporte

Club

Categoría de competición

Puesto táctico habitual

1. Indique cuántas lesiones ha sufrido durante la presente temporada

Notas:

Deben reflejarse las lesiones sufridas desde el inicio de los entrenamientos al comienzo de la temporada  
Tenga en cuenta que para considerar una lesión, al menos, ha debido impedir 1 día de entrenamiento

2. Indique en número el tipo de lesión, según su gravedad, que ha sufrido (ver ejemplo)

Ejemplo: – Lesión grave 2 si ha sufrido 2 lesiones graves  
– Lesión moderada 1 si ha sufrido 1 lesión moderada

Lesión leve (requiere tratamiento e interrumpe al menos 1 día de entrenamiento)

Lesión moderada (requiere tratamiento; obliga al deportista a interrumpir entre 6 y 30 días su participación en entrenamientos y competiciones)

Lesión grave (supone entre 1 y 3 meses de baja deportiva; a veces requiere hospitalización, incluso intervención quirúrgica)

Lesión muy grave (supone 4 meses o más de baja deportiva; a veces produce una disminución del rendimiento del deportista de manera permanente y hace precisa la rehabilitación constante para evitar un empeoramiento)

3. Indique en número el tipo de lesión que ha sufrido (ver ejemplo)

Ejemplo: – Lesión muscular 2 ... si ha sufrido 2 lesiones musculares  
– Contusiones 1 ... si ha sufrido 1 contusión

Lesión muscular (referida a los músculos; contracturas, distensiones, roturas...)

Fracturas (roturas óseas)

Tendinitis (inflamación de los tendones)

Contusiones (lesión traumática producida en los tejidos vivos –músculos, tendones– por choques violentos, golpes...)

Otras (las no clasificadas en las 5 anteriores: aplastamientos, fascitis, lumbalgia...)

Muchas gracias por su colaboración





## Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2011;4(1):13-16  
www.elsevier.es/ramd



Original

ARTÍCULO EN PORTUGUÉS

### Distribuição do mês de nascimento dos jogadores das seleções brasileiras de futebol

J.M. Altimari<sup>a</sup>, L.R. Altimari<sup>b</sup>, L. Paula<sup>b</sup>, H. Bortolotti<sup>b</sup>, B.N. Pasquarelli<sup>b</sup>, E.R. Ronque<sup>b</sup> y A.C. Moraes<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). Campinas. São Paulo, Brasil.

<sup>b</sup>Centro de Educação Física e Esporte. Universidade Estadual de Londrina (UEL). Londrina, Paraná. Brasil.

#### RESUMEN

##### Historia del artículo:

Recibido el 27 de junio de 2010

Aceptado el 22 de septiembre de 2010

##### Palabras clave:

Fútbol.

Equipo brasileño.

Mes de nacimiento.

Maduración.

Joven.

**Objetivo.** Analizar la distribución de los meses de nacimiento de los jugadores seleccionados para el equipo nacional de fútbol de Brasil en todas las edades.

**Método.** La muestra fue de 167 futbolistas seleccionados para el equipo nacional de fútbol de Brasil: Sub-14, Sub-15, Sub-16, Sub-17, Sub-18, Sub-19, Sub-20 y principal. Se tomaron en consideración únicamente los atletas que participaron de la última convocatoria de cada edad y que figuraban en la página web oficial de la Confederación Brasileña de Fútbol (CBF) en junio de 2010. Los sujetos fueron separados de acuerdo con el mes de la fecha de nacimiento: en el 1.º cuatrimestre (1 QDT), los jóvenes nacidos entre enero y abril, 2º cuatrimestre (2 QDT), los jóvenes nacidos entre mayo y agosto y 3º cuatrimestre (3 QDT), los jóvenes nacidos entre septiembre y diciembre. Para comparar la distribución encontrada entre los cuatrimestres se utilizó el análisis no paramétrico de Chi-cuadrado ( $X^2$ ) y la significación adoptada fue de  $p < 0,05$ .

**Resultados.** Tras los análisis, se observó que hasta la categoría Sub-18 un mayor número de futbolistas seleccionados nacieron en el 1 QDT, en comparación con 2 QDT ( $p < 0,05$ ). En el Sub-18, no encontramos diferencias en el número de seleccionados entre el 1 QDT y el 2 QDT ( $p > 0,05$ ). Se encontró un menor número de atletas seleccionados nacidos en el 3 QDT en comparación con el 1 QDT y el 2 QDT en todas las edades ( $p < 0,05$ ). Para los atletas seleccionados para el equipo principal no hubo diferencias significativas entre el número de atletas seleccionados en el 1 QDT, 2 QDT y 3 QDT ( $p > 0,05$ ).

**Conclusión.** Una posible explicación para el mayor número de atletas nacidos en el 1 QDT seleccionados para componer los equipos de las categorías Sub-14 hasta Sub-18 es probablemente que estos futbolistas presentan una maduración física adelantada, lo que aumenta las posibilidades de que estos atletas se conviertan en futbolistas destacados, mientras que los que maduran más tarde no son sistemáticamente seleccionados.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

#### ABSTRACT

##### Key words:

Soccer.

Brazilian team.

Month of birth.

Maturation.

Young.

#### Distribution of soccer players of the Brazilian teams by month of birth

**Objective.** The aim of this study was to analyze the distribution of birth month of players invited to the Brazilian soccer team in all categories.

**Method.** Therefore, the sample consisted of 167 football players invited to the Brazilian team categories of Sub-14, Sub-15, Sub-16, Sub-17, Sub-18, Sub-19, Sub-20 and main team. Only the athletes who took part in the latest convening list of each category and listed on the official public domain website of the Brazilian Football Confederation (CBF) in June 2010 were considered. The subjects were separated according to the categorization of chronological age periods, 1<sup>st</sup> quarter (1<sup>st</sup> QDT), young people born between January and April; 2<sup>nd</sup> quarter (2<sup>nd</sup> QDT), young people born between May and August and 3<sup>rd</sup> quarter (3<sup>rd</sup> QDT), young people born between September and December. To compare the distribution found in the four-month period of each category, a nonparametric chi-square ( $X^2$ ) test was used. The level of significance adopted was  $P < 0.05$ .

**Results.** The results demonstrate that in all categories up to the Sub-18 show a greater number of athletes were selected who were born in 1<sup>st</sup> QDT, compared to 2<sup>nd</sup> QDT ( $P < 0.05$ ). In the Sub-18 category, the number of selected among those born in the 1<sup>st</sup> QDT and 2<sup>nd</sup> QDT was similar ( $P > 0.05$ ). It should be emphasized, however, that a smaller number of athletes selected were found for those born on the 3<sup>rd</sup> QDT compared 1<sup>st</sup> QDT and 2<sup>nd</sup> QDT in all base categories ( $P < 0.05$ ). Regarding the athletes of the main team, it was found that there were no significant differences between the number of athletes selected in the 1<sup>st</sup> QDT, 2<sup>nd</sup> QDT and 3<sup>rd</sup> QDT ( $P > 0.05$ ).

**Conclusion.** A possible explanation for the largest number of athletes born in the 1<sup>st</sup> QDT selected to compose all the basic categories until the Sub-18, is probably a greater physical maturation of these, which may increase their chances in becoming outstanding athletes while those that mature later are not systematically selected.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

##### Contacto:

J. Melo Altimari.

Faculdade de Educação Física.

Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

E-mail: jullianamelo@hotmail.com

## Introdução

O futebol é um dos esportes mais populares do mundo, apresentando mais de 240 milhões de praticantes em 2004<sup>1</sup>. O esporte passou por grandes evoluções com o passar dos anos, ganhou ainda mais adeptos, tornou-se uma modalidade com grandes investidores atraindo inúmeros jovens que buscam brilhar nos gramados mais famosos do mundo.

No Brasil, além do grande número de praticantes, é comum a aparição de jovens com um talento motor para a modalidade. Esses talentos são encontrados nas diversas regiões do país, mas pouco se sabe da origem e do processo que esses jovens talentos passam até chegarem aos níveis competitivos mais altos. Para Rogel et al<sup>2</sup>, nenhum jovem desenvolve seu talento se não for apoiado por adultos, e é justamente essa influência do meio, encontrado nas categorias antecedentes ao profissionalismo (categorias de base), que possibilita tal oportunidade do aprimoramento do jovem considerado com um talento motor.

A categorização de jovens jogadores de futebol utiliza um sistema semelhante ao utilizado pela maioria das organizações escolares, clubes, federações e confederações, ou seja, por faixa etária de acordo com a idade cronológica. Tal categorização visa permitir a participação adequada e equitativa oportunidade de formação. Para fins de categorização, a maioria dos países adotam as regras da FIFA (Federação Internacional de Futebol Associado), que usa o ano do nascimento, como critério de seleção, definindo 1º de janeiro como a data-limite do ano de seleção<sup>3</sup>.

No entanto, esta norma pode ser arbitrária quando se trabalha com jovens, uma vez que existe variação significativa em diversas variáveis, como aspectos emocionais, motivacionais e experiência<sup>4-6</sup>, entre os jogadores mais jovens nascidos no final do ano de seleção e jogadores mais velhos nascidos no início do ano de seleção. Já há algum tempo, estudos tem relatado que meninos mais velhos, nascidos no início do ano, são significativamente mais altos e mais pesados do que os rapazes mais jovens durante a adolescência<sup>7-9</sup>. A essas diferenças tem-se referido como o efeito relativo da idade (ERI)<sup>2,10</sup>.

Em contrapartida, qualquer impacto que o ERI tenha sobre os resultados da seleção de talentos para o futebol em idades menores, tenderia a causar assimetria na distribuição dos meses de nascimento entre os jovens jogadores de futebol<sup>11,12</sup> e jogadores sênior de futebol<sup>10,13</sup>. Neste sentido, algumas pesquisas têm encontrado forte relação entre a distribuição dos meses de nascimento e dimensões corporais de atletas jovens<sup>9,14</sup>.

Apesar desse achado, ainda não é claro qual o verdadeiro impacto do ERI sobre a seleção de talentos. Nossa hipótese inicial é que o ERI pode influenciar na seleção de talentos no futebol em idades menores proporcionando aos atletas nascido nos primeiros meses do ano maior possibilidade de serem selecionados. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi analisar a distribuição do mês de nascimento dos jogadores de futebol convocados para as seleções brasileiras Sub-14, Sub-15, Sub-16, Sub-17, Sub-18, Sub-19, Sub-20 e principal.

## Métodos

A amostra foi composta de 167 jogadores de futebol convocados para a seleção brasileira das categorias Sub-14, Sub-15, Sub-16, Sub-17, Sub-18, Sub-19, Sub-20 e principal. Foram considerados na análise apenas os atletas que fizeram parte da última lista de convocação para participar da preparação ou das competições em cada categoria, e listados no en-

**Tabela 1**

Competições que deram origem a convocação dos jogadores de futebol da seleção brasileira nas diferentes categorias

Seleções	Competição	Local
Sub-14	Sul-Americano 2011	Indefinido
Sub-15	Sul-Americano 2009	Bolívia
Sub-16	Copa Internacional do Mediterrâneo 2010	Espanha
Sub-17	Mundial 2009	Nigéria
Sub-18	Torneio Internacional 4 Nações 2010	África do Sul
Sub-19	Copa Internacional do Mediterrâneo 2010	Espanha
Sub-20	Mundial 2009	Egito
Principal	Mundial 2010	África do Sul

dereço eletrônico oficial de domínio público da Confederação Brasileira de Futebol (CBF) no mês de Junho de 2010 (tabela 1).

Os sujeitos foram separados de acordo com a categorização de idade cronológica em quadrimestres, 1º quadrimestre (1 QDT), jovens nascidos entre janeiro e abril; 2º quadrimestre (2 QDT), jovens nascidos entre maio e agosto e 3º quadrimestre (3 QDT), jovens nascidos entre setembro e dezembro.

## Tratamento estatístico

Todas as informações foram analisadas por meio da estatística descritiva, utilizando-se do pacote estatístico Statistica<sup>TM</sup> 7.0<sup>®</sup> (Statsoft Inc., Tulsa, OK, USA). Os dados são apresentados em termos de distribuição de frequências absoluta (F) e relativa (FR). Para comparação da distribuição encontrada nos quadrimestres em cada categoria foi utilizado o teste não paramétrico do qui-quadrado ( $X^2$ ). A significância adotada foi  $P < 0,05$ .

## Resultados

Na tabela 2 são apresentados os resultados da análise da distribuição do mês de nascimento dos jogadores de futebol da seleção brasileira em todas as categorias.

Os resultados demonstram que até a categoria Sub-18, o número de atletas selecionados, nascidos nos meses correspondentes ao 1 QDT foram maiores quando comparado ao 2 QDT e 3 QDT ( $P < 0,05$ ). Nas categorias Sub-19 e Sub-20, o número de selecionados foi semelhante entre os nascidos no 1 QDT e 2 QDT. Entretanto, um menor número de atletas selecionados foi encontrado para os nascidos no 3º QDT comparado 1 QDT e 2 QDT em todas as categorias de base ( $P < 0,05$ ). E, com relação aos atletas da seleção principal, verificou-se que não houve diferenças significantes entre o número de atletas selecionados nos 1 QDT, 2 QDT e 3 QDT.

## Discussão

Considerando que o ERI pode influenciar na seleção de talentos no futebol em idades menores, e pode causar assimetria na distribuição dos meses de nascimento entre os jovens jogadores o objetivo do presente estudo foi analisar a distribuição do mês de nascimento dos jogadores de futebol convocados para as seleções brasileiras Sub-14, Sub-15, Sub-16, Sub-17, Sub-18, Sub-19, Sub-20 e principal.

Nossos achados mostraram que os atletas selecionados para compor as seleções brasileiras das categorias de base até a Sub-18, na sua maio-

**Tabela 2**

Distribuição do mês de nascimento dos jogadores da seleção brasileira em todas as categorias

Seleções brasileiras	N	1 QDT		2 QDT		3 QDT	
		F	FR (%)	F	FR (%)	F	FR (%)
Sub-14	26	21	81*	4	15 <sup>‡</sup>	1	3
Sub-15	20	13	65*	6	30 <sup>‡</sup>	1	5
Sub-16	18	11	61*	7	39 <sup>‡</sup>	0	0
Sub-17	21	12	57*	6	29 <sup>‡</sup>	3	14
Sub-18	20	9	45*	7	35 <sup>‡</sup>	4	20
Sub-19	18	8	44 <sup>†</sup>	8	44 <sup>‡</sup>	2	12
Sub-20	21	9	43 <sup>†</sup>	8	38 <sup>‡</sup>	4	19
Principal	23	8	34	9	35	7	31

F = frequência absoluta; FR = frequência relativa; QDT = quadrimestre.

\* Diferenças significantes entre o 1ºQDT e os 2º e 3ºQDT (P&lt;0,05).

† Diferenças significantes entre o 1ºQDT e o 3ºQDT (P&lt;0,05).

‡ Diferenças significantes entre o 2ºQDT e o 3ºQDT (P&lt;0,05).

ria são atletas nascidos no 1 QDT (~62%), ou seja, janeiro a abril. Seguido de uma grande proporção de nascidos no 2 QDT (~30%), de junho a setembro. Curiosamente, observasse que o ERI diminui conforme o atleta é selecionado para uma categoria maior. Sugere-se que isso possa ser atribuído possivelmente ao fato desses atletas apresentarem maturação física superior o que leva os mesmos a serem preferidos pelos técnicos.

Helsen et al<sup>13</sup> demonstraram forte relação entre o mês de nascimento e a proporção de jogadores de futebol que se profissionalizam na Bélgica. O estudo contou com 1.200 datas de nascimentos, de três grupos de jogadores de futebol: jogadores profissionais, jogadores de 10 a 16 anos selecionados para times nacionais, e jogadores menores de 16 anos transferidos para a primeira divisão. Os resultados indicaram que jovens jogadores nascidos entre agosto e outubro, período considerado o começo do ano do esporte (janeiro a março no Brasil) teriam maior probabilidade de serem identificados como talentos, e com mais chance de serem transferidos para times nacionais e se tornarem profissionais. Em contraste, jogadores nascidos mais tarde (de acordo com o ano de seleção) acabariam sua carreira antes dos doze anos de idade.

Para confirmar essa afirmação, foi invertido o início do ano de competição na Bélgica, passando a ser em janeiro, semelhantemente como é feito no Brasil. Dessa forma, jogadores nascidos de janeiro a março, passaram a ter maior probabilidade de serem selecionados<sup>2</sup>. Esse ERI pode ser explicado pelo fato de que um atleta nascido em janeiro no Brasil, por exemplo, tem 11 meses de diferença quando comparado a outro jovem talento nascido em novembro, sendo assim ele pode apresentar uma maturação física superior quando nascido em um mês supostamente «favorável» a seleção de talentos no futebol<sup>15</sup>.

Outro fator interessante é relacionado com a teoria da prática deliberada. Se duas crianças apresentam 300 dias de diferença entre seus nascimentos, o nascido no começo do ano praticando quatro horas por dia irá somar ao final do ano 1.200 horas a mais do que o jovem nascido ao final do ano, podendo gerar uma vantagem também na maturação cognitiva e no desempenho da modalidade, assim tem sido dadas maiores oportunidades aos garotos nascidos no início do ano e talvez muitos talentos estejam sendo desperdiçados<sup>2,15</sup>. Adicionalmente, Carling et al<sup>11</sup>, afirmam que jovens jogadores de futebol que maturam precocemente toleram mais a fadiga que atletas maturados mais tardiamente. Todavia, um estudo semelhante realizado no futebol feminino americano, com 1.344 garotas, não apresentou nenhuma diferença entre os meses de nascimento<sup>16</sup>.

Mais recentemente, Carling et al<sup>11</sup> sugeriram que as diferenças no tamanho do corpo causadas pelo ERI exercem influência sobre a assime-

tria da distribuição dos meses de nascimento em jovens jogadores de futebol. Considerando uma possível existência desta relação, Hirose<sup>17</sup> utilizou exame mais aprofundado para saber se essas alterações resultavam de alguma interação com a maturação biológica e, após investigar a relação entre a distribuição dos meses de nascimento, idade esquelética e características antropométricas em jovens jogadores de futebol com idades entre 9 e 15 anos, constatou que as assimetrias na distribuição dos meses de nascimento são resultados da relação com a maturação biológica, o que poderia indicar que os jogadores que amadurecem precocemente são favorecidos na seleção de jovens jogadores de futebol. Diante disso, o autor sugere que a maturação biológica individual deva ser considerada ao selecionar jovens jogadores de futebol.

Estudos recentes sugerem que entre os jovens jogadores de futebol, os que amadurecem fisicamente de forma precoce podem ser selecionados, preferencialmente, sendo que esses terão maiores chances de se tornarem atletas de destaque<sup>15,18</sup>. Este fator tem levado a profissionalização antecipada dos atletas de futebol nos dias de hoje no Brasil. Em contrapartida, aqueles que amadurecem mais tarde são sistematicamente não selecionados<sup>8,19</sup>.

Contudo, isso não foi confirmado em nosso estudo quando analisada a distribuição dos meses de nascimento da seleção principal, uma vez que esta se mostrou semelhante entre os quadrimestres, demonstrando que o ERI parece não exercer influência na seleção de jogadores de futebol em idades maiores, pelo menos quando esta for formada por jogadores profissionais. Acreditamos que esses resultados possam ser explicados pelo menos em parte pelo fato dos atletas já se encontrarem maturados.

A partir dos resultados deste estudo foi possível concluir que o ERI influencia na seleção de talentos no futebol em idades menores, uma vez que os jogadores escolhidos para compor as seleções brasileiras até a categoria Sub-18, na sua maioria são atletas nascidos no 1 QDT. Além disso, constata-se que o ERI diminui conforme o avanço das categorias. Em contra partida o ERI parece não influenciar na seleção de jogadores de futebol em idades maiores, pelo menos quando esta for formada por jogadores de alto nível.

## RESUMO

**Objetivo.** Analisar a distribuição do mês do nascimento de jogadores convocados para a seleção brasileira de futebol em todas as categorias.

**Métodos.** Amostra foi constituída por 167 jogadores de futebol convocados para a seleção brasileira de futebol nas categorias Sub-14, Sub-15, Sub-16, Sub-17, Sub-18, Sub-19, Sub-20 e a equipe principal. Apenas os atletas que participaram da última lista de convocação de cada categoria listados no website oficial e de domínio público da Confederação Brasileira de Futebol (CBF) em junho de 2010 foram considerados. Os indivíduos foram separados de acordo com a categorização de idade cronológica em por quadrimestres, 1º quadrimestre (1º QDT), jovens nascidos entre janeiro e abril; 2º quadrimestre (2º QDT), jovens nascidos entre maio e agosto e 3º quadrimestre (3º QDT), jovens nascidos entre setembro e dezembro. Para comparação da distribuição encontrada nos quadrimestres em cada categoria foi utilizado o teste não paramétrico do qui-quadrado (X<sup>2</sup>). A significância adotada foi P<0,05.

**Resultados.** Os resultados demonstraram que em todas as categorias até o Sub-18 observou-se maior número de atletas nascido no 1º QDT, comparado ao 2º QDT (P<0,05). Na categoria Sub-18, o número de atletas nascidos no 1º QDT e 2º QDT foram semelhantes (P>0,05). Deve-se ressaltar, entretanto, que um pequeno número de atletas selecionados foram nascidos no 3º QDT quando comparado ao 1º QDT e 2º QDT em todas as categorias de base (P<0,05). Quanto aos atletas da equipe principal, verificou-se que não houve diferença significativa entre o número de atletas nascidos no 1º QDT, 2º QDT e 3º QDT (P>0,05).

**Conclusão.** Uma possível explicação para o maior número de atletas selecionados nascidos no 1º QDT para todas as categorias de base até o Sub-18 esta relacionada provavelmente a maior maturação física desses, o que poderia aumen-

tar suas chances de se tornar atletas selecionáveis, enquanto aqueles que amadurecem mais tarde não são sistematicamente selecionados.

---

*Palavras-chave:*

Futebol. Seleção Brasileira. Mês de nascimento. Maturação. Jovens.

## Referências

1. Wong P, Hong Y. Soccer injury in the lower extremities. *Br J Sports Med.* 2005;39:473-82.
2. Rogel T, Alves I, Fraca H, Vilarinho R, Madureira F. Efeitos da idade relativa na seleção de talento no futebol. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte.* 2006;6:171-8.
3. FIFA - Fédération Internationale de Football Association [Internet]. Geneva: The Association; [atualizado 20 Jun 2010; consultado 23 Jun 2100]. Disponível em: <http://pt.fifa.com/>
4. Musch J, Grondin S. Unequal competition as an impediment to personal development: A review of the relative age effect in sport. *Dev Review.* 2001;21:147-67.
5. Morris T. Psychological characteristics and talent identification in soccer. *J Sports Sci.* 2000;18:715-26.
6. Ward P, Hodges NJ, Williams AM, Starks J. Deliberate practice and expert performance: Defining the path to excellence. En: Williams AM, Hodges N, editores. *Skill acquisition in sport: research, theory and practice.* 2nd ed. London: Routledge; 2004. pp. 231-58.
7. Onishi Y. The study of month of birth: The maturity, physical fitness and motor ability of children born in May. *Japan Journal of Physical Education, Health and Sports Sci.* 1961;6:199-200.
8. Malina RM. Growth and maturity status of young soccer (football) players. En: Reilly T, Williams AM, editores. *Science and soccer.* 2nd ed. London: Routledge; 2003. pp. 287-306.
9. Sherar LB, Baxter-Jones AD, Faulkner RA, Russell KW. Do physical maturity and birth date predict talent in male youth ice hockey players? *J Sports Sci.* 2007;25:879-86.
10. Helsen WF, Van Winckel J, Williams AM. The relative age effect in youth soccer across Europe. *J Sports Sci.* 2005;23:629-36.
11. Carling C, Le Gall F, Reilly T, Williams AM. Do anthropometric and fitness characteristics vary according to birth date distribution in elite youth academy soccer players? *Scand J Med Sci Sports.* 2009;19:3-9.
12. Helsen WF, Starks JL, VanWinckel J. The influence of relative age on success and dropout in male soccer players. *Am J Hum Biol.* 1998;10:791-8.
13. Helsen WF, Starks JL, Van Winckel J. Effect of a change in selection year on success in male soccer players. *Am J Hum Biol.* 2000;12:729-35.
14. Malina RM, Chamorro M, Serratos L, Morate F. TW3 and Fels skeletal ages in elite youth soccer players. *Ann Hum Bio.* 2007;34:265-72.
15. Paoli PB, Silva CD, Soares AJ. Tendência atual da detecção, seleção e formação de talentos no futebol brasileiro. *Rev Bras Futebol.* 2008;1:38-52.
16. Vincent J, Glamser FD. Gender differences in the relative age effect among US olympic development program youth soccer players. *J Sports Sci.* 2006;24:405-13.
17. Hirose N. Relationships among birth-month distribution, skeletal age and anthropometric characteristics in adolescent elite soccer players. *J Sports Sci.* 2009;31:1-8.
18. Côté J, Macdonald DJ, Baker J, Abernethy B. When «where» is more important than «when»: birthplace and birthdate effects on the achievement of sporting expertise. *J Sports Sci.* 2006;24:1065-73.
19. Williams AM, Reilly T. Talent identification and development in soccer. *J Sports Sci.* 2000;18:657-67.



Revisión

ARTÍCULO EN INGLÉS

## Surface electromyography: Why, when and how to use it

M.A. Cavalcanti Garcia<sup>a</sup> and T.M. M. Vieira<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup>Núcleo de Estudos do Movimento Humano (NEMoH). Escola de Educação Física e Desportos. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Brazil.

<sup>b</sup>Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria (LISIN). Politecnico di Torino. Torino. Italy.

### History of the article:

Received September 10 2010.

Accepted October 9 2010.

### Key words:

Surface electromyogram.

Motor unit.

Skeletal muscle.

High-density surface electromyogram (HD-sEMG).

### ABSTRACT

Through the use of electromyography, insights have been gained into the understanding of intentional and reactive motor behaviors. This technique posits the detection and analysis of the electromyogram (EMG); the electrical potential produced during muscle contractions. EMGs can be detected either directly, by inserting electrodes in the muscle tissue, or indirectly, with surface electrodes positioned on skin regions immediately above the muscle tissue. Because of its non-invasiveness, surface electrodes are more popular among sport scientists. Surface EMGs often convey information regarding muscle activation as, for example, the intensity of muscle contraction, the myoelectric manifestation of muscle fatigue and the recruitment of motor units. Anatomical and further physiological indications might be obtained when multiple electrodes are used to detect *high-density* surface electromyograms (HD-sEMG) from individual muscles. The recording of HD-sEMG allows for the identification of neuromuscular compartments, for the decomposition of EMGs into the action potentials of single motor units and for the robust estimation of the length of muscle fibers, the position of innervation zones, the conduction velocity of motor unit action potentials, the territory of motor units and the contribution of synergistic muscles to the force exerted over body joints. Besides providing an extensive repertoire of information, the use of *high-density* systems for the detection of surface EMGs revealed that interpretation of the conventional bipolar EMGs urges care. Thus, the aim of this review is to synthesize chief aspects concerning the detection and application of surface EMG and to predict possible directions for its use.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

### RESUMEN

#### La electromiografía de superficie: ¿qué es, qué se busca con ella y cómo usarla?

La electromiografía permite comprender los comportamientos motores intencionales y automáticos. Esta técnica se define como la detección y análisis del electromiograma (EMG), es decir, del potencial eléctrico producido durante las contracciones musculares. Los EMG pueden detectarse directamente, mediante la inserción de electrodos en el tejido muscular, o indirectamente, con electrodos de superficie colocados en zonas de la piel localizadas justo encima del tejido muscular. Por el hecho de ser un método no invasivo, los electrodos de superficie son muy populares entre los científicos del deporte. Los EMG de superficie con frecuencia transmiten información sobre la activación muscular como, por ejemplo, la intensidad de la contracción muscular, la manifestación mioeléctrica de la fatiga muscular y el reclutamiento de unidades motoras. Con el objetivo de detectar electromiogramas de alta densidad de superficie (HDs-EMG) de los músculos individuales, pueden ser utilizados varios electrodos. Esto permite obtener informaciones anatómicas y fisiológicas complementarias. Mediante la descomposición de los potenciales de acción del registro de HDs-EMG de las unidades motoras individuales, es posible la identificación de los compartimentos neuromusculares, una estimación precisa de la longitud de las fibras musculares, la posición de las zonas de inervación, la velocidad de conducción del potencial de acción de la unidad motora, el territorio de las unidades motoras y la contribución de los músculos sinergistas que actúan sobre las articulaciones del cuerpo. Además de proporcionar un amplio repertorio de información, el uso del EMG de superficie de alta densidad reveló que la interpretación de los EMG bipolares convencionales necesita ser realizado con cuidado. De este modo, el objetivo de esta revisión es discutir los principales aspectos sobre la detección y la aplicación de EMG de superficie, así como predecir posibles orientaciones para su uso.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

### Palabras clave:

Electromiograma de superficie.

Unidad motora.

Músculo esquelético.

Electromiograma de superficie de alta densidad (HDs-EMG).

### Correspondence:

M.A. Cavalcanti Garcia

NEMoH - Departamento de Biociências da Atividade Física.

Escola de Educação Física e Desportos.

Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Avenida Carlos Chagas Filho, 540 - 2º andar.

Cidade Universitária, Ilha do Fundão.

Rio de Janeiro, Brazil.

CEP: 21941-599

E-mail: garcia@ufirj.br

## Introduction

Recording biological signals provides a primary doorway to the understanding of how the human body behaves under normal and pathological conditions. The rhythmical activity of the heart, for example, might be studied by measuring the difference of electric potential between two appropriate locations on the body surface. Similarly, bodily temperature and metabolism may be monitored with the use of specific devices. Once acquired, these biological signals demand proper treatments to unveil relevant information. Standards for the conditioning, acquisition and processing of biological signals are consolidated into widespread techniques of measurement<sup>1-3</sup>.

The possibility of studying the activation of skeletal muscles, through the recording of electrical potentials produced during muscle contractions (the electromyogram [EMG]), is of particular relevance in sports science and rehabilitation medicine. For instance, by issuing adequate commands to skeletal muscles in the body, the figure skaters, for example, perform gracious spins and jumps. Rowers, on the other hand, control their skeletal muscles to periodically produce explosive leg extensions, followed by a firmly pull of the oar. The EMG provides a window into the scaling of the intensity and velocity of muscle contraction and thus into the regulation of the forces exerted over the body joints<sup>2,4-6</sup>.

Electromyography is the technique for the detection and analysis of EMGs<sup>7</sup>. With electrodes placed on the surface of the skin or inserted in the muscle tissue<sup>8,9</sup>, it is possible to study how the *controlling commands*, issued by rowers or figure skaters, translate into muscle activation. For obvious reasons, the use of surface electrodes became more accepted in clinical and physiological applications. However, the interpretation of surface EMGs urges care. De Luca<sup>10</sup> wisely stated that «EMG is too easy to use and consequently too easy to abuse».

This review synthesizes chief aspects concerning the detection and application of surface EMGs and describes how the use of arrays of surface electrodes adds to the current knowledge of the neuromuscular system. Recent reviews reporting detailed issues on the detection, processing and application of intramuscular and surface EMGs are available to the interested reader<sup>11-15</sup>.

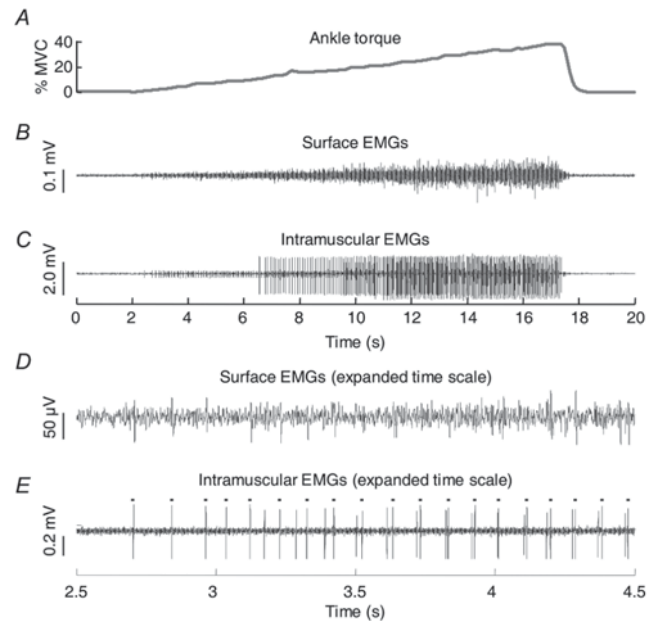
## The myoelectric activity

### The motor unit action potential (MUAP)

Motor units (MUs) are the functional entities of the neuromuscular system. Each MU comprises a single motoneurone and the muscle fibers supplied by its axonal branches<sup>16</sup>. Once a motoneurone discharges, action potentials are generated at its neuromuscular junctions and then propagate along all the muscle fibers, toward the tendon regions. The summation of these potentials is termed motor unit action potentials (MUAP) and is responsible for the muscle contraction.

### The compound surface electromyogram

The gradation of muscle force depends on the number of MUs active and on the rate with which the active units discharge<sup>17-20</sup>. Both mechanisms are known as spatial and temporal summation of MUAPs. The relative contribution of these mechanisms to the regulation of muscle force is controversial, as it varies between muscles, with the target force and with the contraction type<sup>18,19</sup>. In general, MUs are recruited from the



**Fig. 1.** Electromyograms and motor unit action potentials. A) shows the plantar flexion torque during an isometric ramp contraction, from 0 to 40% MVC. Surface and intramuscular EMGs recorded from the medial gastrocnemius muscle are shown in B) and C) respectively. Short epoche of these signals are shown in D) and E). Note the correspondence between the intramuscular and the surface action potentials of the firstly recruited motor unit (dots in E denote its discharge instant).

smallest to the largest (for example MUs with the fewest fibers are recruited first). This seems to be a corollary of muscle force production<sup>21</sup>. This orderly recruitment of MUs was termed the *size principle*<sup>21</sup>. Although such principle has been verified extensively<sup>22-25</sup>, the recruitment of MUs might be shaped by the muscle mechanical work<sup>26</sup>, the length of muscle fibers<sup>27</sup> and the localization of muscle fibers belonging to single MUs<sup>28</sup>.

The extent to which individual MUAPs are observable in the surface EMG depends on how many MUs are active. Consider, for example, the force and EMG traces recorded from a subject who isometrically increased his plantar flexion force up to 40% of his maximal voluntary contraction (MVC). Ankle torque increased (fig. 1A) with the amplitude of both surface and intramuscular EMGs (figs. 1B, C), after some milliseconds delay (for example due to the electromechanical delay<sup>29</sup>). Spikes in the intramuscular EMG correspond to individual MUAPs. It is clear, then, that MUs were recruited throughout the contraction, starting from the smallest unit (small spikes in fig. 1C). Conversely, MUAPs are not equally evident in the surface EMG (fig. 1B). As surface electrodes are less selective than intramuscular electrodes<sup>30</sup>, the surface EMG conveys many action potentials from a population of MUs. This summation of MUAPs is aggravated by the fact that the nervous system regulates muscle force incessantly, using suitable interactions between MU recruitment and firing rate<sup>31-33</sup>. At low contraction levels, however, single MUAPs might be visible in the interference surface EMG (figs. 1D,E). Therefore, depending on whether EMGs are collected with intramuscular or surface pairs of electrodes, and on the intensity of muscle contraction, different views of MUAPs are obtained.

In summary, the information extracted from the surface EMG give global and, rarely, individual indications of MUs activity. In the next two sections, we synthesize the methodological aspects and describe the physiological information obtained when the conventional bipolar electrodes are used to record surface EMGs. Section before last one focus

on the description of new insights gained into the acquisition and interpretation of surface EMGs with the use of arrays of electrodes.

### Methodological issues in the acquisition of surface electromyogram

Similarly to other biological signals, the surface EMG demands a checklist of what should be done concerning its acquisition and processing. Despite the availability of sophisticated systems for EMG acquisition and of easy-to-use software for the processing of EMGs, misleading conclusions may be drawn by non-expert users. Being familiar with methodological issues regarding the use of surface electromyography is, therefore, a *sine qua non* condition.

### Electrodes material, size, montage and positioning

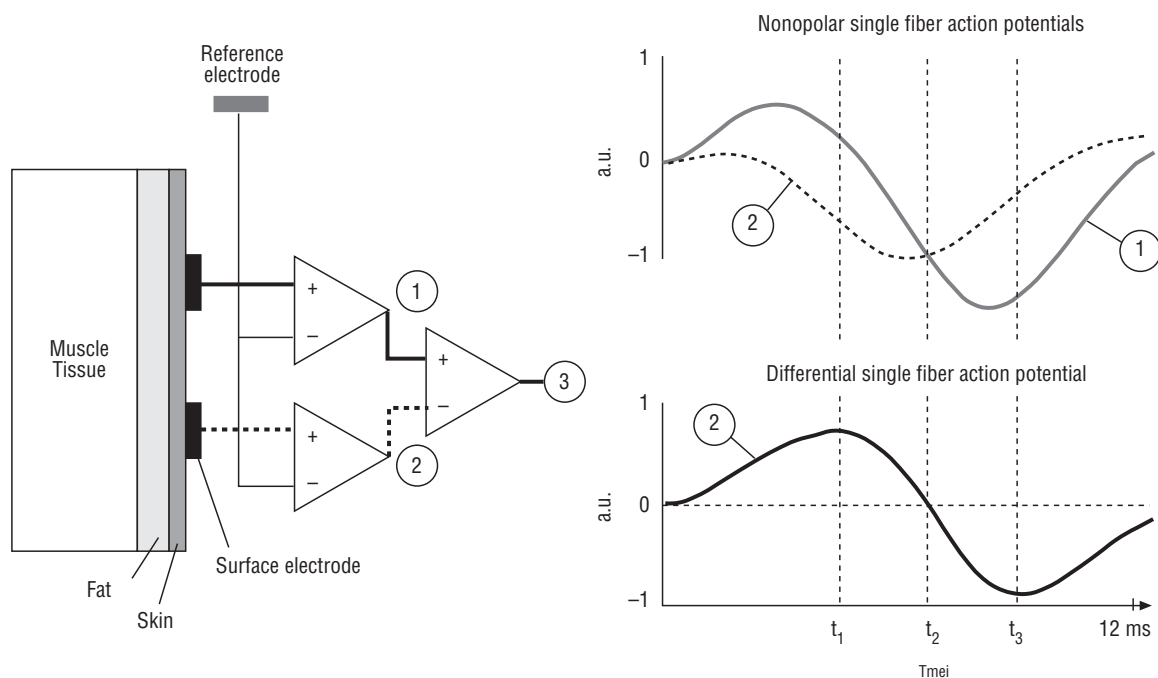
There is an assortment of detection systems for the recording of surface EMGs, developed with different materials, dimensions and configurations of detection<sup>30</sup>.

Surface electrodes are usually made of silver/silver chloride (Ag/AgCl), silver chloride (AgCl), silver (Ag) or gold (Au). Electrodes made of Ag/AgCl are often preferred over the others, as they are almost non-polarizable electrodes, which mean that the electrode-skin impedance is a resistance and not a capacitance. Therefore, the surface potential is less sensitive to relative movements between the electrode surface and the skin<sup>34</sup>. Additionally, these electrodes provide a highly stable interface with the skin when electrolyte solution (for example gel) is interposed between the skin and the electrode. Such a stable electrode-skin interface ensures high signal to noise ratios (for example the amplitude

of EMGs exceeds fairly the noise amplitude), reduces the power line interference in bipolar derivations (50 Hz or 60 Hz frequencies and their harmonics) and attenuates the artifacts due to body movements<sup>35</sup>.

Concerning the dimension of surface electrodes, it varies in size from some millimeters to a few centimeters in diameter or length, depending on whether electrodes are circular or rectangular. Considering a single surface electrode as a series of point electrodes dispersed across its contact area on the skin, the potential detected is the average potential recorded by each of these point electrodes. For this reason, the larger an electrode is the more information is lost from the detected surface EMG<sup>36,37</sup>. The size of electrodes relates also to the size of the muscle. Small electrodes (~2 mm diameter) allow for the positioning of numerous electrodes on the same muscle, which might be useful for the study of specific muscle features not detectable with a single pair of electrodes<sup>38,39</sup>. To obtain representative EMGs of the activity of large muscles, as the triceps surae, electrodes with larger detection surfaces are sought (~1 cm diameter or larger)<sup>28,40</sup>. Then, the decision of using small or big electrodes, with short or large interelectrode distances, must conform to the aim of each study, to the size of the muscle investigated and to the spatial resolution we wish to achieve.

The electrodes montage is another important issue for the detection of surface EMGs. Usually, EMGs are acquired in either monopolar or bipolar configuration. Monopolar EMGs correspond to the electrical potential detected on the surface of the skin, immediately above the muscle tissue, with respect to that measured with a reference electrode located at bony regions on the skin<sup>41</sup> (fig. 2; block 1 in fig. 3). While the monopolar derivation assures the recording of the actual surface potentials, it might also record interferences from outside sources (for



**Fig. 2.** Conventional electrode montages. A schematic representation of the positioning of surface electrodes is shown, including the detected surface EMGs. Two electrodes are positioned at skin locations immediately above the muscle tissue, whereas a reference electrode is located close to bony regions on the skin. The monopolar EMGs detected with the couple of surface electrodes are shown on the top right. Each of these EMGs (traces 1 and 2) corresponds to the difference between the electrical potentials detected by each surface electrode and that detected by the reference electrode (presumably zero). The usual bipolar EMG (trace 3) is obtained by further differentiating the two monopolar EMGs. For clarity, dashed vertical lines indicate instants when the difference between traces 1 and 2 is maximal, zero and minimal ( $t_1$ ,  $t_2$  and  $t_3$ , respectively). Monopolar EMGs shown in the right panel are examples of single fiber action potentials simulated as described in Vieira et al<sup>91</sup>.

example power line) or the activity of sources (for example distant muscles) other than the muscle investigated. The latter phenomenon, known as crosstalk, is likely reduced with the use of bipolar montages. The amplitude of MUAPs generated in distant muscles, or by deep MUs in the muscle studied, distributes evenly across the skin surface, where electrodes are located<sup>42,43</sup>. Consequently, these potentials appear with the same amplitude in the monopolar EMG. Given that a bipolar EMG (also referred as single differential EMG) results from the difference between two monopolar EMGs (fig. 2 right panel), the common-mode voltage embedded in both signals, due to crosstalk, to the activity of deep MUs, to power line interference or to any other interfering source, appear with very similar amplitudes on both electrodes and, then, is fairly attenuated in the differentiated signal. The degree of cancellation of the common-mode depends on the *common mode rejection rate* (CMRR), which is a characteristic of differential amplifiers, and on the unbalance in the electrode-skin impedances between the two recording sites (see Merletti et al<sup>15</sup> for further details on the common-mode cancellation). While bipolar recordings are less sensitive to interference and cross-talk, they reduce the «detection volume» and attenuate the contribution of deep MUs to the surface EMGs.

The fact that common-mode signals are cancelled in the differential EMGs has implications for the positioning of surface electrodes. Consider, for example, two surface electrodes located symmetrically at both sides of the innervations zone (IZ), which is the mean location of neuromuscular junctions, and parallel to the muscle fibers. As the action potentials propagate in opposite direction from the IZ, each surface electrode would record the same monopolar potential at the same time. Thus, contributions from this MU would not appear in the differential EMG. It is not surprising that several studies suggest the location of bipolar detection systems to be somewhere between the IZ and the tendon regions<sup>44-48</sup>. This recommendation prompts from the use of *high-density* detection systems and regards muscles whose fibers are coplanar to the skin. Defining recommendations for the appropriate positioning of

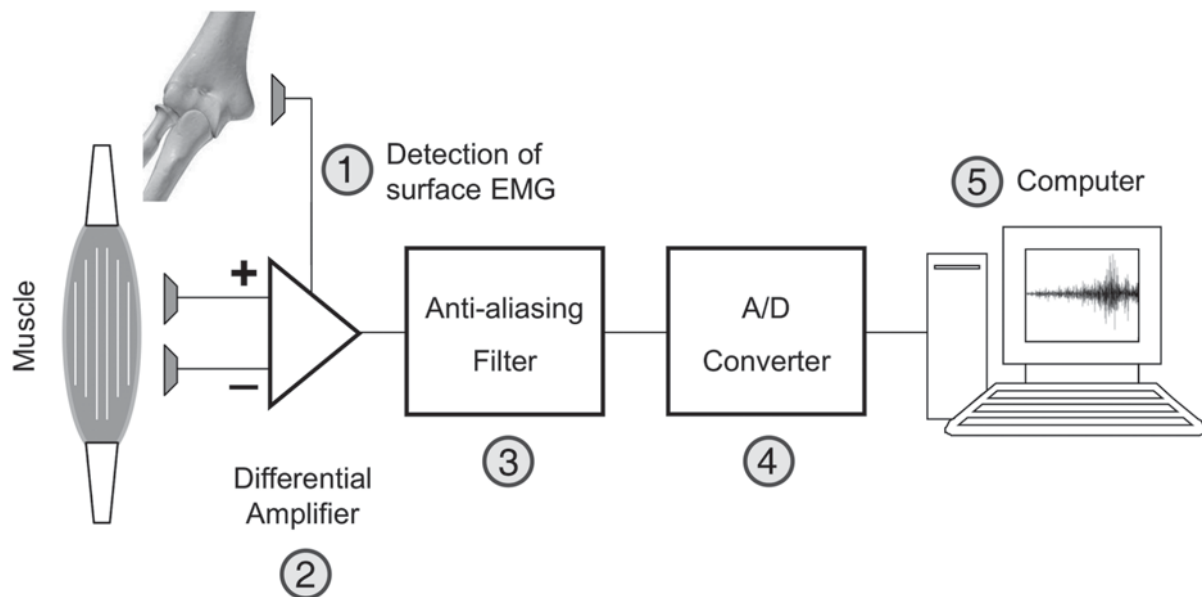
surface electrodes on muscles with pinnate architecture, however, is not straightforward<sup>28</sup>. Although guidelines for the positioning of surface electrodes were proposed in the SENIAM project<sup>49</sup>, the use of *high-density* systems further illuminated this issue. In section *High-density surface electromyogram* will further discuss the issues related to the positioning of surface electrodes, the propagation of action potentials and the orientation of muscle fibers.

### Skin preparation

Cleansing of the skin is useful to provide EMG recordings with low noise levels. Appropriate preparation of the skin assures the removal of body hair, oils and flaky skin layers and, consequently, reduces the impedance in the electrode-gel-skin interface. Shaving, wetting and rubbing with alcohol, acetone or ether, are often considered for the cleansing of the skin. Different methods for the preparation of the skin give different results<sup>15</sup>. Bottin and Rebecchi<sup>50</sup> showed that the use of abrasive solution seems to work better than alcohol, both for reducing electrode-skin impedance and for minimizing allergic responses. Some authors are still working on the improvement of electrode-skin contact, as it is imperative on determining surface EMGs of high quality. Nevertheless, preliminary results show that rather than, or in addition to abrasion, wetting the clean skin with water seems to be the most effective factor to reduce the electrode-skin impedance<sup>15</sup>.

### Basic properties of systems for surface electromyogram acquisition

The myoelectric activity appears on the surface of the skin as electric potentials with limited bandwidth, from 15 to 400 Hz, and with very small amplitude, from some micro- to a few milli- Volts peak-to-peak, depending on the intensity of muscle contraction. Very sensitive instruments are then required for the detection, amplification,



**Fig. 3.** Simplified block diagram of surface electromyogram acquisition. Block diagram showing each of the main steps regarding the acquisition of surface electromyograms: (1) the detection of myoelectric potentials with surface electrodes and a reference electrode, schematically illustrated on the *medial epicondyle of the humerus*; (2) the amplification of such potentials with differential amplifiers; (3) analog filtering of the amplified potentials to avoid *aliasing* and, finally; (4) the sampling of the surface electromyogram into digital voltage values to be stored on a computer (5).



conditioning and digitization of surface EMGs, according to the simplified block diagram shown in figure 3. In addition to these blocks, other stages are involved in the acquisition of surface EMGs. Sample-and-hold circuits as well as multiplexers, for example, often precede the amplification stage in sophisticated electromyographic systems. Rather than focusing on detailed electronics, here, we briefly describe basic aspects concerning the instrumentation sought for surface EMG recording. The interested reader will find an exhaustive description of circuitries in the recent review published by Merletti et al<sup>15</sup>.

Differential amplifiers multiply the difference between two voltage signals by a constant value, the amplifier gain, and are a crucial stage in acquisition systems for surface EMG. Amplification (block 2; fig. 3) is important for the amplitude of the detected EMGs to match the dynamic range of the A/D converter (block 4). Usually, the dynamic range of A/D converter in electromyographic systems varies from  $\pm 2.5$  V to  $\pm 10$  V. For this reason, the small surface EMGs must be amplified before their digitization, otherwise the digitized signal does not comprise the actual fluctuations in EMG amplitude resulting from the activity of MUs. As a general indication, amplifiers for surface EMG recording should have high input impedance ( $> M\Omega$ ), to minimize eventual power line interference introduced by unbalanced impedance in the electrode-skin interfaces, and high CMRR, to ensure the cancellation of common mode voltages detected by individual surface electrodes.

Any signal may be represented with a summation of sinusoids of different frequencies. The surface EMGs are composed of sinusoids from 15 Hz to 400 Hz. When analog signals are sampled at rates smaller than twice of their highest frequency (for example less than 800 samples/s for the surface EMGs), sinusoids with frequencies above this threshold are superimposed on the low frequency sinusoids. This phenomenon, known as *aliasing*, is suppressed with the use of low-pass analog filters (block 3 in fig. 3). Removing undesired components from the surface EMG is also possible after its digitization, with the use of digital filters. The power line interference, for example, might be attenuated with digital notch filters<sup>51</sup> or with the spectral interpolation technique<sup>52</sup>. Similarly, the movement artifacts appearing at frequencies below 20 Hz can be removed from the surface EMGs with a high-pass filter. Usually, band-pass filters with cutoff frequencies set at 15 Hz and 400 Hz are recommended for the digital filtering of surface EMGs.

Another relevant issue for the acquisition of surface EMGs is the resolution of the A/D converter (block 4 in fig. 3), in particular for low level contractions. The higher the resolution the more voltage levels are used to digitize the amplitude of analog signals. The resolution of A/D converters is defined by dividing its dynamic range by its number of levels. The number of levels  $N$  is given by  $2^B = N$ , where  $B$  is the number of bits. For example, the smallest measurable amplitude by an A/D converter with 12 bits and  $\pm 2.5$  V dynamic range is 1.22 mV (for example  $5$  V/ $2^{12}$  levels). If EMGs are amplified with a gain of 1,000, the smallest detectable potentials would have peak-to-peak amplitude higher than 1.22  $\mu$ V (for example 1.22 mV/1,000). Such a configuration likely suffice, for example, to study the activity of the *gastrocnemius* muscle during standing, as for this effortless condition the MUAPs appear on the surface EMGs with amplitudes not lower than a few dozens of microvolts<sup>53</sup>. By decreasing the amplifier gain or reducing the resolution of the A/D converter, the activity of small MUs might not contribute correctly to the digitized surface EMG because they appear as staircases with flex steps.

### Extracting physiological information from surface electromyogram

The estimation of individual or global muscle force and the identification of muscles contributing to specific motor tasks, or responding to stretching stimuli, are some examples of applications for the surface electromyography<sup>54-59</sup>. As the control of muscle force demands modulation in the number as well as in the firing rate of active MUs, and given that the surface distribution of the myoelectric activity results from the summation of MUAPs (see section *The myoelectric activity*), variations in muscle force and in the amplitude of the compound interferential EMG are orthodoxal. The higher the target force, the more MUAPs are summed and, thus, the higher the amplitude of EMGs detected on the skin surface. Although variations in the amplitude of EMGs and muscle force are not simultaneous, due to the inherent delay between the generation of MUAPs and the muscle contraction (also termed electromechanical delay<sup>29</sup>), amplitude indexes of surface EMGs reflect the actual degree of muscle activation.

While the amplitude indexes of surface EMGs gives indication regarding the intensity of muscle contractions, changes in the shape or width of MUAPs might be investigated with the frequency analysis of surface EMGs. During sustained voluntary contractions, for example, the MUAPs propagate at progressively slower speeds<sup>6</sup>. Similarly, the surface potentials measured during electrically elicited contractions, also termed M-waves, show decreased conduction velocity for prolonged periods of stimulation<sup>60,61</sup>. M-waves detected from the biceps brachii muscle with a couple of surface electrodes are shown in figure 4A, for five different instants throughout the 25 s of stimulation. The bipolar pulses of stimulation were delivered at 16 Hz and had supra-maximal amplitude (for example the amplitude of each pulse was higher than the value providing the highest detectable M-wave). Because of the slowing of M-waves with fatigue, the surface potential detected toward the end of the stimulation protocol had markedly longer duration than that recorded at the beginning (compare the thickest and the thinnest traces in 4A). It is clear, then, that the frequency content of surface EMGs relates to the conduction velocity of MUAPs. Since the estimation of conduction velocity requires the appropriate positioning of at least two couples of bipolar electrodes along the muscle fibers<sup>48</sup> (see section *High density surface electromyogram*), the frequency analysis might be useful for the estimation of myoelectric manifestations of muscle fatigue from single bipolar EMGs.

### Amplitude descriptors of surface electromyograms

Different indexes might be used to estimate the amplitude of surface EMGs. One could simply consider the difference between the smallest and highest amplitude values (for example the peak-to-peak amplitude) as an indication of how large the recorded EMG is. However, given that the instantaneous amplitude of surface EMGs depends on several factors, as for example the summation of MUAPs with different shapes, the peak-to-peak amplitude is not a robust descriptor. Common amplitude descriptors consist on the averaging of rectified or squared samples of the raw surface EMG across the duration of a motor task. These descriptors are known as the averaged rectified value (ARV) and the root mean square (RMS) amplitude and are defined as:

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |EMG[n]| \quad (1)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N EMG[n]^2} \quad (2)$$

where  $N$  stands for the number of samples to be averaged.

From these equations it is clear that only one amplitude value, estimated either with the ARV or RMS descriptor, is obtained from  $N$  samples of the surface EMG. Frequently, the investigation of temporal variations in the amplitude of surface EMGs is useful (for example for the estimation of muscle force from the myoelectric activity)<sup>57,62</sup>. In this case, the amplitude of EMGs is estimated across short epochs, usually lasting 250 ms or 500 ms, throughout the whole recording duration. Equations 1 and 2 are thus rewritten as:

$$ARV[d] = \frac{1}{N} \sum_{n=1+N(d-1)}^{Nd} |EMG[n]| \quad (3)$$

$$RMS[d] = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1+N(d-1)}^{Nd} EMG[n]^2} \quad (4)$$

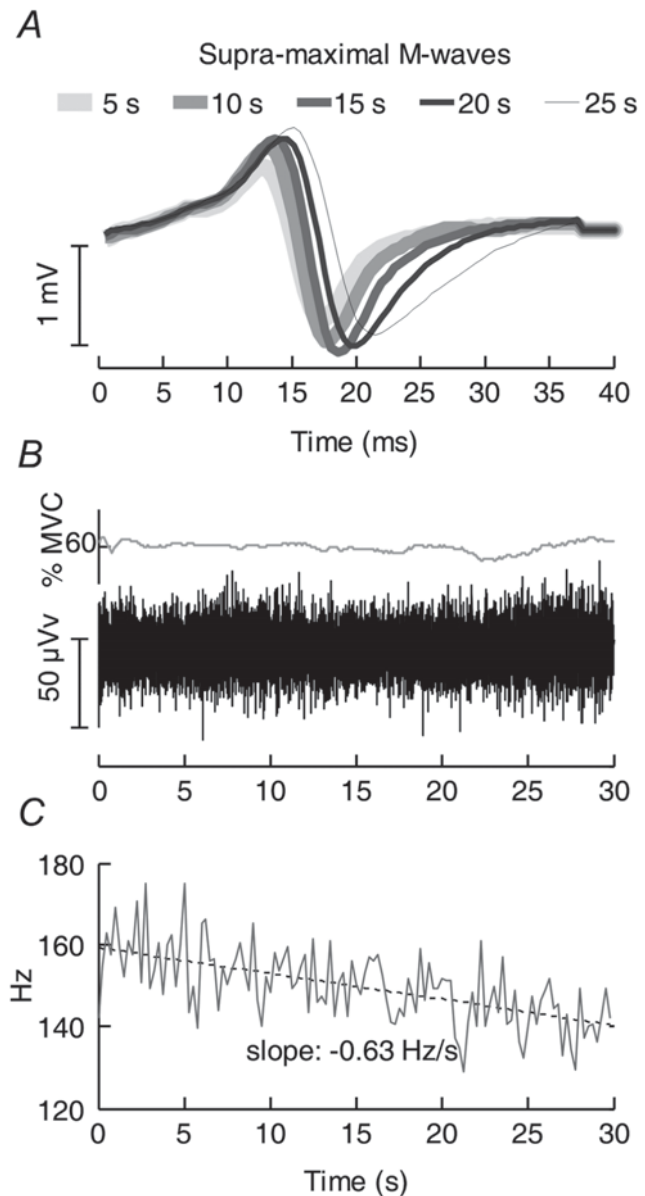
where  $d$  corresponds to the epoch over which ARV or RMS amplitude is computed.

Although both descriptors succeed in tracking the variations in EMG amplitude, they provide slightly different results. Because of the square operator, the RMS descriptor weights EMG samples differently. Samples with small amplitude are attenuated, while samples with high EMG amplitude are emphasized. For this reason, when the RMS descriptor is used, periods of high myoelectric activity are more evident with respect to periods of low activity. On the other hand, temporal variations in the amplitude of surface EMGs, estimated with the ARV descriptors, relate directly to the degree of myoelectric activity. Despite the dissimilar weighting of EMGs samples, the RMS might be preferred over the ARV descriptor, as it posits a physical meaning (for example the RMS descriptor measures the power of EMGs, whereas ARV measures the area under the signal).

For the interested reader, more sophisticated approaches might be used for the estimation of surface EMG amplitude, based either on the using of *whitening* filters before the estimation of RMS or ARV amplitude<sup>63</sup> or on the integration of rectified EMGs<sup>64</sup>.

### Spectral descriptors of surface electromyograms

In a very simple view, the application of frequency analysis to the surface EMGs allows for the verification of how fast the myoelectric activity changes. As mentioned in section *Electrodes material, size, montage and positioning*, from a mathematica stand point the surface EMGs are composed of sinusoids with frequencies ranging from 15 Hz to 400 Hz. The relative contribution of each of these sinusoids to the compound EMG can be estimated with the use of specific algorithms. The power spectral density function describes the distribution of signal power across all the frequencies composing a stationary signal (for example it gives the signal spectrum; readers not familiar with the concept of frequency analysis might find useful information on)<sup>65,66</sup>. Therefore, any variation in the shape of MUAPs, due to changes in their conduction velocity (fig. 4A) or to any other factors, would be observed in the spectral representation of surface EMGs. As MUAPs propagate at slower speeds with muscle fatigue, the relative contribution of low



**Fig. 4.** Myoelectric manifestations of muscle fatigue. A) illustrates the M-waves detected from the biceps brachii muscle at five different instants. From the beginning (5 s) to the end of stimulation (25 s), M-waves are represented with progressively thinner and darker traces. B) shows the ankle torque and the surface EMG from the MG muscle during 30 s of isometric plantar flexion at 60% MVC. C) The mean frequency of the surface EMG, computed for epochs of 250 ms, reduced from ~160 Hz to ~141 Hz throughout the sustained isometric contraction.

frequencies to the surface EMG expectedly increases throughout a fatiguing contraction (figs. 4B,C). Spectral descriptors are, then, useful to capture variations in the distribution of power across the sinusoids compounding the surface EMG, especially during fatiguing motor tasks.

Mean frequency (MNF) and median frequency (MDF) are examples of spectral descriptors commonly used in surface electromyography<sup>66,67</sup>. These indexes are measures of central tendency and, then, indicate about which frequency the power of surface EMGs distributes. Once the power spectrum ( $P$ ) of a surface EMG is estimated, its MNF can be calculated as:

$$MNF = \frac{\sum_{f=0}^{fs/2} fP(f)}{\sum_{f=0}^{fs/2} P(f)} \quad (5)$$

where  $f$  corresponds to the frequencies represented in  $P$ , varying from 0 (for example mean or D.C value) to half of the frequency ( $fs$ ) at which EMGs are sampled.

Conversely, the MDF separates the EMG power spectrum into two regions of equal power:

$$MDF = \sum_{f=0}^{MDF} P(f) = 0.5 \quad (6)$$

As for the amplitude descriptors, MNF and MDF might be calculated over short epochs, allowing for the temporal monitoring of variations in the frequency content of surface EMGs. Changes in MNF during a sustained plantar flexion contraction (60% MVC) are shown for a bipolar EMG recorded from the medial gastrocnemius muscle (fig. 4B,C). MNF was estimated for 250 ms epochs and the couple of surface electrodes was positioned on the distal region of the muscle, where gastrocnemius fibers are parallel to the skin surface<sup>28</sup>. Notwithstanding the constant plantar flexion torque and constant amplitude of the raw EMG (fig. 4B), the MNF decreased linearly (0.63 Hz/s) from the beginning of contraction (fig. 4C), indicating the myoelectric manifestation of MG fatigue.

All the concepts described so far pertain to the conventional bipolar EMG. With the use of *high-density* detection systems, much has been gained into the understanding of the neuromuscular system.

### High-density surface electromyogram

Traditionally, a single pair of electrodes is used for the recording of surface EMGs from individual muscles. The possibility of sampling the myoelectric activity from different locations on the same muscle, however, is attracting progressively more clinicians, physical therapists and researchers. In this section, we describe which information might be gained when multiple surface electrodes, rather than the conventional bipolar configuration, are used for the detection of EMGs. Readers interested in the technical aspects of the *high-density* technique are invited to refer to key reviews published recently<sup>11,15,30</sup>.

The terminologies *multi-channel* and *high-density* have been used interchangeably to denote the sampling of myoelectric activity with several surface electrodes. On this respect, *multi-channel* is generic and, thus, confusing, as it possibly refers either to the sampling from the same or from different muscles. Henry et al<sup>38</sup>, for example, investigated the formation of postural synergies using multiple pairs of electrodes, each positioned on a different muscle in the lower limbs and in the trunk. These authors have, then, used a *multi-channel* system to record surface EMGs from different muscles. Conversely, to identify which muscle location provides surface recordings with highest quality, Sacco et al<sup>68</sup> recorded multiple EMGs from individual muscles in the lower limb. In this case, a *multi-channel* system was used to sample from different regions of a single muscle. While *high-density* is less ambiguous, and preferred over *multi-channel*, when referring to the ability to record

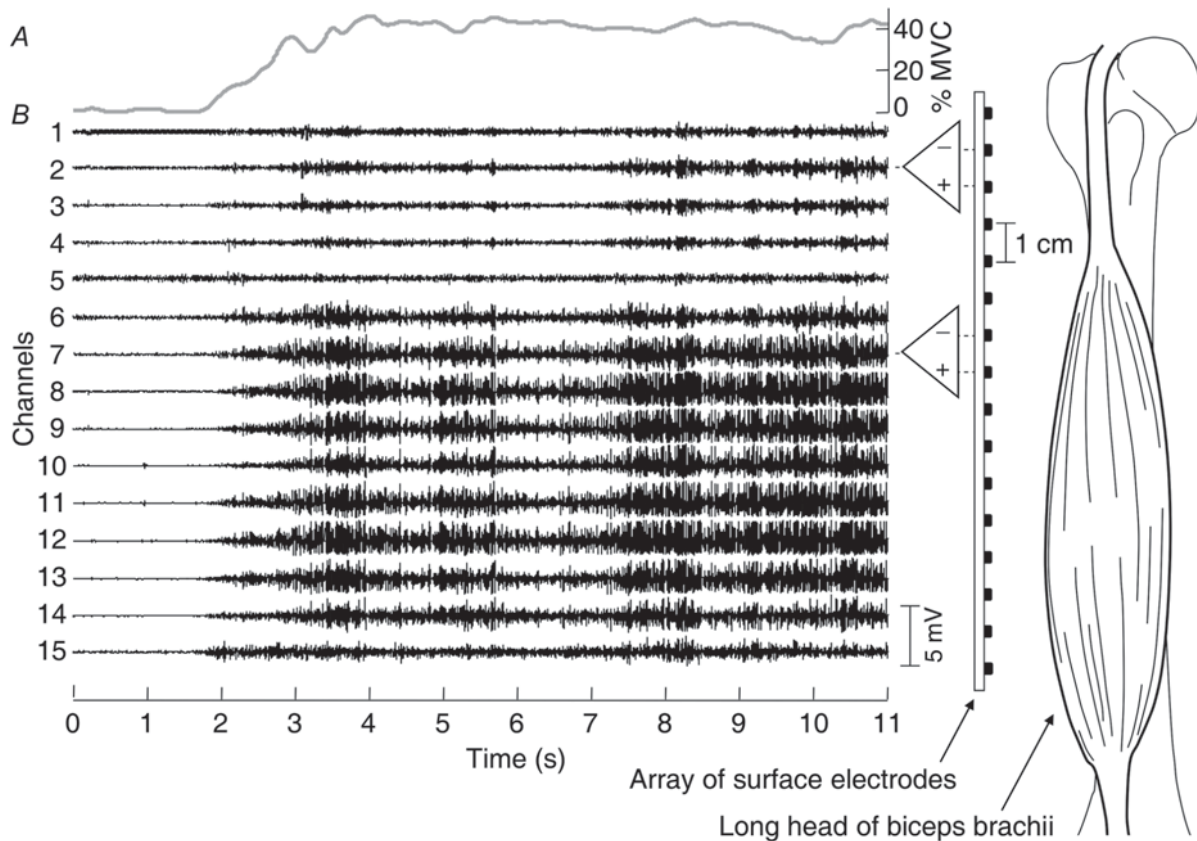
multiple EMGs from individual muscles, there are no indications concerning the number of electrodes for a detection system to be classified as *high-density*. Currently, *high-density-surface-EMG* (HD-sEMG) implies multiple electromyograms recorded from a single muscle with either mono- or bi-dimensional arrays of surface electrodes.

Systems for the detection of HDs-EMG show great diversity with respect to the size and the shape of the grid of electrodes, the material with which the grid is built, the distance between electrodes and the electrode-skin contact (dry or gelled). This assortment of attributes relies chiefly on the muscles from which EMGs shall be recorded. A small grid of closely spaced electrodes (from 2.5 to 5.0 mm interelectrode distance; IED) fits well for the acquisition of HDs-EMG from the tiny muscles of the hand and face. McNaught et al<sup>38</sup>, for example, used a grid of silver-pin electrodes (2.5 mm IED) to investigate the ability of subjects to control the recruitment and the rate coding of single motor units in the adductor pollicis muscle. Lapatki et al<sup>39</sup> studied the activity of individual motor units in the facial musculature with a flexible, bi-dimensional grid of 60 silver-coated electrodes (4 mm IED), mounted on a Polyimid carrier. This matrix was fixed on the skin with double-sided adhesive foam and the electrode-skin contact was assured with a conductive cream. In contrast, mapping the myoelectric activity in muscles of greater dimension requires larger arrays of electrodes. The individual contribution of each of the calf muscles to the total plantar flexion torque has been assessed with a large matrix of 128 electrodes, either during isometric contractions or in quiet standing<sup>28,40</sup>. Depending on the muscle architecture, a particular detection system could be urged. To detect HD-sEMG from the external anal sphincter, a muscle with circular architecture, Merletti et al<sup>69</sup> designed a circumferential array of 16 equally spaced electrodes, embedded on a cylindrical probe with 14 mm diameter. Rather than reflect a lack of needed standards, all the available grids of electrodes indicate how peculiar a muscle or a motor task might be.

### What information can be obtained from the high-density-surface electromyogram?

At a first glimpse, looking at the surface EMGs acquired with a *high-density* system conjecture great redundancy. Figure 5 shows single differential EMGs recorded from the long head of the biceps brachii muscle with a linear array of 16 surface electrodes (10 mm IED), during 21 s of isometric contraction at 40% MVC. Inspection of figure 5 reveals remarkable similitude between signals. After the first second, the force of elbow flexion starts to increase (fig. 5A) and a somewhat increase in amplitude was observed similarly for some EMGs (fig. 5B). While the surface EMGs have small amplitude in some channels (from channel 1 to 5 and channel 15), other channels detected significantly higher myoelectric activity. Then, one could promptly argue that a couple of electrodes, positioned somewhere in the vicinity of channels 6-14, would likely suffice to study the activation of the biceps brachii. It might, indeed, be the case if we are interested in knowing whether this muscle is active or not. However, other anatomical and physiological information can be extracted from the HD-sEMG.

When the surface EMGs are displayed in single differential derivation, the motor unit action potentials appear with very low amplitude at the location where they are generated. Once the depolarization of the membrane of muscle fibers exceeds some threshold (ca. -45 mV), action potentials are generated. Then, the depolarized regions propagate in opposite directions from the end-plate location, toward both the



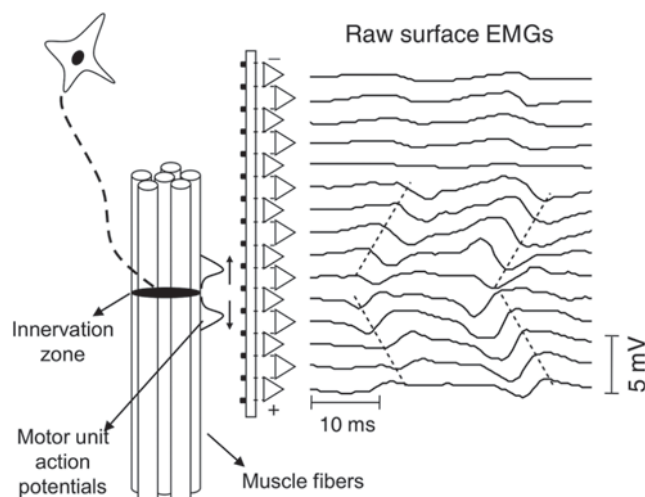
**Fig. 5.** Extracting information from high-density-surface electromyogram. A) shows the profile of elbow flexion force. The 15 surface EMGs recorded from the biceps brachii muscle, are shown in panel B) which includes a schematic representation of the position of the array of electrodes with respect to the muscle. For convenience, only the long head of the biceps brachii is shown. Note how much the amplitude of EMGs changes with the location of the channel (for example pair of electrodes) in which they were recorded.

proximal and distal tendons. Considering that the single differential signals result from the difference between two monopolar EMGs detected by a couple of electrodes (fig. 2), the detected EMG would have almost zero amplitude if the end-plate location is halfway between consecutive surface electrodes<sup>44,45</sup>. Conversely, if the end-plate location coincides exactly with that of any electrode in the linear array, then, because of their propagation, the action potentials recorded in the channels on either side of the end-plate location appear with similar amplitude and opposed phase (fig. 6; the notion of propagating potentials will be further explained below). When the motor unit action potentials reach the tendon they are extinguished, originating a surface potential with far-field properties (for example the electrical potential distributes evenly across the skin surface; see figure 4 in Stegeman et al<sup>70</sup>). This phenomenon is also termed end-of-fiber effect<sup>71</sup>. As a result, different surface electrodes detect, at the same time, the same monopolar potential. In differential derivation, this common-mode signal is attenuated, leading to surface EMGs with small amplitude.

Based on the amplitude of the myoelectric activity detected, the location of tendons and end-plates, as well as the length of muscle fibers, can be estimated from the HD-sEMG. For instance, the proximal and distal muscle-tendon interfaces seem to be localized, respectively, about the channel 5 and further distal from channel 15 of the array shown in figure 5. A rough estimation of the length of muscle fibers (longer than 100 mm) in the long head of the biceps brachii can be obtained multiplying the IED (10 mm) by the number of channels with EMGs of high amplitude (10 channels, at least; fig. 5B). Identifying the

location of the end-plates, however, is less straightforward in this case. The tenth channel recorded an EMG with smaller amplitude than those in the adjacent channels. Notwithstanding its small amplitude, the EMG in the tenth channel comprised surface potentials with opposed phase when compared to the surface potentials in the channel 11 (fig. 6). Therefore, according to the arguments above, the neuromuscular junction is somewhere in between channels 10 and 11. It is also worth to mention that the location of end-plates does not concentrate on a single cross-section of skeletal muscles. Instead, it is dispersed slightly along the longitudinal axis of the muscle fibers<sup>72</sup>. For this reason, the term IZ (innervation zone) is preferred over end-plate location. In the case of figure 5, it can be observed that the IZ of motor units whose potentials were recorded with the array of electrodes, resides not more proximal than channel 10 neither more distal than channel 11. Knowing the position of the linear array of electrodes on the arm, the tendon regions and the IZ can be marked on the surface of the skin and compared with the location of anatomical landmarks. This procedure is usually considered for the appropriate positioning of surface electrodes<sup>48</sup>. In addition, identifying the actual location of IZs could be potentially useful for preventing the denervation of the external anal sphincter during episiotomy<sup>69</sup> and for the treatment of spastic patients, through the guided injection of botulinum toxin<sup>73</sup>.

The conduction velocity of action potentials propagating along the muscle fibers can be estimated as well when a *high-density* system is used for the acquisition of surface EMGs. If an array of surface electrodes is positioned on the skin, parallel to the direction of the



**Fig. 6.** Propagation of surface potentials in the high-density-surface electromyogram. A short epoch (100 ms) of the surface EMGs depicted in figure 5B and the position of the array of electrodes with respect to a motor unit are shown. Action potentials are observed only from the channel 6 to 15. These potentials are first seen in channel 10 and 11, with opposite phases. A few milliseconds later, because of the propagation of action potentials toward both tendon regions, the surface potentials appear in the adjacent channels. The delay between potentials recorded in different channels is better represented with inclined dotted lines.

muscle fibers, then, each electrode would record a delayed version of the MUAPs. Figure 6 shows a short epoch of the surface EMGs depicted in figure 5. A surface potential appears firstly in the two channels closest to the IZ (see potential in channels 10 and 11 in fig. 6). The phase opposition observed for these potentials results from the fact that action potentials propagate in opposite directions from the IZ (for example in between channels 10 and 11). For the channels progressively more distant, the same surface potential emerges after a delay proportional to the distance between electrodes (see potentials in the channels 6-10 and channels 11-15 in fig. 6). The conduction velocity is, thus, the ratio between IED and the delay between surface EMGs recorded by successive electrodes or electrode pairs. Different techniques have been proposed to estimate the delay between EMGs in the domain of time<sup>74,75</sup> and frequency<sup>76,77</sup>. For a detailed review on different methods for the estimation of conduction velocity from surface EMGs see Farina and Merletti<sup>78</sup>. One should bear in mind that the conduction velocity estimated from the surface EMGs reflects, but does not represent, the conduction velocity of individual motor unit action potentials. If the reader is interested in the estimation of the conduction velocity for individual motor units, either the spike-triggered averaging technique<sup>79</sup> or the decomposition of the HD-EMG<sup>80</sup> should be considered.

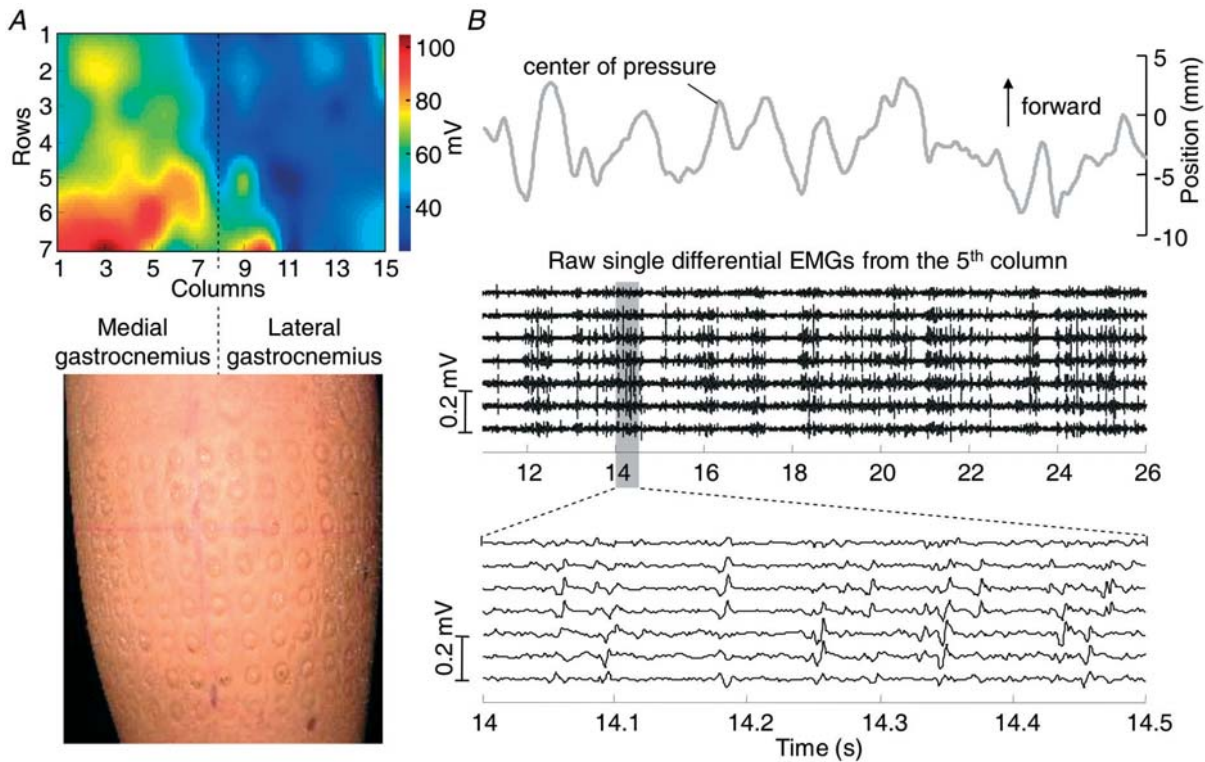
### **Representativeness of muscle activation in the high-density-surface electromyogram**

Applications involving surface electromyography concern, in general, the investigation of whether skeletal muscles are active<sup>59,81</sup>, or the intensity with which they are active<sup>54,82</sup> and of how many muscles are active (for example synergies)<sup>58,83</sup> in a specific motor task. When a couple of surface electrodes is used for any of these purposes, it is presumed that the detected EMG represents the general muscle activity. If this is the case, the use of *high-density* systems would certainly provide

«redundant» surface EMGs. The intensity and the timing of activation of the biceps brachii muscle, for example, are estimable equally well from the surface EMGs in any of the six channels, from channel 10 to 15, of the array of electrodes shown in figure 5. Nevertheless, when using either a set of bipolar surface electrodes or a *high-density* detection system, an uneven distribution of the electromyographic activity has been observed for individual muscles in the lower limb<sup>28,40,81,84</sup>.

The extent to which the surface EMGs represent the neuromuscular activity depends on the position and orientation of the electrodes with respect to the muscle fibers. International recommendations for the positioning of surface electrodes suggest, usually, the muscle belly as the better location for the recording of high-quality EMGs<sup>49</sup>. Such an indication relies on an obsolete reasoning that from the muscle belly, where the muscle cross-sectional area is often the largest, the surface electrodes sample representative myoelectric activity. Figure 5 shows, and several studies report<sup>6,45,69</sup> the surface EMGs to do not represent the actual activity of motor units when the detection system is located close to the IZ. In dynamic tasks, the positioning of electrodes is more critical. With variations in the joint angle, the location of both the muscle fibers and the IZ changes in relation to the position of the detection system<sup>5</sup>. In addition, depending on the orientation of surface electrodes and muscle fibers, the amplitude of EMGs differs dramatically. For a linear array of electrodes aligned perfectly parallel to the longitudinal axis of muscle fibers, all the channels in the array detect surface potentials with similar amplitude and with a different time delay (for example because of the propagation of action potentials). In the limiting case of perpendicular alignment between the detection system and the muscle fibers, the amplitude of single differential EMGs decreases substantially with the distance between the fibers supplied by the active motoneurons and the surface electrodes<sup>43,85,86</sup>. Therefore, only the surface electrodes close to the territory of the active motor units record significant myoelectric activity. While care is demanded for the positioning of a couple of surface electrodes on the skin, the use of *high-density* systems provides more representative EMGs.

Localized activation of skeletal muscles further aggravates the representation of myoelectric activity in the surface EMGs. It has been shown that skeletal muscles are partitioned into functional subunits, the neuromuscular compartments<sup>55,87,88</sup> (for a review see English et al<sup>89</sup>). Since individual compartments are supplied by distinct main nerve branches, the independent activation of a single compartment might be possible. Evidences supporting the localized activation of skeletal muscles in humans are growing<sup>28,40,55,81,84</sup>. Vieira et al<sup>28</sup> used a large matrix of 128 surface electrodes (fig. 7A) to investigate if the medial and lateral gastrocnemius muscles are activated simultaneously for the stabilization of human quiet standing posture. One striking result of this study was the variable timing of modulations in the amplitude of EMGs recorded from the same gastrocnemius muscle. When subjects swayed forward, the amplitude of surface EMGs detected in different channels of a same column of the matrix of electrodes changed at different instants (see figs. 2, 5 and 9 in Vieira et al<sup>90</sup>). Interestingly, the delay between EMGs detected in consecutive channels was not congruent with that expected for the propagation of action potentials<sup>28</sup>. This variable timing was likely due to the sequential activation of motor unit during standing. For the subject whose data is shown in figure 7, it is clear that the medial gastrocnemius was predominantly activated during standing. The mapping of EMGs shows localized activation in this same muscle (compare regions with different colors in fig. 7A). Close inspection of the raw HDs-EMG detected from the medial



**Fig. 7.** Mapping electromyograms and localized myoelectric activity. A) shows an interpolated map of ARV amplitude for the surface EMGs recorded from the medial and lateral gastrocnemius muscle while the subject stood at ease for 40 s (top; see Vieira et al, 2010 for protocol details). A matrix of 128 eyelet electrodes was used. Prints of the eyelets are visible on the skin, once the matrix is removed (bottom). The junction between both gastrocnemius muscles coincided with the eighth column, as ensured by ultrasound scanning. B) depicts the position of the body center of pressure (top), 15 s of the raw surface EMGs recorded in the fifth column of the matrix (middle) and a short epoch of these raw signals (bottom). Increased myoelectric activity matches the forward shifts in the center of pressure. Note, in the bottom panel, that action potentials of different motor units appear at different channels in the same column of electrodes.

gastrocnemius reveals, indeed, that action potentials of different motor units are recorded at specific sections along a same column of electrodes (fig. 7B). Then, representing the myoelectric activity of the pinnate gastrocnemius muscle with a couple of surface electrodes possibly masks the activation of different muscle regions.

With the joint use of *high-density* and intramuscular detection systems, insights have been gained into the interpretation of surface EMGs detected from pinnate muscles. Vieira et al<sup>81</sup> triggered and averaged 15 single differential surface EMGs detected along the whole medial gastrocnemius muscle, using the firing pattern of individual motor units identified from the intramuscular EMGs. The surface representation of motor unit action potentials was confined to a small region on the surface of the skin<sup>81</sup>. This localized representation of motor unit action potentials indicates that, because of its pinnation, the surface EMGs recorded from the gastrocnemius are selective. For this reason, representing the general activation of the gastrocnemius muscles in the surface EMGs demands a *high-density* detection system. If such a system is not in hand, using a couple of fairly spaced surface electrodes (IED > 2 cm) would likely provide more representative EMGs than the use of closely spaced electrodes on the calf muscles. However, the user must be aware that increasing the distance between electrodes augments the likelihood to record myoelectric activity from other muscles (for example crosstalk)<sup>42</sup>.

Although the large array of surface electrodes is not yet as popular as the conventional bipolar electrodes, the relevance of HD-sEMG to the study of muscle activation becomes progressively more evident. Algorithms for the automatic identification of localized muscle activation, for example, are currently available<sup>40,91</sup>. Tracking muscle

activation, automatically, could be helpful for the control of prosthetic devices, for the estimation of individual muscle force and net joint torques, as well as for the identification of muscle compartments. The use of *high-density* detection systems gave birth to numerous applications, once restricted by the inability of conventional systems to sample representative neuromuscular activity.

## Conclusion

Advances in surface electromyography progress at an exponential rate. The conventional bipolar montage has been replaced, initially, by the linear array of electrodes and, then, by sophisticated bi-dimensional grids of electrodes. These mono- and bi-dimensional arrays are referred as *high-density* detection systems for the recording of surface EMGs. While the bipolar electrodes may suffice to monitor the activation of skeletal muscles and the onset of muscles activation, the *high-density* systems provide unique anatomical and physiological information. The location of innervations zones and tendon regions, the length of muscle fibers, the conduction velocity of individual motor unit action potentials, as well the global «average» conduction velocity, can all be estimated from *high-density* surface EMGs. In addition, matrixes of electrodes are useful to sample representative myoelectric activity from muscles with particular geometries and from muscles whose activation might be localized. With all the detection systems currently available, the reader might ask: Which detection system is appropriate for my application? The answer is clear but deserves reflection: It depends on the motor task

the subjects have to perform, on the muscle under study and, chiefly, on the question you wish to answer.

### Acknowledgements

T. Vieira wishes to acknowledge his doctoral scholarship provided by the Conselho Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento Científico (CNPq). The authors thank Professor Roberto Merletti (LISiN) for his careful revision and substantial comments. The authors also thank Gabriela Patricia Díaz Ordóñez for helping with the translation of the abstract in Spanish.

### References

- Semmlow JL. Biosignal and Medical Image Processing (signal processing and communications). New York, Basel: CRC Press; 2004.
- Merletti R, Parker P. Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons; 2004.
- Akay M, Mello C. Proceedings of XIX International Conference IEEE/EMBS, 1997 Oct 30 – Nov 2; Chicago, USA: 2001. pp. 2688-91.
- Enoka RM. Neuromechanics of human movement. Champaign: Human Kinetics; 2001.
- Farina D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc Sport Sci Rev*. 2006;34:121-7.
- Merletti R, Rainoldi A, Farina D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exerc Sport Sci Rev*. 2001;29:20-5.
- Basmajian JV. Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. Baltimore: The Williams & Wilkins Company; 1962.
- Soderberg GL, Cook TM. Electromyography in biomechanics. *Phys Ther*. 1984;64:1813-20.
- Stålberg E. Macro EMG, a new recording technique. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1980;43:475-82.
- De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997;13:135-63.
- Karlsson JS, Roelleveld K, Grönlund C, Holtermann A, Ostlund N. Signal processing of the surface electromyogram to gain insight into neuromuscular physiology. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*. 2009;367:337-56.
- Merletti R, Botter A, Troiano A, Merlo E, Minetto MA. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clin Biomech*. 2009;24:122-34.
- Frigo C, Crenna P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. *Clin Biomech*. 2009;24:236-45.
- Merletti R, Botter A, Cescon C, Minetto MA, Vieira TM. Advances in surface EMG Recent progress in clinical research applications. *Crit Rev in Biomed Eng*. 2010;38(4):347-79.
- Merletti R, Avenaggiato M, Botter A, Holobar A, Marateb H, Vieira TM. Advances in surface EMG: Recent progress in detection and processing techniques. *Crit Rev Biomed Eng*. 2010;38(4):305-45.
- Burke RE, Tsairis P. Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius. *J Physiol*. 1973;234:749-65.
- Grimby L, Hannerz J. Firing rate and recruitment order of toe extensor motor units in different modes of voluntary contraction. *J Physiol*. 1977;264:865-79.
- De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, Xenakis AP. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J Physiol*. 1982;329:113-28.
- Bigland B, Lippold OC. Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. *J Physiol*. 1954;125:322-35.
- Thomas CK, Ross BH, Calancie B. Human motor-unit recruitment during isometric contractions and repeated dynamic movements. *J Neurophysiol*. 1987;57:311-24.
- Henneman E. Relation between size of neurons and their susceptibility of discharge. *Science*. 1957;126:1345-7.
- Lukács M, Vécsei L, Beniczky S. Fiber density of the motor units recruited at high and low force output. *Muscle Nerve*. 2009;40:112-4.
- Mendell LM. The size principle: a rule describing the recruitment of motoneurons. *J Neurophysiol*. 2005;93:3024-6.
- De Luca CJ, Erim Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends Neurosci*. 1994;17:299-305.
- Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J Physiol*. 1973;230:359-70.
- Nardone A, Schieppati M. Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *J Physiol*. 1988;395:363-81.
- Kennedy PM, Cresswell AG. The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. *Exp Brain Res*. 2001;137:58-64.
- Vieira TM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, Farina D. Postural activation of the human medial gastrocnemius muscle: Are the muscle units spatially localised? *J Physiol*. 2011;589(2):431-43.
- Hof AL. EMG and muscle force: An introduction. *Hum Movement Sci*. 1984;3:119-53.
- Merletti R, Farina D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*. 2009;367:357-68.
- Cram JR, Kasmann GS, Holtz J. Introduction to Surface Electromyography. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc.; 1998.
- Christie A, Inglis JG, Kamen G. Relationships between surface EMG variables and motor unit firing rates. *Eur J Appl Physiol*. 2009;107:177-85.
- Contessa P, Adam A, De Luca CJ. Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *J Appl Physiol*. 2009;107:235-43.
- Neuman MR. Biopotential electrodes. En: Bronzino JD, editor. The Biomedical Engineering Handbook. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2000. pp. 889-900.
- Geddes LA. Electrodes and the measurement of bioelectric events. New York: Wiley, John & Sons; 1972.
- Dimitrova NA, Dimitrov CV, Chihman VN. Effect of electrode dimension on motor unit potentials. *Med Eng Phys*. 1999;21:479-85.
- Farina D, Merletti R. Effect of electrode shape on spectral features of surface detected motor unit action potentials. *Acta Physiol Pharmacol Bulg*. 2001;26:63-6.
- McNaught A, Cescon C, Vieira TM, John L, Merletti R. Proceedings of the Motor Control Conference (MCC2010) from Basic Motor Control to Functional Recovery VII; 2010 Sept 24-27. Varna, Bulgaria: 2010.
- Lapatki BG, Van Dijk JP, Jonas IE, Zwarts MJ, Stegeman DF. A thin, flexible multielectrode grid for high-density surface EMG. *J Appl Physiol*. 2004;96:327-36.
- Staudenmann D, Kingma I, Daffertshofer A, Stegeman DF, van Dieën JH. Heterogeneity of muscle activation in relation to force direction: a multi-channel surface electromyography study on the triceps surae muscle. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19:882-95.
- Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. Research methods in biomechanics. United States: Human Kinetics; 2004.
- De Luca CJ, Merletti R. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1988;69:568-75.
- Roelleveld K, Stegeman DF, Falck B, Stålberg EV. Motor unit size estimation: confrontation of surface EMG with macro EMG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1997;105:181-8.
- Rainoldi A, Nazzaro M, Merletti R, Farina D, Caruso I, Gaudenti S. Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10:327-36.
- Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods*. 2004;134:37-43.
- Farina D, Cescon C, Merletti R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biol Cybern*. 2002;86:445-56.
- Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R, Mesin L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait Posture*. 2008;28:179-86.
- Merletti R, Farina D, Gazzoni M. The linear electrode array: a useful tool with many applications. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13:37-47.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10:361-74.
- Bottin A, Rebecchi P. Proceedings of XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology; 2002 Jun 22-25. Vienna, Austria: 2002. pp. 246-7.
- Mello RG, Oliveira LF, Nadal J. Digital Butterworth filter for subtracting-noise from low magnitude surface electromyogram. *Comput Methods Programs Biomed*. 2007;87:28-35.
- Mewett DT, Reynolds KJ, Nazeran H. Reducing power line interference in digitised electromyogram recordings by spectrum interpolation. *Med Biol Eng Comput*. 2004;42:524-31.
- Joseph J, Nightingale A, Williams PL. A detailed study of the electric potentials recorded over some postural muscles while relaxed and standing. *J Physiol*. 1955;127:617-25.
- Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*. 1989;17:359-411.
- Danion F, Li S, Zatsiorsky VM, Latash ML. Relations between surface EMG of extrinsic flexors and individual finger forces support the notion of muscle compartments. *Eur J Appl Physiol*. 2002;88:185-8.

56. Lloyd DG, Besier TF. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech.* 2003;36:765-76.
57. Langenderfer J, LaScala S, Mell A, Carpenter JE, Kuhn JE, Hughes RE. An EMG-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force. *Comput Biol Med.* 2005;35:25-39.
58. Henry SM, Fung J, Horak FB. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *J Neurophysiol.* 1998;80:1939-50.
59. Schieppati M, Nardone A, Corna S, Bove M. The complex role of spindle afferent input, as evidenced by the study of posture control in normal subjects and patients. *J Neurol Sci.* 2001;22:S15-20.
60. Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol.* 1990;69:1810-20.
61. Merletti R, Lo Conte LR, Orizio C. Indices of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 1991;1:20-33.
62. Oliveira LF, Vieira TM, Menegaldo LL. Proceedings of the XIV Congress of the International Society of Biomechanics, 2009 Jul 5-9. Cape Town, South Africa; 2009.
63. Clancy EA, Morin EL, Merletti R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12:1-16.
64. Borg F, Finell M, Hakala I, Herrala M. Analyzing gastrocnemius EMG-activity and sway data from quiet and perturbed standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17:622-34.
65. Shiavi R. Introduction to applied statistical signal analysis. London: Academic Press; 1999.
66. Bendat JS, Piersol AG. Random data analysis and measurement procedures. New York: John Wiley & Sons; 2000.
67. Hof AL. Errors in frequency parameters of EMG power spectra. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1991;38:1077-88.
68. Sacco IC, Gomes AA, Otuzi ME, Pripas D, Onodera AN. A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. *J Neurosci Methods.* 2009;180:133-7.
69. Merletti R, Bottin A, Cescon C, Farina D, Gazzoni M, Martina S, et al. Multi-channel surface EMG for the non-invasive assessment of the anal sphincter muscle. *Digestion.* 2004;69:112-22.
70. Stegeman DF, Roeleveld K, Dumitru D, Vingerhoets DM. Far-field potentials in surface EMG. *Excerpta Med Int Congr Ser.* 1996;1101:271-5.
71. Merletti R, Roy SH, Kupa E, Roatta S, Granata A. Modeling of surface myoelectric signals--Part II: Model-based signal interpretation. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1999;46:821-9.
72. Buchthal F, Guld C, Rosenfalck P. Innervation zone and propagation velocity in human muscle. *Acta Physiol Scand.* 1955;35:174-90.
73. Gracies JM, Singer BJ, Dunne JW. The role of botulinum toxin injections in the management of muscle overactivity of the lower limb. *Disabil Rehabil.* 2007;29:1789-805.
74. Naeije M, Zorn H. Estimation of the action potential conduction velocity in human skeletal muscle using the surface EMG cross-correlation technique. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1983;23:73-80.
75. Hogrel JY, Duchêne J. Motor unit conduction velocity distribution estimation: assessment of two short-term processing methods. *Med Biol Eng Comput.* 2002;40:253-9.
76. McGill KC, Dorfman LJ. High-resolution alignment of sampled waveforms. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1984;31:462-8.
77. Farina D, Merletti R. Estimation of average muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings. *J Neurosci Methods.* 2004;134:199-208.
78. Farina D, Merletti R. Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Med Biol Eng Comput.* 2004;42:432-45.
79. Farina D, Muhammad W, Fortunato E, Meste O, Merletti R, Rix H. Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays. *Med Biol Eng Comput.* 2001;39:225-36.
80. Holobar A, Zazula D. Correlation-based decomposition of surface electromyograms at low contraction forces. *Med Biol Eng Comput.* 2004;42:487-95.
81. Vieira TM, Windhorst U, Merletti R. Is the stabilization of quiet upright stance in humans driven by synchronized modulations of the activity of medial and lateral gastrocnemius muscles? *J Appl Physiol.* 2010;108:85-97.
82. McLean L, Goudy N. Neuromuscular response to sustained low-level muscle activation: within- and between-synergist substitution in the triceps surae muscles. *Eur J Appl Physiol.* 2004;91:204-16.
83. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986;55:1369-81.
84. Wolf SL, Ammerman J, Jann B. Organization of responses in human lateral gastrocnemius muscle to specified body perturbations. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8:11-21.
85. Roeleveld K, Stegeman DF, Vingerhoets HM, Van Oosterom A. Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiol Scand.* 1997;160:175-83.
86. Roeleveld K, Stegeman DF, Vingerhoets HM, Van Oosterom A. The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating the motor unit location. *Acta Physiol Scand.* 1997;161:465-72.
87. English AW, Weeks OI. Compartmentalization of single muscle units in cat lateral gastrocnemius. *Exp Brain Res.* 1984;56:361-8.
88. English AW, Weeks OI. Electromyographic cross-talk within a compartmentalized muscle of the cat. *J Physiol.* 1989;416:327-36.
89. English AW, Wolf SL, Segal RL. Compartmentalization of muscles and their motor nuclei: the partitioning hypothesis. *Phys Ther.* 1993;73:857-67.
90. Vieira TM, Merletti R, Mesin L. Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. *J Biomech.* 2010;43:2149-58.
91. Mesin L, Merletti R, Vieira TMM. Insights gained into the interpretation of surface electromyograms from the gastrocnemius muscles: A simulation study. *J Biomech.* 2011;44(6):1069-103.





## Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2011;4(1):29-37

www.elsevier.es/ramd



### Revisión

# Revisión de las relaciones entre la dosis y respuesta del entrenamiento con vibraciones sobre la fuerza y la potencia muscular

P.J. Marín

Laboratorio de Fisiología. Universidad Europea Miguel de Cervantes. Valladolid. España.  
Centro de Investigación en Discapacidad Física (CIDIF). ASPAYM Castilla y León. Valladolid. España.

#### Historia del artículo:

Recibido el 22 de septiembre de 2010  
Aceptado el 14 de octubre de 2010

#### Palabras clave:

Estímulo vibratorio.  
Rendimiento.  
WBV.  
Oscilación mecánica.

#### Key words:

Vibration stimulus.  
Performance.  
WBV.  
Mechanical oscillation.

### RESUMEN

La fuerza y la potencia muscular constituyen pilares fundamentales para la salud y el rendimiento deportivo. Actualmente, el estímulo vibratorio está contemplándose como una herramienta atractiva dentro del ámbito del entrenamiento y la rehabilitación. Para delimitar los efectos es importante conocer las características y las dosis de las vibraciones. Las plataformas son los sistemas más utilizados dentro de las áreas de investigación y entrenamiento deportivo; existen principalmente dos tipos: las que generan el movimiento principalmente vertical y las de movimiento oscilatorio. Aplicar un estímulo vibratorio mediante una plataforma de vibraciones genera efectos no solamente en las extremidades que están próximas al foco vibratorio, sino también en las que están alejadas. Las mayores respuestas y adaptaciones del sistema neuromuscular, para generar fuerza, se consiguen con altas magnitudes de vibraciones. Por último, el estímulo vibratorio debe basarse en los principios básicos de entrenamiento, especialmente el de la sobrecarga progresiva.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

### ABSTRACT

#### Review of the relationship between the dose and the response of vibration training on muscular strength and power

Muscular strength and power are essential pillars for health and performance. Nowadays, the vibratory stimulus is assuming as an attractive tool in the field of training and rehabilitation. The characteristics and vibration dose are important to know the effects. The use of platforms represents the most common form of vibration exercise. There are basically two types of vibration platforms: platforms that vibrate in a predominantly vertical direction and the platform that vibrates through rotation about a horizontal axis (oscillating platform). The vibration effect is not limited to muscles near the vibration platform, but also affects those of neighboring muscles. The highest responses and adaptations of the neuromuscular system are achieved with high magnitudes of vibration. Finally, the vibratory stimulus should be based on the basic training principles, especially the progressive overload.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

#### Correspondencia:

Pedro J. Marín.  
Lab. de Fisiología.  
Universidad Europea Miguel de Cervantes.  
Correo electrónico: pedrojm80@hotmail.com

## Introducción

La fuerza y la potencia muscular constituyen pilares fundamentales para la salud y el rendimiento deportivo. Por ello, durante décadas muchos autores han estudiado diferentes medios y métodos para aumentar la eficacia, así como la eficiencia de los procesos de entrenamiento y rehabilitación<sup>1-4</sup>.

Los efectos del entrenamiento de fuerza y potencia dependen fundamentalmente de la forma con que se programe y controle las variables que afectan a este<sup>5</sup>. Estas variables son herramientas clave que todo profesional debe conocer y manipular adecuadamente. Los efectos serán los deseados siempre que se aplique de forma adecuada y considerando las necesidades y objetivos particulares de cada persona<sup>4,6</sup>.

Actualmente, el estímulo vibratorio está considerándose una herramienta atractiva dentro del ámbito del entrenamiento y la rehabilitación. Por ello, cada vez son más los estudios publicados sobre el estímulo vibratorio. Este gran número de estudios ha sido realizado con componentes de carga y poblaciones diferentes, lo que repercute en resultados dispares. Todo ello dificulta en gran medida la selección adecuada de ejercicios, así como la intensidad, volumen, densidad, frecuencia y duración de cada sesión de entrenamiento. Por tanto, el objetivo de esta revisión es definir y sintetizar los componentes de la carga de entrenamiento con vibraciones atendiendo a la evidencia científica actual.

## Concepto de vibración

Una vibración es un movimiento oscilatorio de pequeña amplitud. Todos los cuerpos poseen una señal de vibración en la cual plasman cada una de sus características. La vibración que normalmente se utiliza para el entrenamiento es la *senoidal*<sup>7</sup>. Este tipo de vibración es el más simple y representa oscilaciones puras. Únicamente hemos encontrado una publicación en donde se ha utilizado la vibración aleatorizada estacionaria en un entrenamiento<sup>8</sup> (fig. 1).

## Sistemas para aplicar el estímulo vibratorio

Los sistemas con los que podemos aplicar un estímulo vibratorio al organismo son variados, tanto en las características técnicas, como en los efectos que desarrollan (figs. 2 y 3). No obstante, actualmente las plataformas son los sistemas más utilizados dentro de las áreas de investigación y entrenamiento; existen principalmente dos tipos: las que generan el movimiento principalmente vertical y las de movimiento oscilatorio. Ambos sistemas están constituidos por una superficie en la que se generan las vibraciones, una columna con un manillar para facilitar las ejecuciones y un cuadro de control por el cual son introducidos los parámetros de tiempo, frecuencia y amplitud (esta última, únicamente en el sistema vertical). Prestando atención a la regulación de la frecuencia de vibración, las plataformas oscilatorias permiten generar frecuencias desde 5 Hz hasta 30 Hz; en cambio, las plataformas de movimiento predominantemente vertical pueden generar frecuencias desde 30 hasta 50-60 Hz.

Por otra parte, la gran diferencia que hay entre la plataforma oscilante y la plataforma vertical es el movimiento que transfieren al cuerpo. El primer sistema genera de manera alternativa la flexión y extensión de los miembros que están en contacto con la plataforma. El segundo desarrolla un movimiento simultáneo de flexo-extensión de los miembros apoyados en la máquina.

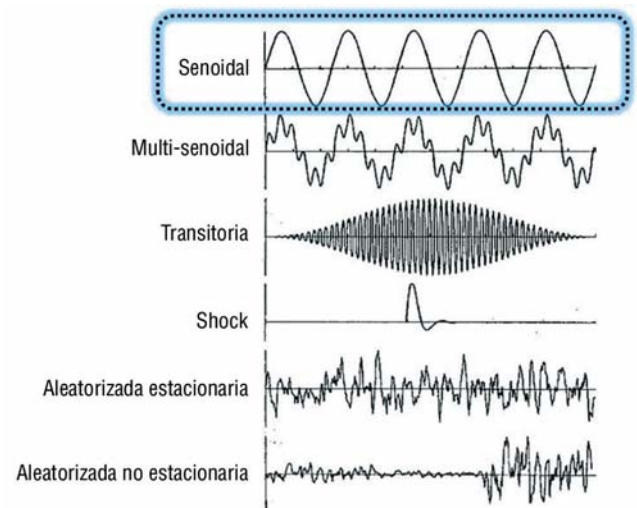


Fig. 1. Representación de diferentes tipos de vibración, empezado por arriba: senoidal, multi-senoidal, transitoria, shock, aleatorizada estacionaria y aleatorizada no estacionaria. Adaptado de Jordan et al<sup>7</sup>.

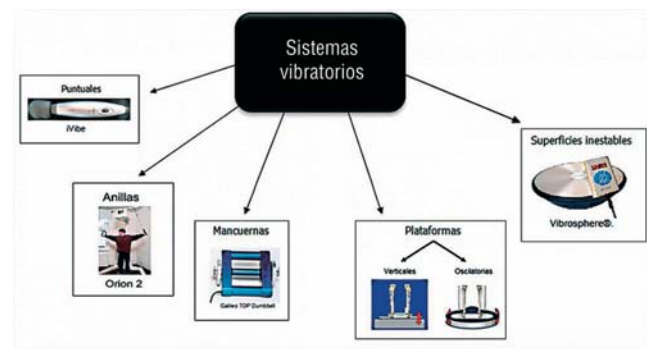


Fig. 2. Representación de los diversos sistemas generadores de vibraciones.



Fig. 3. Novedoso modelo de plataforma (PowerPlate Pro 6, Power Plate International Ltd, UK) provista de un sistema para transmitir las vibraciones al tren superior, en acciones anisométricas.

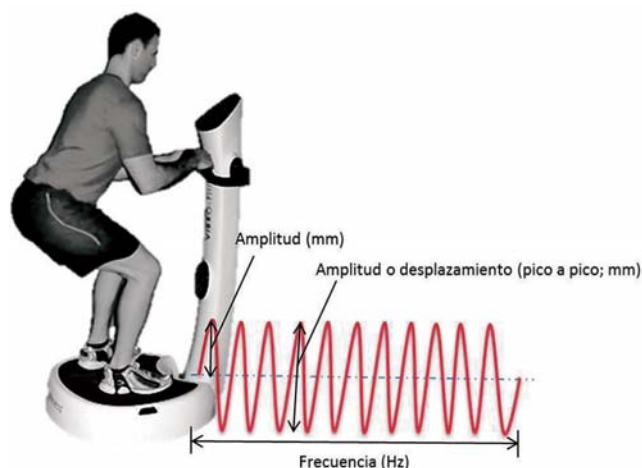


Fig. 4. Describe la frecuencia, amplitud y amplitud pico a pico de una onda senoidal generada por una plataforma de vibraciones.

Por último, los efectos del estímulo vibratorio están condicionados por la plataforma utilizada<sup>9,10</sup>. Los estudios que fueron desarrollados mediante plataformas de movimiento vertical describieron mayores ganancias de fuerza y potencia muscular<sup>9,10</sup>. Los tamaños de efecto (TE) para adaptaciones crónicas, con plataforma vertical, fueron para fuerza de 1,24 y para potencia muscular de 0,99. En cambio, los TE para adaptaciones crónicas con plataforma oscilante fueron para fuerza -0,13 y para potencia muscular 0,36,

## Parámetros de la vibración

### Amplitud

La amplitud es la distancia entre los extremos alcanzados por el movimiento (valor *pico-pico*), o también el recorrido comprendido desde el punto central hasta la desviación máxima, (valor *pico*, o descrito únicamente como *amplitud*) (fig. 4 y tabla 1). Por consiguiente, para evitar confusiones metodológicas deberíamos tener presente si nos estamos refiriendo a valores de amplitud *pico* o *pico-pico* (fig. 4). En este sentido Lorenzen et al<sup>11</sup> describen la falta de rigor en la descripción de los parámetros de la vibración de los estudios desarrollados con plataformas de vibraciones, sobre todo en lo referido a la amplitud.

Atendiendo al estudio realizado por Hazell et al<sup>12</sup>, se registró mayor actividad EMGrms, tanto para la musculatura del tren superior como

inferior con 4 mm frente a 2 mm (pico a pico). Similares resultados fueron registrados por Marín et al<sup>13</sup>, tras analizar la actividad EMG del cuádriceps y gastrocnemio, con diferentes amplitudes de vibración, con y sin calzado. Por tanto, con mayores amplitudes de vibraciones se obtiene una mayor estimulación, con y sin calzado deportivo. En la misma línea, Rittweger et al<sup>14</sup> analizaron el consumo de oxígeno con diferentes amplitudes desde 2,5 a 7,5 mm: registraron mayores consumos de oxígeno con amplitudes cercanas a 7,5 mm. Por tanto, podríamos pensar que existe una relación directa entre amplitud y efectos.

### Frecuencia

Frecuencia es el término empleado para indicar el número de veces que se repite en un segundo cualquier fenómeno periódico. La frecuencia de las vibraciones se expresa en ciclos por segundo (hercios, Hz) (fig. 4). El estímulo vibratorio ha sido estudiado con diferentes rangos de frecuencia: con altas frecuencias (40-200 Hz)<sup>15</sup> y bajas frecuencias (< 50 Hz)<sup>16</sup>. La mayor evocación del reflejo tónico vibratorio (RTV) se registra con frecuencias por debajo de 150 Hz. En la misma línea, en el estudio realizado por De Gail et al<sup>16</sup> fue aplicada la vibración de modo creciente. Se registró disminución de la evocación del RTV cuando la frecuencia estaba próxima a 50 Hz. En el ámbito del entrenamiento deportivo y la investigación aplicada las frecuencias de vibración más utilizadas han sido las de 30 y 40 Hz con plataforma vertical, así como las de 26 Hz con plataforma oscilatoria<sup>9,10</sup> (tablas 2 y 3).

En el estudio realizado por Hazell et al<sup>12</sup> fue analizada la actividad electromiográfica (EMGrms) en 10 estudiantes universitarios, físicamente activos, en los músculos: vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), bíceps (B) y tríceps (T) braquial, en los ejercicios de semi-squat y el curl de bíceps, en contracción isométrica y anisométrica, a diferentes frecuencias (25, 30, 35, 40 y 45 Hz) y amplitudes (2 y 4 mm). Se manifestó un incremento mayor de la actividad EMGrms para el VL en dinámico 3,7 a 8,7%, respecto a la máxima contracción voluntaria (MCV). Para el BF, el mayor incremento de la EMGrms fue en isométrico 0,8 a 1,2% de la MCV. Por último, para el T y B, la mayor actividad EMGrms fue en dinámico 0,2-1% y 0,6-0,8%, respectivamente. Atendiendo a los parámetros de regulación, la mayor respuesta neuromuscular se obtuvo en todos los músculos analizados cuando se aplicaron frecuencias altas (35, 40 y 45 Hz) con 4 mm de amplitud<sup>12</sup>.

En esta misma línea de trabajo, recientemente, se ha estudiado la actividad EMGrms del vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), gastrocnemio (G) y tibial anterior (TA) a diferentes frecuencias de vibración (25, 35 y 45Hz) y 4 mm de amplitud, en squat dinámico, comparando el efecto de añadir sobrecarga (30% del peso corporal). La actividad EMGrms, a

Tabla 1  
Términos usados para describir la vibración senoidal

	Unidad	Definición	Símbolo	Fórmula	Comentario
Periodo de duración	s	Duración de un ciclo de oscilación	T		
Frecuencia	Hz, s <sup>-1</sup>	Rango de repetición de los ciclos de oscilación	f	f=1/T	1 Hz = 1 s <sup>-1</sup>
Desplazamiento pico a pico	mm	Desplazamiento desde el punto más bajo al más alto de todo el movimiento de la vibración	D	D=a <sub>pico</sub> /(2 × ρ <sup>2</sup> × f <sup>2</sup> )	Sinónimo de «amplitud pico a pico»
Amplitud	mm	Desde el punto de equilibrio hasta el máximo desplazamiento	A	A= D/2	Sinónimo de «amplitud pico»
Aceleración pico	m·s <sup>-2</sup>	Máximo rango de cambio de velocidad, en función del tiempo, durante un ciclo de oscilación	a <sub>pico</sub>	a <sub>pico</sub> = 2 × ρ <sup>2</sup> × f <sup>2</sup> × D	Expresada como múltiplos de la fuerza de la gravedad
Raíz media cuadrática de la aceleración	m·s <sup>-2</sup>	Rango medio de cambio de velocidad, en función del tiempo, durante un ciclo de oscilación	a <sub>RMS</sub>	a <sub>RMS</sub> = a <sub>pico</sub> /√2	

Adaptada de Rauch et al<sup>14</sup>.

**Tabla 2**  
Datos descriptivos de los estudios analizados con plataformas verticales y oscilantes para fuerza muscular

			N	Mínimo	Máximo	Moda	Media	SD
Plataforma vertical	Agudo	Hz	10	20	30	30	28	4,2
		mm <sub>p-p</sub>	10	2,5	5	2,5	3,6	1,0
		Series	10	1	10	1	5,6	4,2
		Volumen (s)	10	30	600	30	312	268,8
	Crónico	Descanso (s)	10	0	120	0	48	47,3
		Hz	60	23,6	40	40	33,6	5,9
		mm <sub>p-p</sub>	60	1	9	8	5,4	2,2
		Semanas	60	2	48	24	13,5	9,1
		Días/semana	60	3	5	3	3,4	0,8
		Series	56	1	21,1	15	10,9	5,2
		Volumen (s)	56	60	1056	690	485,3	265,3
		Descanso (s)	53	0	80	60	43,8	16,8
		Plataforma oscilante	Agudo	Hz	17	22	30	26
mm <sub>p-p</sub>	17			6	12	10	9,4	1,5
Series	17			1	10	1	4,6	3,6
Volumen (s)	17			240	600	600	464,8	151,1
Crónico	Descanso (s)		17	0	120	0	49,4	52,9
	Hz		15	20	30	26	24,1	3,4
	mm <sub>p-p</sub>		15	5	12	6	7,0	1,8
	Semanas		15	8	24	8	10,3	4,1
	Días/semana		15	1	3	3	2,4	0,8
	Series		15	1	6,4	6	3,9	2,2
	Volumen (s)		15	77	384	375	267,6	130,4
	Descanso (s)		15	0	120	62	65	42,14

Adaptada de Marín et al<sup>10</sup>.

mm<sub>p-p</sub>: milímetros de amplitud pico a pico; SD: desviación estándar.

**Tabla 3**  
Datos descriptivos de los estudios analizados con plataformas verticales y oscilantes para potencia muscular

			N	Mínimo	Máximo	Moda	Media	SD
Plataforma vertical	Agudo	Hz	14	20	40	30	29,4	7,7
		mm <sub>p-p</sub>	14	2	5	2	3,1	0,7
		Series	14	1	10	1	3,4	3,3
		Volumen (s)	14	30	600	30	188,6	212,9
	Crónico	Descanso (s)	14	0	93,3	0	30,5	38
		Hz	27	25	40	30	31,8	4,4
		mm <sub>p-p</sub>	27	1	9	5	4,4	2,5
		Semanas	27	2	48	12	10,4	8,9
		Días/semana	27	3	5	3	3,9	0,9
		Series	27	1	21	5	7,4	5,2
Plataforma oscilante	Agudo	Volumen (s)	27	60	1056	300	369,2	299,6
		Descanso (s)	27	0	60	60	48	18,5
		Hz	23	22	26	26	25,7	1
		mm <sub>p-p</sub>	23	6	10	10	10,1	0,9
	Crónico	Series	23	1	10	1	2,8	3,5
		Volumen (s)	23	240	600	325	377,2	109,9
		Descanso (s)	23	0	60	0	10,4	23,2
		Hz	18	22	30	26	25	2,2
		mm <sub>p-p</sub>	18	6	12	8	8,3	1,8
		Semanas	18	2	24	8	8,1	4,9
Crónico	Días/semana	18	2	5	3	3,2	0,9	
	Series	18	2	6	2	4,5	1,6	
	Volumen (s)	18	77	600	77	316,5	190,9	
	Descanso (s)	18	40	120	62	76,4	32,9	

Adaptada de Marín et al<sup>10</sup>.

mm<sub>p-p</sub>: milímetros de amplitud pico a pico; SD: desviación estándar.

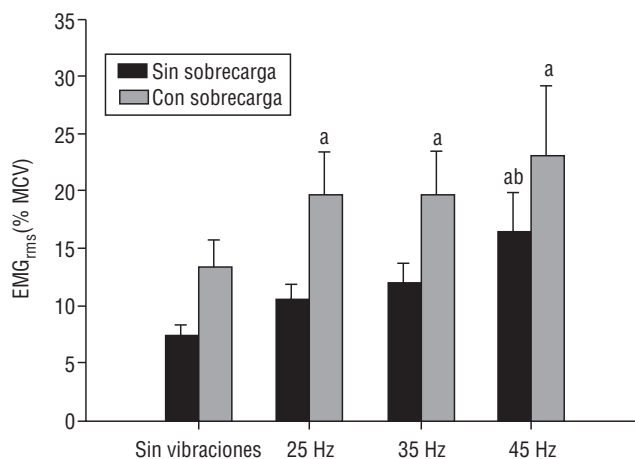
todas las frecuencias, fue mayor con sobrecarga para el VL. BF y G (fig. 5).

Por otra parte, atendiendo a la metodología de progresión, la literatura describe métodos poco homogéneos; por ejemplo, hay estudios que incrementan la frecuencia durante las sesiones del proceso de entrenamiento<sup>17-22</sup>, y otros que, contrariamente, mantienen constante la frecuencia en todas las sesiones de la intervención<sup>14,23-25</sup>. No obstante, en los metaanálisis desarrollados por Marín et al<sup>9,10</sup>, se observó que en los estudios en los que se modifica la frecuencia a lo largo del proceso de entre-

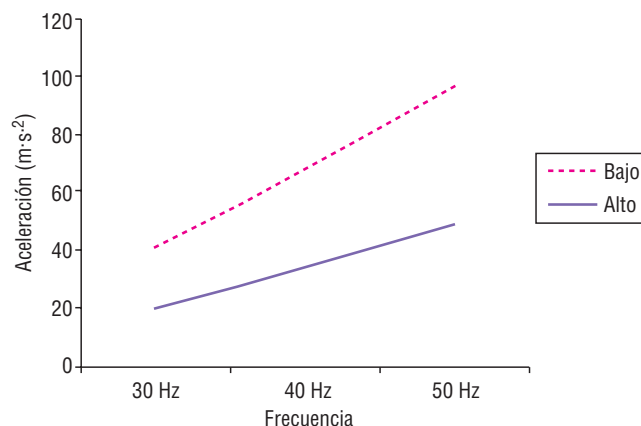
namiento se alcanzan mayores beneficios respecto de aquellos en los que se mantiene una frecuencia constante.

### Magnitud

Viene expresada en unidades de aceleración (m·s<sup>-2</sup> o g; g= 9,81 m·s<sup>-2</sup>), y se obtiene de forma directa mediante acelerómetros (fig. 6), o de manera indirecta a partir de la frecuencia (en ciclos por segundo. Hz) y la amplitud (en mm) (tabla 1).



**Fig. 5.** El aumento de la actividad del gastrocnemio durante squat dinámico sin y con vibraciones a diferentes frecuencias (25, 35 y 45 Hz). Los valores respecto al porcentaje del incremento de la máxima contracción voluntaria (MCV), expresados en media y error típico. La condición de sobrecarga fue significativamente mayor ( $p = 0,038$ ); a) significativamente mayor que sin vibración ( $p < 0,05$ ); b) significativamente mayor que la condición de 25 Hz ( $p < 0,05$ ). Adaptado de Hazell et al<sup>45</sup>.



**Fig. 6.** Magnitud de vibración de una plataforma de movimiento principalmente vertical (Power Plate North America, Northbrook, Illinois) a diferentes frecuencias (30, 40 y 50 Hz) y amplitudes pico a pico (*low*: 1,15 mm; *High*: 2,51 mm). Análisis realizado mediante un acelerómetro (Vibration meter, VT-6360, Hong Kong, China) y una persona de 80 kg sobre la plataforma.

**Dirección**

Las vibraciones pueden producirse en tres direcciones lineales y tres rotacionales. Los ejes lineales se designan como x (longitudinal), y (lateral) y z (vertical) (fig. 7). Las rotaciones alrededor de los ejes x, y, z se designan como rx (balanceo), ry (cabeceo) y rz (deriva), respectivamente<sup>26</sup>. Generalmente, el eje predominante en las plataformas vibratorias de uso profesional es el z.

**Duración**

La respuesta humana a las vibraciones depende en gran medida de la duración total de la exposición a las mismas<sup>9,10</sup>. El volumen (segundos de estímulo) más utilizado por la comunidad científica para aumentar los niveles de fuerza son 690 s/sesión (plataformas verticales) y 480 s/sesión (plataformas oscilatorias)<sup>10</sup>. Por otra parte, para el entrenamiento orientado hacia la potencia muscular, los volúmenes más utilizados son 300 s/sesión (plataformas verticales) y 77 s/sesión (plataformas oscilatorias)<sup>9</sup>.

**Implicaciones neurofisiológicas**

La aplicación de una vibración mecánica sobre una estructura musculotendinosa produce un reflejo de contracción muscular, denominado reflejo tónico vibratorio (RTV)<sup>27-29</sup>. Dicha contracción muscular puede involucrar, a su vez, el reflejo de inhibición recíproca de la musculatura antagonista<sup>30</sup>. Además, el efecto de la vibración no se limita a los husos musculares del músculo vibrado, sino que también afecta a los músculos próximos al mismo<sup>31</sup>. En este sentido, se ha reportado un aumento significativo de los potenciales evocados cuando una vibración de 80 Hz se aplica puntualmente a los músculos extensores del carpo radial, lo que sugiere que las vibraciones aumentan la excitabilidad de la corteza motora<sup>32</sup>. Mileva et al<sup>33</sup> describen estas modificaciones de los procesos intracorticales cuando se utiliza también una plataforma de vibraciones a 30 Hz y 1,5 mm. En esta línea, un reciente estudio analizó cómo repercute el estímulo vibratorio a nivel de los pies sobre el tren superior, atendiendo a la magnitud de vibración. Los resultados indican un aumento del número de repeticiones realizadas hasta el fallo muscular, así como de la velocidad, cuando la magnitud de vibración fue grande (~10 g)<sup>34</sup> (fig. 8).

Otros factores que podrían estar vinculados con los efectos del estímulo vibratorio son las modificaciones tixotrópicas de los husos musculares.

**Tabla 4**

Datos descriptivos de diferentes sistemas de vibraciones: puntual, poleas y mancuernas utilizados para el entrenamiento de fuerza muscular

		N	Mínimo	Máximo	Moda	Media	SD
Puntual	Hz	7	7,5	65	65	43,6	27,7
	mm <sub>p-p</sub>	7	2,4	4	2,4	3,0	0,8
	Serie	7	3	16	3	4,9	4,9
	Volumen (s)	7	45	3.000	45	905,7	1431,3
	Descanso (s)	7	0	180	180	103,6	95,3
Poleas	Hz	3	10	44	10	21,3	19,6
	mm <sub>p-p</sub>	3	1,4	5	5	3,8	2,1
	Serie	3	4	6	4	4,7	1,1
	Volumen (s)	3	80	120	80	93,3	23,1
	Descanso (s)	3	120	165	120	135	25,9
Mancuernas	Hz	1	26	26	26	26	0
	mm <sub>p-p</sub>	1	6	6	6	6	0
	Serie	1	5	5	5	5	0
	Volumen (s)	1	300	300	300	300	0
	Descanso (s)	1	0	0	0	0	0

Adaptada de Marín et al<sup>10</sup>.

mm<sub>p-p</sub>: milímetros de amplitud pico a pico; SD: desviación estándar.

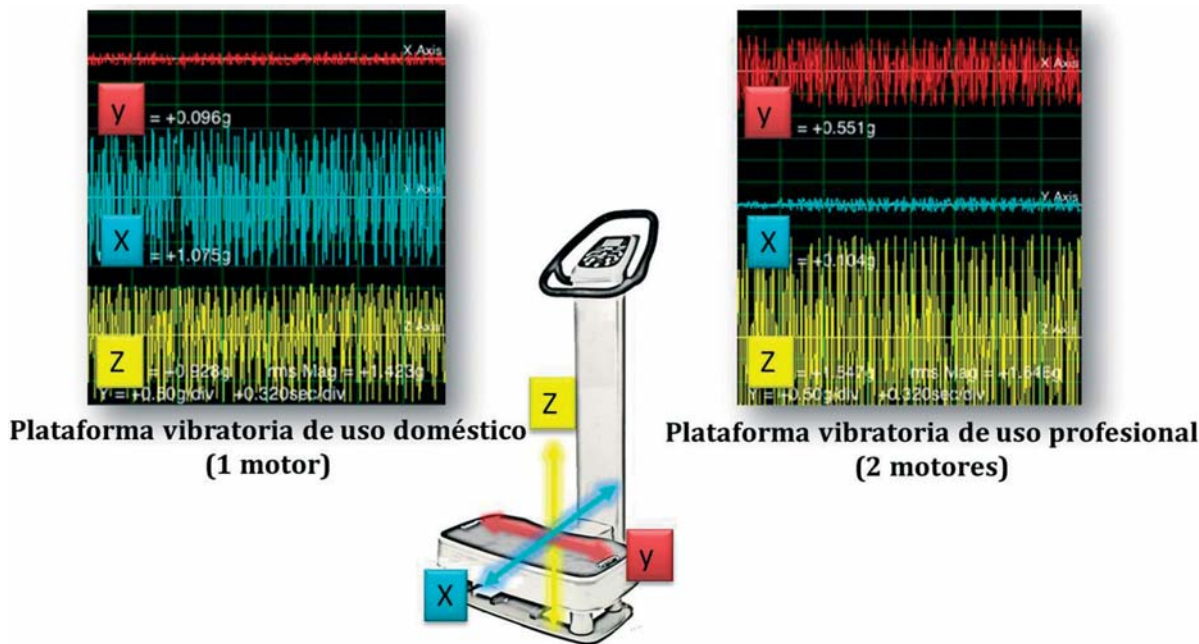


Fig. 7. Magnitud de vibración generada en dos plataformas diferentes, atendiendo a los ejes lineales. En el análisis de la plataforma de uso doméstico (izquierda) la magnitud de vibración es predominante el eje X, mientras que en la plataforma de uso profesional (derecha) la magnitud de vibración es predominante en el eje Z. Análisis realizado por medio de la aplicación informática *Vibration* (Diffraction Limited Design LLC. USA).

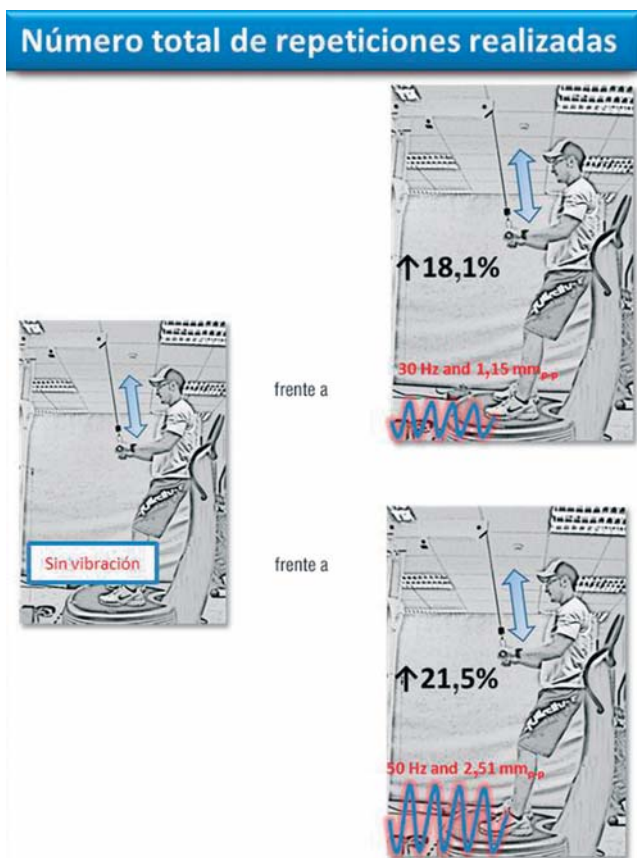


Fig. 8. Representación de un ejercicio de extensiones de tríceps sobre una plataforma de vibraciones. Izquierda sin vibraciones y derecha con vibraciones de baja magnitud (arriba) y alta magnitud (abajo)<sup>34</sup>.

lares<sup>35</sup> y del comportamiento de transmisión de fuerzas de las capas miofaciales *epimuscular myofascial force transmission*<sup>36,37</sup>.

**Dosis y respuesta del entrenamiento de potencia y fuerza muscular**

Siendo más precisos con la prescripción del estímulo vibratorio, e intentando aproximarnos a la dosis y la respuesta de la estimulación vibratoria mediante plataformas de movimiento vertical, dos recientes metaanálisis, extraídos del análisis de 31 artículos para el estudio de la fuerza muscular<sup>10</sup> y otros 30 artículos para el estudio de la potencia muscular<sup>9</sup>, establecen las ganancias de fuerza (fig. 9) y potencia muscular (fig. 10), en relación con los parámetros de la vibración: frecuencia, amplitud y tiempo del estímulo vibratorio.

Las mayores ganancias de fuerza muscular se han registrado con frecuencias comprendidas entre 40 y 50 Hz, con la máxima amplitud posible y una duración total del estímulo por sesión de entre 720 y 1.020 s (12-17 series de 30 a 60 s), a razón de 3 sesiones por semana<sup>10</sup>.

Por otra parte, las mayores ganancias de potencia muscular se han registrado con frecuencias comprendidas entre 35 y 40 Hz, con la máxima amplitud posible y una duración total del estímulo por sesión de entre 360 y 720 s (6-12 series de 30 a 60 s), a razón de 3 sesiones por semana<sup>9</sup>.

Respecto a la recuperación entre series, el tiempo más utilizado para el entrenamiento de fuerza y potencia muscular ha sido 60 s (tablas 1 y 2). En esta línea, Da Silva-Grigoletto et al<sup>38</sup> registraron mayores ganancias de fuerza y potencia muscular con recuperaciones de 60 s frente a recuperaciones de 120 s, en sujetos físicamente activos, tras 4 semanas de entrenamiento.

En cuanto a la selección de los ejercicios, los estudios que mayores ganancias obtuvieron fueron los que utilizaban la combinación de dife-

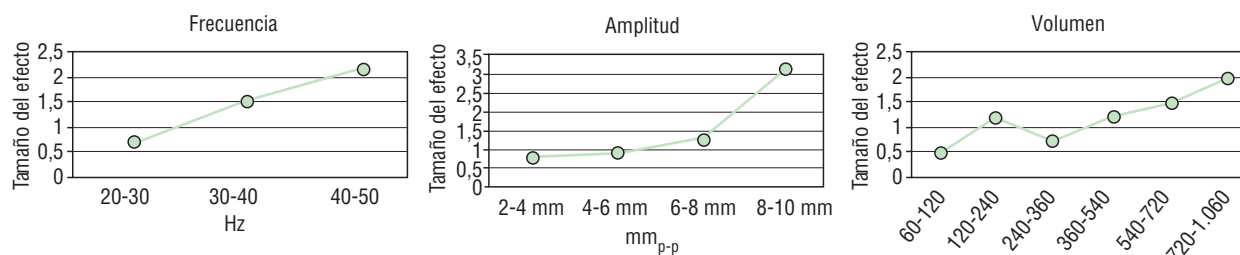


Fig. 9. Relación de las ganancias de fuerza muscular (tamaño del efecto) dependiendo de la frecuencia, la amplitud y el volumen total utilizado por sesión. Adaptado de Marín et al<sup>10</sup>.

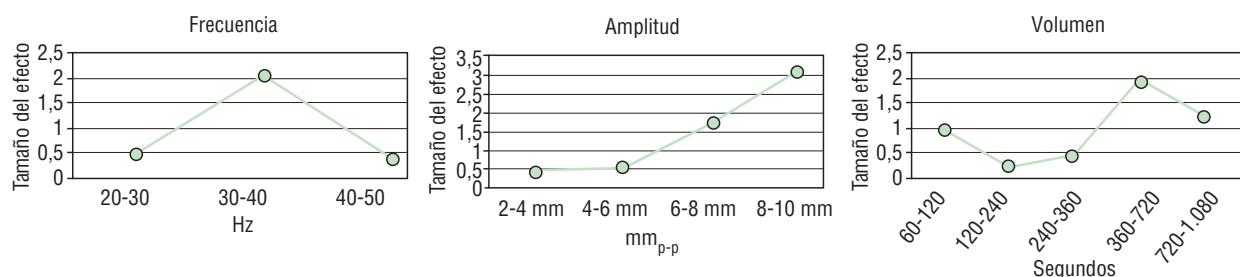


Fig. 10. Relación de las ganancias de potencia muscular (tamaño del efecto) dependiendo de la frecuencia, la amplitud y el volumen total utilizado por sesión. Adaptado de Marín et al<sup>9</sup>.

Tabla 5

Datos descriptivos de diferentes sistemas de vibraciones: puntual, mancuernas y barras utilizados para el entrenamiento de potencia muscular

		N	Mínimo	Máximo	Moda	Media	SD
Puntual	Hz	8	30	65	65	56,2	16,2
	mm <sub>p-p</sub>	8	2	4	2	2,8	0,7
	Series	8	3	16	3	6,2	6,0
	Volumen (s)	8	45	160	45	73,7	53,2
	Descanso (s)	8	5	180	180	136,2	81
Mancuerna y barra	Hz	5	26	30	30	28,4	2,2
	mm <sub>p-p</sub>	5	2	6	6	4,4	2,1
	Series	5	1	5	5	3,4	2,2
	Volumen (s)	5	30	300	300	192	147,9
	Descanso (s)	5	0	240	240	114	116,9

Adaptada de Marín et al<sup>9</sup>.

mm<sub>p-p</sub>: milímetros de amplitud pico a pico; SD: desviación estándar.

rentes ejercicios y posiciones (isométricas en combinación con anisométricas)<sup>9,10</sup>. Los ejercicios más utilizados en la literatura científica son el *semi-squat* y el *lunge*<sup>9,10</sup>.

### Contraindicaciones

Un estudio ha descrito ligeros eritemas, edemas y prurito, de carácter transitorio, de la zona próxima al foco vibratorio<sup>39</sup>. Recientemente, se ha publicado un caso clínico de agudización de nefrolitiasis tras una sesión con plataforma vibratoria<sup>40</sup>. Por otra parte, también se ha descrito en la literatura un caso de hemorragia vítrea<sup>41</sup>.

Una importante consideración para aumentar el grado de confort y seguridad del estímulo vibratorio es mantener activas las estructuras músculo-tendinosas próximas al foco vibratorio. Como puede verse en la figura 11, se reducen notablemente la aceleración a nivel de la cabeza cuando se introduce flexión en el tren inferior (cadera, rodillas y tobillos). Abercromby et al<sup>42</sup> registraron que la aceleración transmitida a la cabeza fue de un 71 a un 189% mayor en una plataforma de movimiento

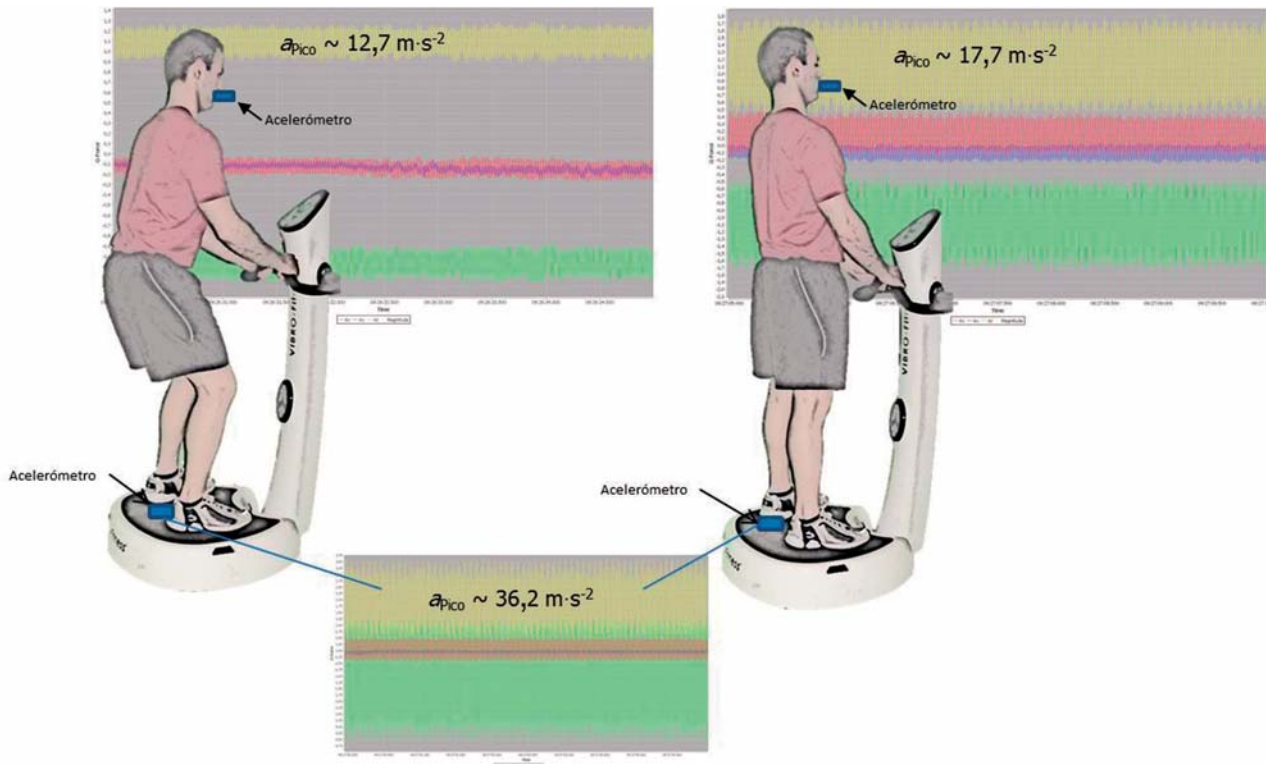
vertical que en una de movimiento oscilante. Este efecto posiblemente sucede por la basculación pélvica desarrollada en la plataforma oscilante. Respecto a la flexión de las rodillas, entre 26 y 30° son los grados articulares que mayores energías absorbieron, en ambas plataformas.

En esta línea, Berschin et al<sup>43</sup>, tras el análisis de la transmisión de vibraciones por el cuerpo en diferentes posiciones, describen riesgo de sobrecarga al permanecer encima de una plataforma en sedestación (por ejemplo, ejercicio de abdominales con contacto de la zona sacra directamente sobre la plataforma) y decúbito prono.

A su vez, con el fin de aumentar la seguridad, deberíamos seguir las normas de utilización del fabricante.

### Conclusiones

La vibración *per se* no posee matices positivos o negativos. Esta puede generar efectos completamente opuestos, atendiendo a las características y las dosis de la misma. Por tanto, cuando hablamos sobre un estímulo vibratorio, es importante describir con precisión sus característi-



**Fig. 11.** Análisis de la aceleración a nivel de la cabeza, atendiendo al grado de flexión de la articulación de la rodilla, en una plataforma vertical a 40 Hz y 1,41 mm<sub>p-p</sub>. Análisis realizado por medio del acelerómetro X6-2 USB (Gulf Coast Data Concepts, Waveland, USA).

cas: sistema y modo de aplicación, frecuencia, amplitud pico a pico, tiempo de exposición y descanso entre series.

Aplicar un estímulo vibratorio mediante una plataforma de vibraciones genera efectos no solamente en las extremidades que están próximas al foco vibratorio, sino también en las que están alejadas.

Las mayores respuestas y adaptaciones del sistema neuromuscular, para generar fuerza, se consiguen con altas magnitudes de vibraciones.

Por último, el estímulo vibratorio debe basarse en los principios básicos de entrenamiento, especialmente el de la sobrecarga progresiva.

## Bibliografía

- Machado A, García-López D, González-Gallego J, Garatachea N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. *Scand J Med Sci Sports*. 2009;20:200-7.
- García-López D, Herrero AJ, González-Calvo G, Rhea MR, Marín PJ. Influence of "in series" elastic resistance on muscular performance during a biceps-curl set on the cable machine. *J Strength Cond Res*. 2010;24:2449-55.
- Peterson MD, Rhea MR, Alvar BA. Maximizing strength development in athletes: a meta-analysis to determine the dose-response relationship. *J Strength Cond Res*. 2004;18:377-82.
- Peterson MD, Rhea MR, Alvar BA. Applications of the dose-response for muscular strength development: a review of meta-analytic efficacy and reliability for designing training prescription. *J Strength Cond Res*. 2005;19:950-8.
- Rhea MR, Alvar BA, Burkett LN, Ball SD. A meta-analysis to determine the dose response for strength development. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35:456-64.
- Pedersen BK, Saltin B. Evidence for prescribing exercise as therapy in chronic disease. *Scand J Med Sci Sports*. 2006;16:3-63.
- Jordan MJ, Norris SR, Smith DJ, Herzog W. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. *J Strength Cond Res*. 2005;19:459-66.
- Cronin JN, Whatman C. The effect of four different vibratory stimuli on dynamic range of motion of the hamstrings. *Phys Ther Sport*. 2007;8:30-6.
- Marin PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *J Strength Cond Res*. 2010;24:871-8.
- Marin PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res*. 2010;24:548-56.
- Lorenzen C, Maschette W, Koh M, Wilson C. Inconsistent use of terminology in whole body vibration exercise research. *J Sci Med Sport*. 2009;12:676-8.
- Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2007;32:1156-63.
- Marín PJ, Bunker D, Rhea MR, Ayllon FN. Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footworn conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *J Strength Cond Res*. 2009;23:2311-6.
- Rittweger J, Ehrig J, Just K, Mutschelknauss M, Kirsch KA, Felsenberg D. Oxygen uptake in whole-body vibration exercise: influence of vibration frequency, amplitude, and external load. *Int J Sports Med*. 2002;23:428-32.
- Martín BJ, Park HS. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1997;75:504-11.
- De Gail P, Lance WP, Neilson PD. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanics produced by vibration of muscles in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatr*. 1966;29:1-11.
- Torvinen S, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Kannus P. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *Int J Sports Med*. 2002;23:374-9.
- Roelants M, Delecluse C, Goris M, Verschueren S. Effects of 24 weeks of whole body vibration training on body composition and muscle strength in untrained females. *Int J Sports Med*. 2004;25:1-5.
- Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35:1033-41.
- Roelants M, Delecluse C, Verschueren SM. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *J Am Geriatr Soc*. 2004;52:901-8.
- Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34:1523-8.
- Verschueren SM, Roelants M, Delecluse C, Swinnen S, Vanderschueren D, Boonen S. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *J Bone Miner Res*. 2004;19:352-9.



23. Bosco C, Iacovelli M, Tarpela O, Cardinale M, Bonifazi M, Tihanyi J, et al. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol.* 2000;81:449-54.
24. Kerschman-Schindl K, Grampp S, Henk C, Resch H, Preisinger E, Fialka-Moser V, et al. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clin Physiol.* 2001;21:377-82.
25. De Ruiter CJ, Van Raak SM, Schilperoort JV, Hollander AP, de Haan A. The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. *Eur J Appl Physiol.* 2003;90:595-600.
26. Griffin MJ. Vibration and motion. En: Salvendy G, editor. *Handbook of human factors and vibration.* New York: John Wiley and Sons; 1997.
27. Hagbarth KE. EMG studies of stretch reflexes in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1967;Suppl 25:74-9.
28. Abbruzzese G, Hagbarth KE, Homma I, Wallin U. Excitation from skin receptors contributing to the tonic vibration reflex in man. *Brain Res.* 1978;150:194-7.
29. Bongiovanni LG, Hagbarth KE. Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *J Physiol.* 1990;423:1-14.
30. Crone C, Nielsen J. Central control of disynaptic reciprocal inhibition in humans. *Acta Physiol Scand.* 1994;152:351-63.
31. Kossev A, Siggelkow S, Kapels H, Dengler R, Rollnik JD. Crossed effects of muscle vibration on motor-evoked potentials. *Clin Neurophysiol.* 2001;112:453-6.
32. Siggelkow S, Kossev A, Schubert M, Kappels HH, Wolf W, Dengler R. Modulation of motor evoked potentials by muscle vibration: the role of vibration frequency. *Muscle Nerve.* 1999;22:1544-8.
33. Mileva KN, Bowtell JL, Kossev AR. Effects of low-frequency whole-body vibration on motor-evoked potentials in healthy men. *Exp Physiol.* 2009;94:103-16.
34. Marín PJ, Herrero AJ, Sainz N, Rhea MR, García-López D. Effects of different magnitudes of whole-body vibration on arm muscular performance. *J Strength Cond Res.* 2010;24:2506-11.
35. Proske U, Morgan DL, Gregory JE. Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: a review. *Prog Neurobiol.* 1993;41:705-21.
36. Yucesoy CA. Epimuscular myofascial force transmission implies novel principles for muscular mechanics. *Exerc Sport Sci Rev.* 2010;38:128-34.
37. Yucesoy CA, Baan G, Huijting PA. Epimuscular myofascial force transmission occurs in the rat between the deep flexor muscles and their antagonistic muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:118-26.
38. Da Silva-Grigoletto ME, Vaamonde DM, Castillo E, Poblador MS, García-Manso JM, Lancho JL. Acute and cumulative effects of different times of recovery from whole body vibration exposure on muscle performance. *J Strength Cond Res.* 2009;23:2073-82.
39. Rittweger J, Beller G, Felsenberg D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol.* 2000;20:134-42.
40. Monteleone G, De Lorenzo A, Sgroi M, De Angelis S, Di Renzo L. Contraindications for whole body vibration training: a case of nephrolithiasis. *J Sports Med Phys Fitness.* 2007;47:443-5.
41. Bertschinger DR, Dosso A. [Vitreous hemorrhage and whole-body vibration training--is there an association?]. *J Fr Ophtalmol.* 2008;31:e17.
42. Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:1794-800.
43. Berschin G, Sommer HM. [The influence of posture on transmission and absorption of vibration energy in whole body vibration exercise]. *Sportverletz Sportschaden.* 2010;24:36-9.
44. Rauch F, Sievanen H, Boonen S, Cardinale M, Degens H, Felsenberg D, et al. Reporting whole-body vibration intervention studies: Recommendations of the International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2010;10:193-8.
45. Hazell TJ, Kenno KA, Jakobi JM. Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole-body vibration. *J Strength Cond Res.* 2010;24:1860-5.



Revisión

ARTÍCULO EN PORTUGUÉS

## Dermatoglifos como indicadores biológicos del rendimiento deportivo

F. B. del Vecchio<sup>a</sup> y A. Gonçalves<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Escola Superior de Educação Física, Universidade Federal de Pelotas. Brasil.

<sup>b</sup>Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas. Campinas. São Paulo. Brasil.

### Historia del artículo:

Recibido el 16 de abril de 2010

Aceptado el 9 de junio de 2010

### Palabras clave:

Dermatoglifos.

Educación Física y entrenamiento.

Genética.

### Key words:

Dermatoglyphics.

Physical Education and training.

Genetics.

### RESUMEN

La influencia del potencial genético en el perfeccionamiento de la aptitud física y en la manifestación de esfuerzos corporales ha ganado espacio en la educación física y en el deporte. Entre los indicadores biológicos de rendimiento, los dermatoglifos aún no han sido muy utilizados, pero están llamando la atención de un modo creciente. Consisten en las impresiones dermo-papilares dígito palmares, o sea, en el conjunto de exteriorizaciones de las papilas dérmicas de los dedos, palmas de las manos y plantas de los pies, genéticamente determinadas e inmutables a lo largo de la vida. En relación con el ámbito deportivo, se observa una distribución preferencial de los patrones digitales (arcos, presillas y verticilos) según modalidades, grados variables del cómputo total de líneas a partir del tipo de deporte, con tendencia a una exhibición de valores menores en competidores de actividades cíclicas cuando se comparan las modalidades de potencia y fuerza. El cómputo de líneas ab disminuye a medida que se avanza en el nivel deportivo: los atletas de elite exhiben ángulos atd inferiores a los valores poblacionales, así como los índices de ulnaridad y combinado. Al final se registran los estudios que consideran el análisis multivariado en el proceso de investigación de los dermatoglifos y rendimiento deportivo. De esta manera se cumplió el objetivo de esta revisión de examinar críticamente los resultados relacionados con los dermatoglifos a partir de la presentación de la distribución de frecuencias de diferentes variables, de su relación con el rendimiento y con la orientación del talento deportivo.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

### ABSTRACT

#### **Dermatoglyphics as biological markers of sports performance**

Influence of genetic potential to improve physical aptitude and manifestation of physical effort has gained space in physical education and sport. Dermatoglyphics is still scarcely explored among biological indicators of performance, although they are becoming more and more known. They consist of dermopapillary palmar-digital impressions, for instance, of the set of dermal papillae of fingers, palms, soles, genetically established and changeless over the life. Preferential frequency distributions are observed in digital patterns (arches, loops, whorls) according to different modalities, as well as varied grade on total ridge count. This trended to be lower in persons involved in cyclic activities in comparison with competitors of strength modalities. Ab line count lessens in progression with sport level, elite athletics show atd angles lower than population values, as well as ulnar and combined indexes.

Lastly, multivariate analysis to investigate the relations between dermatoglyphics and sport performance is considered. Thus, it was accomplished the aim of this review of doing a critical analysis of articles referents to dermatoglyphics from frequency distribution of its variables, from the relationship of this variables and sports performance and talent orientation.

© 2010 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

### Contacto:

A. Gonçalves.

Faculdade de Educação Física.

Universidade Estadual de Campinas.

Rua: Luverci Pereira de Souza, 1131.

Cidade Universitária, Campinas.

13083-730 São Paulo. Brasil.

E-mail: aguinaldogon@uol.com.br

## Introdução

A participação dos indicadores biológicos de rendimento (IBR) no aprimoramento da aptidão física e na manifestação de esforços corporais tem ganhado espaço na Educação Física e no Esporte<sup>1</sup>. Isto se deu, principalmente, por pesquisas observarem que praticantes com resultados superiores no cenário desportivo apresentam alterações em vias metabólicas específicas<sup>2</sup>. Até o ano de 2005, mais de 140 genes autossômicos, quatro relacionados ao cromossomo X e 16 mitocondriais foram associados ao desempenho físico<sup>3</sup>. Em 2009 estes números se elevaram para 214, 7 e 18, respectivamente<sup>4</sup>.

Em referência ao processo de detecção de talentos esportivos, sabe-se que o componente biológico é dos que devem ser considerados para recrutamento de pessoas que irão se vincular a este tipo de prática<sup>5</sup>. Na República Democrática Alemã, nação com processo sistematizado de detecção, seleção e promoção de talentos, para cada 10.000 jovens recrutados inicialmente, 800 passavam por fases eliminatórias, entre 130-150 para o segmento intermediário, de 20 a 30 no estágio principal e 2 a 3 chegavam aos jogos olímpicos e campeonatos mundiais, com apenas um deles conquistando algum tipo de medalha<sup>6</sup>.

Destarte, a identificação de padrões funcionais específicos e de modificações nas estruturas de sínteses protéicas, auxiliaria profissionais da Educação Física e Esportes (EF&E) a determinarem, detectarem e selecionarem indivíduos, segundo suas características de maior relevância para as oportunidades de atuação competitiva<sup>7,8</sup>. Dentre os IBR, os dermatóglifos ainda se encontram pouco explorados, mas estão se destacando de modo crescente<sup>9</sup>.

Estes consistem nas impressões dermo-papilares dígito-palmares, ou seja, no conjunto de exteriorizações das papilas dérmicas dos dedos, palmas das mãos e plantas dos pés. Estas papilas são semi-microscópicas e correspondem às aberturas das glândulas sudoríparas, que se alinham segundo critérios biológicos altamente específicos<sup>10</sup>.

A herdabilidade ( $h^2$ ) é um dos modos de se estudar os dermatóglifos; ela se configura como valor estatístico que expressa, em percentual, a proporção da variação fenotípica de determinada variável biológica, em dada população, que é atribuível ao componente genético entre indivíduos<sup>11</sup>. Habitualmente é calculada a partir de comparação de frequências diferenciais da característica estudada em pares de gêmeos<sup>12</sup>. A  $h^2$  dos dermatóglifos vai de moderada a elevada (de 50 a 100%), em função da variável considerada<sup>13</sup>, situações assemelhadas às que ocorrem com outras características nitidamente hereditárias poligênicas, como estatura e cor de cabelos. Por exemplo, a correlação entre monozigóticos, na contagem total de linhas digitais (TRC – *total ridge count*) é superior a 0,95<sup>14</sup>. Para a soma absoluta das corrugações (ARC – *absolute ridge count*), a qual considera os valores das duas contagens dos verticilos, uma de cada tríradio<sup>15</sup>, evidências recentes têm demonstrando semelhança: indica-se  $h^2$  de 90 a 95% e atuação destacada de genes específicos em sua determinação<sup>16</sup>, o que reforça o componente genético na composição das corrugações dermopapilares.

As primeiras investigações envolvendo as configurações dermo-papilares foram veiculadas entre 1888 e 1891; no entanto, padronizações de nomenclaturas, formas e dimensões firmaram-se em 1967<sup>17</sup>. De modo amplo, o interesse e frequência de seu uso se mantêm intensos na atualidade, contando-se com softwares de coleta e análise automatizadas<sup>18</sup>, e informações novas quanto às conformações dígito-palmares das pessoas<sup>19-21</sup>. A sua aplicação é ampla na antropologia física<sup>22,23</sup>, clínica médica<sup>24,25</sup>, genética<sup>26-28</sup> e até no melhor entendimento de doenças crônico-degenerativas<sup>29-31</sup>.

Como são características inatas e não modificáveis, nas Ciências do Esporte contribuiriam como IBR. O entendimento de como se relacionam com diferentes elementos da aptidão física pode favorecer o processo de identificar, selecionar e orientar talentos para diferentes modalidades. Desse modo, não se teriam os esportes (por exemplo, voleibol, corridas curtas no atletismo, lutas, etc) como ponto de partida para a busca de pessoas com maiores possibilidades de êxito. Conhecendo melhor os indivíduos e seus IBR<sup>32</sup>, o encaminhamento dos mesmos para a prática de diferentes grupos de modalidades, segundo suas predisposições, poderia ser mais eficiente e exitosa.

Desse modo, o objetivo da presente revisão é centralizar e analisar de forma crítica os achados referentes aos dermatóglifos, considerando: a) distribuição de frequência de suas diferentes variáveis, b) valores de referência populacionais e de esportistas, c) a relação das mesmas com o desempenho físico, d) a orientação do talento esportivo e e) as técnicas de análises dos dados.

## Dermatóglifos e Ciências do Esporte

Com exceção da composição corporal e potência de membros superiores, os valores da  $h^2$  são elevados para diferentes componentes da aptidão física<sup>33</sup> (tabela 1). Destacam-se: a) altura do salto vertical para a potência muscular do segmento inferior, b) tempo no teste de corrida de vai-e-vem duplo com distância de 9,1 m para agilidade (*Shuttle run test*), c) prensão em dinamômetro manual com referência à força isométrica, d) consumo máximo de oxigênio teste aeróbio ( $VO_{2max}$  em  $mlO_2 \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ) e e) potência (w) produzida com teste de 30 segundos de esforço máximo em cicloergômetro (*Wingate test*). Portanto, o passo seguinte tem consistido em explorar associações entre os IBR dígito-palmares e as variáveis de aptidão física de pessoas com desempenho esportivo excepcional, como se constata nos sub-itens a seguir.

### Os dermatóglifos na Rússia, China e Brasil

No primeiro Congresso Mundial de Ciências do Esporte do Comitê Olímpico Internacional<sup>39</sup>, destacou-se o fato de os dermatóglifos serem mar-

**Tabela 1**

Valores de herdabilidade para diferentes variáveis que compõem a aptidão física relacionada ao desempenho esportivo

Variável	Componente da aptidão física	$h^2$	Referência
Tipo de fibra muscular	Força/resistência	MZ: 0,995; DZ: 0,928	Komi et al <sup>34</sup>
Percentual de gordura corporal	Composição corporal	0,25	Bouchard <sup>35</sup>
IMC (massa corporal/altura <sup>2</sup> )	Composição corporal	0,60-0,90	Bouchard <sup>35</sup>
Salto vertical (cm)	Potência de MMII	0,862	Kovář <sup>36</sup>
Arremesso de medicinebol (m)	Potência de MMSS	0,599	Kovář <sup>36</sup>
Teste de <i>Shuttle run</i> (s)	Agilidade	0,896	Kovář <sup>36</sup>
FIPM (Kgf)	Força muscular	0,745	Kovář <sup>36</sup>
Potência aeróbia ( $mlO_2 \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ )	Componente aeróbio	> 0,70	Fagard et al <sup>37</sup>
Potência anaeróbia de pico (W)	Componente anaeróbio	> 0,80	Klissouras <sup>38</sup>

DZ: dizigotos; FIPM: força isométrica de prensão manual;  $h^2$ : herdabilidade; IMC: índice de massa corporal; MMII: membros inferiores; MMSS: membros superiores; MZ: monozigotos;

cadres biológicos imutáveis, com coletas e análises factíveis, práticas e economicamente viáveis para grandes populações. Sistemáticamente, trabalhos têm sido desenvolvidos com grupos de competidores de destaque internacional, como chineses e russos<sup>40,41</sup>.

Da antiga URSS, conta-se com sistematizações e resultados de inspeções dos 15.000 melhores atletas, entre 1972 e 1986, pelo Laboratório de Antropologia, Morfologia e Genética Esportiva do Instituto de Pesquisa Científica de Cultura Física e Esportes<sup>42</sup>. Na China, a partir de 1980, sua incorporação ficou a cargo do Comitê Nacional do Incentivo à Ciência Natural, o qual orientou a aplicação dos dermatóglifos nas Ciências do Esporte com a análise de mais de 3.000 praticantes, sendo que mais de 800 eram da elite competitiva<sup>39,40</sup>.

Apesar de estas informações serem de período de vinte anos (1970 a 1990), a investigação com os dermatóglifos ainda acontece com êxito em ambos os países e, no Brasil, tem aumentado a partir de, pelo menos, três frentes de trabalho consolidadas, a saber:

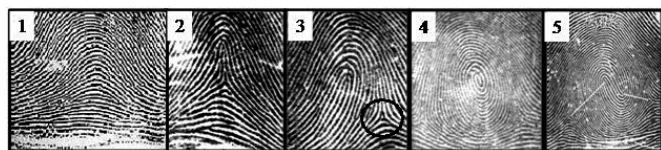
- 1) Laboratório de Biociências da Motricidade Humana, da Universidade Castelo Branco do Rio de Janeiro<sup>43</sup>;
- 2) Grupo de Estudos em Genética da Faculdade de Educação Física da UniFMU<sup>44</sup> e
- 3) Grupo de Saúde Coletiva, Epidemiologia e Atividade Física, da Faculdade de Educação Física da Unicamp<sup>45-47</sup>.

#### Variáveis dermatoglíficas mais estudadas nas Ciências do Esporte

O elemento central das análises é o trirrádio, caracterizado pelo centro da junção do encontro de três sistemas de corrugações aproximadamente paralelas, cada qual contando com disposição curvilínea, formando entre si ângulos de 120 graus (fig. 1). Nas polpas dos dedos, a ausência dele classifica o padrão como arco (abreviado como A<sup>s</sup>, quando simples e A<sup>t</sup>, em tenda, que exhibe falso trirrádio), a presença de um, como presilha (L<sup>s</sup> e L<sup>t</sup> dizem respeito, respectivamente, aos dois subtipos de presilhas, ulnar e radial) e, de dois, como verticilos simples e duplos (respectivamente, W<sup>s</sup> e W<sup>d</sup>). Francis Galton, em 1892, indicou existir maior frequência de determinados padrões em detrimento a outros, e que, entre europeus, apresentam o seguinte gradiente: L > W > A.

A aplicação destes indicadores na província chinesa de Guangdong em crianças e jovens exitosos em diversas modalidades, revelou a distribuição: W > L<sup>s</sup> > A > L<sup>t</sup>. Os esportistas mais proeminentes detinham maior quantidade de arcos que a média da população e, de modo geral, pessoas bem sucedidas com atletismo, futebol e basquetebol exibem mais verticilos duplos (W<sup>d</sup>)<sup>48</sup>.

A prevalência de arcos é de 4% a 5%; porém atletas chineses de elite exibem percentual próximo a 2% e, acerca dos W<sup>d</sup>, relatam-se valores entre 8% e 10%<sup>40</sup>. No entanto, vale lembrar que estudos de base populacional já assinalaram distribuição superior deste padrão entre orientais, quando comparados a ocidentais<sup>10</sup>.



**Fig. 1.** Padrões digitais mais comuns: 1. Arco simples; 2. Arco em tenda; 3. Presilha; 4. Verticilo simples; 5. Verticilo duplo. Na terceira imagem, o trirrádio é delimitado por um círculo.

Uma das possibilidades de explicação da relação entre verticilos e êxito esportivo reside no fato de que esta configuração parece estar associada aos cromossomos sexuais, dado que: a) homens possuem-lhe maior quantidade que mulheres e b) maior concentração de testosterona está vinculada com sua presença recorrente<sup>49</sup>. Assim, com quantidade superior de hormônios masculinos, indivíduos com predominância de verticilos teriam aptidão privilegiada para estímulos de força e potência e para adaptações positivas a partir do treinamento físico.

A tabela 2 apresenta a distribuição de frequência percentual dos padrões digitais em grupos de desportistas de diferentes modalidades. Como pode se observar, via de regra, é respeitado o gradiente arco < presilha < verticilo. Por outro lado, praticantes de diferentes lutas exibem frequência superiores de verticilos em relação aos demais competidores. Entre russos de elite, praticantes de modalidades cíclicas (atletismo, patinação e ciclismo), os verticilos são menos comuns do que em lutadores, e tais atletas portam percentual superior de presilhas. Esta mesma característica é compartilhada por competidores brasileiros de esportes distintos, provavelmente devido às limitações dos estudos em recrutarem atletas com resultados internacionais de destaque nas modalidades.

Em decorrência do tipo de padrão digital, estrutura-se a intensidade dos padrões, a qual diz respeito às contagens de trirrádios distribuídos em dois segmentos específicos<sup>20,59</sup>: nas palmas das mãos e nas polpas dos dedos. Nestas últimas, constituem o índice de intensidade de padrões digitais (IIPD) de cada mão e respectivo somatório (que tem como sigla ΣIIPD, e também é conhecido, na nomenclatura russa, como D10). No ΣIIPD, arcos simples têm valor de zero, arco em tenda e presilhas, um e verticilos dois<sup>60</sup>.

O ΣIIPD está inversamente relacionado à quantidade de gordura corporal e ao componente endomórfico da somatotipologia<sup>61</sup>. Em geral, os melhores competidores de modalidades complexas (lutas corporais e jogos desportivos coletivos) e levantamento de peso olímpico exibem os maiores valores; os que se distinguem pela velocidade, com orientação cíclica e curta duração, são os que apresentam quantidade inferior<sup>50</sup>. Em estudos no Brasil e na Rússia, excluindo a contagem total de linhas digitais e as frequências dos padrões, esta é a variável mais estudada (tabela 3).

Nos aspectos digitais quantitativos, o TRC é o que detém maior possibilidade de comparações, dado que a maioria dos estudos brasileiros e russos no âmbito esportivo só utiliza esta contagem de linhas. Entre russos, há tendência dos envolvidos em modalidades cíclicas e de resistência exibirem TRC menor que competidores de modalidades de potência e força (tabela 4).

#### Variáveis dermatoglíficas pouco exploradas nas Ciências do Esporte

Nas polpas, antes da quantificação do TRC, identificam-se as contagens das linhas das mãos direita e esquerda (respectivamente RRC – *right ridge count* e LRC – *left ridge count*) e o TRC. A tabela 5 apresenta os valores de RRC, LRC, de atletas e não atletas, segundo nacionalidade e sexo. Esportistas de elite do judô e basquetebol apresentam RRC inferior ao de russos e brasileiros não-atletas, mas superior ao de estadunidenses. Já para o sexo feminino, há valores menores para as atletas quando comparadas aos demais grupos.

Nas palmas, os trirrádios são localizados próximos às articulações metacarpo-falângicas, nominalmente a, b, c e d, o primeiro deles abaixo do dedo II, e o último, inferiormente ao V. As características quantitativas

**Tabela 2**

Distribuição de frequência percentual dos padrões digitais entre desportistas russos e brasileiros de diferentes modalidades

Grupo de desportistas	N	Sexo	Arcos	Presilhas	Verticilos
<b>RUSSOS</b>					
Patinação de velocidade <sup>53</sup>	22		17,20%	66,00%	16,80%
Corridas curtas <sup>53</sup>	7	M	08,60%	80,00%	11,40%
Atletismo de alto rendimento <sup>54</sup>	-	F	08,40%	49,20%	42,40%
Atletismo de baixo rendimento <sup>54</sup>	-	F	06,50%	68,70%	24,80%
Esqui <sup>53</sup>	17		06,00%	71,00%	23,00%
Atletismo de alto rendimento <sup>54</sup>	-	M	05,50%	28,90%	65,60%
Biathlon <sup>53</sup>	17		05,30%	63,50%	31,20%
Ciclismo de estrada <sup>53</sup>	22		01,40%	70,90%	27,70%
Ciclismo de velódromo <sup>53</sup>	17		01,20%	67,60%	31,20%
Futebol de campo <sup>53</sup>	22		03,20%	62,70%	34,10%
Voleibol <sup>53</sup>	15		-	62,70%	37,30%
Basquetebol <sup>53</sup>	18		-	60,00%	40,00%
Halterofilismo <sup>53</sup>	51		01,3%	48,20%	50,50%
Boxe <sup>53</sup>	38		01,3%	48,20%	50,50%
Karatê <sup>53</sup>	32		09,00%	50,00%	41,00%
Luta olímpica (Livre) <sup>53</sup>	24		-	59,20%	40,80%
Luta olímpica (greco-romana) <sup>50</sup>	-	M	01,00%	61,50%	37,50%
<b>BRASILEIROS</b>					
Triathlon <sup>55</sup>	10	M	06,00%	65,00%	29,00%
Nadadores fundistas <sup>56</sup>	16	M	05,70%	63,00%	31,30%
Futsal <sup>57</sup>	66	M	-	65,00%	35,00%
Basquetebol <sup>57</sup>	35	M	02,00%	60,00%	38,00%
Karatê <sup>58</sup>	7	M	-	45,70%	54,30%
Boxe <sup>58</sup>	6	M	01,60%	51,70%	46,70%
Esgrima <sup>59</sup>	13		02,20%	40,00%	58,00%
Mixed martial arts <sup>60</sup>	15	M	02,00%	70,00%	18,00%
Jujutsu brasileiro <sup>61</sup>	21	M	05,00%	65,00%	30,00%
Atletas de judô de elite <sup>62</sup>	28	F	06,00%	62,00%	32,00%
Atletas de judô <sup>46</sup>	9	F	08,88%	63,35%	27,27%
Atletas de judô <sup>46</sup>	12	M	04,16%	55,00%	40,84%

F: feminino; M: masculino.

das palmas têm sido pouco analisadas, destacando-se número de linhas ab (tabela 6) e A'd (tabela 7). Os estudos existentes versam sobre aspectos médico-clínicos, pois ambas exibem correlações intrafamiliares acentuadas, sugerindo dependência de padrão poligênico de herança<sup>69</sup>.

Na perspectiva esportiva, em referência à contagem ab, observa-se que atletas de judô do sexo feminino exibem valores inferiores aos de referência da população brasileira, ao passo que o masculino, superiores a estes e aos de outros grupos populacionais. Ao considera-

**Tabela 3**

Valores do ΣIIPD, segundo nacionalidade e modalidades esportivas estudadas

Referência	Modalidade	Sujeitos	ΣIIPD
<b>RUSSOS</b>			
Abramova et al <sup>53</sup>	Patinação de sprint	22 russos de elite	9,9 ± 3,93
Abramova et al <sup>53</sup>	Biathlon	17 russos de elite	12,6 ± 2,5
Abramova et al <sup>53</sup>	Ciclismo de estrada	22 russos de elite	12,6 ± 2,61
Abramova et al <sup>53</sup>	Ciclismo - velódromo	17 russos de elite	12,0 ± 2,2
Abramova et al <sup>53</sup>	Futebol de campo	22 russos de elite	13,4 ± 3,78
Abramova et al <sup>53</sup>	Basquetebol	18 russos de elite	13,9 ± 3,58
Abramova et al <sup>53</sup>	Halterofilismo	51 russos de elite	14,3 ± 2,8
Abramova et al <sup>53</sup>	Boxe	38 russos de elite	14,5 ± 2,52
Abramova et al <sup>53</sup>	Karatê	32 russos de elite	13,3 ± 3,14
Abramova et al <sup>53</sup>	Luta (Livre)	24 russos de elite	14,1 ± 2,05
Zulaev et al <sup>50</sup>	Luta (Greco-Romana)	Russos de elite	13,8
<b>BRASILEIROS</b>			
Fernandes Filho et al <sup>57</sup>	Futsal	66 H	13,5 ± 2,93
Pável et al <sup>56</sup>	Natação de fundo	16 H de alto nível	12,57 ± 3,39
Ferreira <sup>55</sup>	Triathlon	10 H	12,3 ± 4,08
Fernandes Filho et al <sup>58</sup>	Karatê	7 H de alto nível	15,43 ± 4,08
Fernandes Filho et al <sup>58</sup>	Karatê	34 H de baixo nível	12,73 ± 3,72
Fernandes Filho et al <sup>58</sup>	Boxe	6 H de alto nível	14,5 ± 2,88
Fernandes Filho et al <sup>58</sup>	Boxe	33 H de baixo nível	12,7 ± 3,22
Medeiros et al <sup>60</sup>	Mixed martial arts	15 H	12,5 ± 2,9
Medeiros et al <sup>61</sup>	Jujutsu	21 H	12,71 ± 3,42
Lorenzetti et al <sup>66</sup>	Judô	9 H iniciantes	10,7 ± 3,2
Lorenzetti et al <sup>66</sup>	Judô	8 M iniciantes	12,1 ± 5,1
Mello et al <sup>62</sup>	Judô	28 M seleção brasileira	12,6 ± 3,6
Del Vecchio <sup>46</sup>	Judô	12 H seleção brasileira	13,5 ± 3,9
		09 M seleção brasileira	13,5 ± 3,9

H: Homens; M: Mulheres. ΣIIPD: Somatório das intensidade de padrões digitais das mãos direita e esquerda.

**Tabela 4**

Valores de contagem total de linhas digitais, segundo nacionalidade e modalidades esportivas estudadas

Referência	Modalidade	Sujeitos	ΣIIPD
<b>Russos</b>			
Abramova et al <sup>53</sup>	Patinação de sprint	22 russos de elite	95,7 ± 45,6
Abramova et al <sup>53</sup>	Corridas curtas	07 russos de elite	98,7 ± 30
Abramova et al <sup>53</sup>	Biathlon	17 russos de elite	130,5 ± 36,5
Abramova et al <sup>53</sup>	Ciclismo de estrada	22 russos de elite	139,1 ± 28,3
Abramova et al <sup>53</sup>	Ciclismo-velódromo	17 russos de elite	128,3 ± 34,1
Abramova et al <sup>53</sup>	Futebol de campo	22 russos de elite	142,6 ± 39,5
Abramova et al <sup>53</sup>	Basquetebol	18 russos de elite	140,4 ± 40,5
Abramova et al <sup>53</sup>	Halterofilismo	51 russos de elite	144,7 ± 58,7
Abramova et al <sup>53</sup>	Boxe	38 russos de elite	146,4 ± 39,6
Abramova et al <sup>53</sup>	Karatê	32 russos de elite	126,8 ± 39,4
Abramova et al <sup>53</sup>	Luta (livre)	24 russos de elite	165,4 ± 31,4
<b>BRASILEIROS</b>			
Borin <sup>45</sup>	Basquetebol	25 H seleção brasileira	133 ± 42
Fernandes Filho et al <sup>57</sup>	Futsal	66 H	147,4 ± 32,88
Pável et al <sup>56</sup>	Natação de fundo	16 H de alto nível	136,13 ± 49,01
Ferreira <sup>55</sup>	Triathlon	10 H	118,6 ± 44,92
Fernandes Filho et al <sup>58</sup>	Karatê	7 H de alto nível	159,71 ± 17,17
Fernandes Filho et al <sup>58</sup>	Karatê	34 H de baixo nível	120,32 ± 41,62
Fernandes Filho et al <sup>58</sup>	Boxe	6 H de alto nível	134,69 ± 31,87
Fernandes Filho et al <sup>58</sup>	Boxe	33 H de baixo nível	118,91 ± 39,49
Medeiros et al <sup>60</sup>	Mixed martial arts	15 H	125 ± 20,5
Medeiros et al <sup>61</sup>	Jujutsu	21 H	126,24 ± 39
Melloet al <sup>62</sup>	Judô	28 M seleção brasileira	109 ± 34
Del Vecchio <sup>46</sup>	Judô	12 H seleção brasileira	138 ± 54
Del Vecchio <sup>46</sup>	Judô	09 M seleção brasileira	100 ± 50

H: homens; M: mulheres; TRC: contagem total de linhas digitais.

rem os melhores chineses lutadores de Sanshou, foram registradas cifras da ordem de 37±4,4, e com a diminuição do nível esportivo tendem a aumentar<sup>72</sup>. Acerca da contagem A'd, no hemisfério direito atletas apresentam número superior a não atletas, mas no lado esquerdo os valores de referência são intermediários aos de atletas de ambos os sexos.

Nas palmas das mãos se localiza, também, o triarrádio axial (antes conhecido como terminal e, então, abreviado por 't'), situado próximo à prega de flexão do punho, na área palmar adjacente à articulação rádio-cárpica<sup>73</sup>. O mesmo varia conforme os anos avançam<sup>74,75</sup>, é sexualmente dimórfico<sup>70</sup> e, em amostra representativa da população do sudeste, as

sinaram-se as diferenças entre sexos<sup>65</sup>, com as médias entre 42 e 45 graus (tabela 8).

Particularidades acerca do ângulo atd já foram encontradas em asiáticos envolvidos com atletismo, futebol e basquetebol, sendo mais agudo entre desportistas de elite<sup>40,48</sup>. Quanto menor seu valor, maior associação com agilidade: chineses de alto nível têm média de 37° a 39°, ao passo que as chinesas, entre 39 e 40°<sup>72</sup>, quantidades bem menores que as registradas entre basquetebolistas<sup>45</sup> e judocas brasileiros<sup>46</sup>.

Duas variáveis são decorrentes do posicionamento do triarrádio: índices de ulnaridade (IU) e combinado (IC)<sup>76</sup>. Para o IU, amostra representativa do sudeste do Brasil registrou valores significativamente diferentes para a mão direita entre homens e mulheres (respectivamente 0,836±0,08 e 0,84±0,085), mas não entre os lados corporais para o

**Tabela 5**

Contagem de linhas digitais, por lado corporal, segundo nacionalidade e sexo

Estudo	Nacionalidade	RRC	LRC	n
Borin <sup>45</sup>	Basquetebolistas (M)*	67	64	25
Del Vecchio <sup>46</sup>	Judocas de elite (M)**	70 ± 26	68 ± 28	12
	Judocas de elite (F)**	51 ± 25	48 ± 25	9
Toledo et al <sup>67</sup>	Brasileiros† (homens)	73 ± 24	69 ± 24	106
	Brasileiros† (mulheres)	66 ± 25	62 ± 26	100
Penhalber et al <sup>68</sup>	Brasileiros† (homens)	–	–	300
	Brasileiros† (mulheres)	–	–	300
Kuklin et al <sup>69</sup>	Russos (homens)	71 ± 2,97	66 ± 3	100
	Russos (mulheres)	66 ± 3,09	60 ± 3,18	100
Qazi et al <sup>70</sup>	Americanos negros (homens)	63 ± 20	59 ± 21	200
	Americanos negros (mulheres)	56,5 ± 22	53 ± 23	200
Plato et al <sup>71</sup>	Americanos brancos (homens)	66 ± 23	63 ± 22	299
	Americanos brancos (mulheres)	60 ± 23	55 ± 22	292

†: valores de referência da população paulista; ‡: valores de referência da população sudeste; \*: membros da seleção brasileira (RRC e LRC são medianas); \*\*: judocas de alto nível;

F: feminino; LRC: esquerda; M: masculino; RRC: Contagem de linhas da mão direita; TRC: soma de ambas;

**Tabela 6**

Valores da contagem ab em diferentes grupos populacionais

Estudo	Grupo observado	n	Contagem ab	
			Mão Esquerda	Mão Direita
Borin <sup>45</sup>	Seleção brasileira de basquetebol (H)	25	37,6 ± 3,7	37,6 ± 4,3
Del Vecchio <sup>46</sup>	Seleção brasileira de judô (H)	12	43,5 ± 4,9	43,8 ± 5,4
	Seleção brasileira de judô (M)	9	38,2 ± 2,9	37,4 ± 4,5
Penhalber et al <sup>68</sup>	Brasileiros	300	40,8 ± 5,3	40,3 ± 5,7
	Brasileiras*	300	41,2 ± 5,5	39,5 ± 5,6
Polani et al <sup>73</sup>	Feminização testicular	19	43,2 ± 5,5	41,1 ± 4,3
	Controles H	48	41,5 ± 6,2	39,5 ± 5,5
	Controles M	62	45,6 ± 11,5	42,9 ± 8,9
Qazi et al <sup>70</sup>	Negros americanos	200	37,5 ± 5,4	36,8 ± 6,3
	Negras americanas	200	38,1 ± 6,0	36,7 ± 5,9
Davee et al <sup>74</sup>	Branços americanos	240	43,2 ± 5,4	41,9 ± 5,3
	Negros americanos	402	40,2 ± 5,3	39,5 ± 5,5

\*Existem diferenças significantes entre as mãos.

**Tabela 7**

Valores da contagem A'd entre brasileiros de ambos os sexos

Grupo (n)	Contagem de linhas A'd	
	Mão direita	Mão esquerda
Jogadores de basquete (n = 25) <sup>45</sup>	44,6 ± 14,4	52,5 ± 13,2
Homens da seleção brasileira de judô (n = 12) <sup>46</sup>	42,0 ± 10,7	48,8 ± 13,5
Mulheres da seleção brasileira de judô (n = 09) <sup>46</sup>	42,6 ± 9,4	45,4 ± 9,5
Homens (n = 300) <sup>68</sup>	40,0 ± 10,7	49,7 ± 10,5 <sup>†</sup>
Mulheres (n = 300) <sup>68</sup>	40,0 ± 11,2	47,4 ± 11,8 <sup>†</sup>

†: diferenças significantes nos sexos; ‡: diferenças significantes entre mãos.

**Tabela 8**

Valores do ângulo atd em diferentes populações

Estudo	Grupo (n)	Ângulo atd	
		Mão direita	Mão esquerda
Toledo et al <sup>67</sup>	Homens (n=106)	42,8±9,7	45,8±9,1
	Mulheres (n=100)	43,9±8,2	44,9±8,2
Penhalber et al <sup>68*</sup>	Homens (n=300)	43,16±7,76 <sup>†</sup>	43,33±8,16 <sup>†</sup>
	Mulheres (n=300)	43,84±7,6 <sup>‡</sup>	44,82±8,65
Polani et al <sup>73</sup>	Feminização testicular (19)	49±12,12	45,53±7,74
	Controle masculino (48)	44,25±9,85	42,44±7,85
Qazi et al <sup>70</sup>	Controle feminino (62)	42,98±8,99	45,66±11,55
	Negros americanos (200)	45,2±6,2	45,6±6,2
Borin <sup>45</sup>	Negras americanas (200)	44,7±6,5	45,4±6,1
	Seleção brasileira de basquetebol (n=25)	40,3±2,9	40±3,3
Del Vecchio <sup>46</sup>	Seleção brasileira de judô (homens, n=12)	44,7±4,1	45,4±4,1
	Seleção brasileira de judô (mulheres, n=9)	46,1±7,6	45,9±6,8
Deng <sup>75**</sup>	Praticantes de elite de Sanshou (homens)	Entre 37° e 39°	
	Praticantes de elite de Sanshou (mulheres)	Entre 39° e 40°	

†: diferenças significantes entre sexos; ‡: diferenças significantes entre mãos; \*Amostra representativa do sudeste brasileiro; \*\*Não foram informados os números de observações e os valores por hemisfério.

mesmo sexo<sup>65</sup>. Em jogadores de basquetebol de alto nível (membros da seleção brasileira), os valores do IU são significativamente inferiores, tanto na mão direita (0,74±0,10), quanto na esquerda (0,75±0,09), em relação ao grupo controle<sup>45</sup>. Dados de outra investigação corroboram com estes achados: judocas brasileiros de nível internacional<sup>46</sup>, do sexo masculino (mão direita = 0,72±0,08 e mão esquerda = 0,71±0,13) e feminino (mão direita = 0,78±0,07 e mão esquerda = 0,79±0,01), exibem IU menores do que os obtidos pelos estudos de base populacional<sup>65</sup>.

### Relações com a orientação do talento esportivo

Como produto de esforços internacionais, a tabela 9 apresenta diferentes variáveis dermatoglíficas que podem discriminar atletas de destaque, em função das modalidades esportivas.

Achados de investigadores russos, destacadamente de Nikitjuk<sup>61</sup> e seus orientandos, demonstram que há interações entre: a) equilíbrio estático, baixo TRC e pouca quantidade de arcos; b) elevado TRC, VO<sub>2</sub>max acima da média e qualidades de velocidade e força; assim como c) número de presilhas e verticilos, respectivamente com memória visual e cinestésica-corporal<sup>52</sup>.

Neste contexto, pontua-se que as práticas caracterizadas por grande demanda de velocidade, potência e períodos breves de esforços

**Tabela 9**

Características de variáveis de destaque eleitas, em função da modalidade esportiva

Modalidade	Variável de destaque	Característica	Referência
Futebol	Ângulo atd	35° < atd < 39°	Liu <sup>48</sup>
Futebol	Verticilos duplos	Quantidade elevada	Zhang et al <sup>49</sup>
Levantamento de peso	Arcos e presilhas	Quantidade elevada	Zulaev et al <sup>50</sup>
Luta olímpica	Verticilos	Quantidade elevada	Zulaev et al <sup>50</sup>
Basquetebol	IU e IC	Valores diminutos	Borin et al <sup>9</sup>

IC: índice combinado; IU: índice de ulnaridade.

privilegiam competidores com número reduzido de trirrádios digitais (IIPD), frequência elevada de arcos e presilhas e diminuição de verticilos e, conseqüentemente, TRC baixo<sup>50</sup>. Por outro lado, contagem de linhas digitais abundante, escassez de arcos, quantidade alta de trirrádios digitais (ΣIIPD) e de verticilos (especialmente os duplos), associam-se com modalidades coletivas e conjugadas de força e coordenação<sup>42</sup>.

A tabela 10 sumariza a interação entre TRC, ΣIIPD, funcionalidades físicas e motoras eleitas. Da observação conjunta destas duas variáveis decorrentes das análises dos dermatóglifos, identifica-se a inserção do esportista em determinadas classes, as quais apresentam características funcionais deficientes e potencializadas. Assim, pessoas com ΣIIPD próximo a 11 e TRC por volta de 126 expressarão bons rendimentos em testes de força, ao passo que aquelas com valores mais elevados de ambos, respectivamente 13 e 134, terão resistência e coordenação como pontos positivos.

Ao se avaliarem os dermatóglifos de crianças e adolescentes, profissionais ligados à EF&E cogitariam de orientar os mesmos para a escolha de diferentes grupos de modalidades esportivas, nas quais as chances de êxito poderiam ser maiores (tabela 9). Jovens com elevada quantidade de verticilos duplos, ângulo atd entre 35 e 39° e índices de ulnaridade e combinado com valores pequenos, teoricamente, poderiam ter sucesso em jogos desportivos coletivos. Aqueles com grande frequência de arcos e presilhas apresentariam desempenho superior no levantamento olímpico e outras modalidades de força-potência (arremesso de peso, lançamentos de disco, dardo e martelo, por exemplo).

No entanto, tais informações precisam ser consumidas com cautela. Destacam-se algumas limitações razoáveis:

- 1) Estes dados decorrem de esportistas da Rússia e China, países de população com distribuições dígito-palmares diferentes das do nosso<sup>69</sup>;
- 2) Geralmente são consideradas apenas as variáveis digitais TRC e ΣIIPD, ainda que estudos brasileiros<sup>9,45,46</sup> e chineses<sup>39</sup> prévios apontaram a relevância de variáveis palmares, destacadamente os índices de ulnaridade e combinado e o ângulo atd;
- 3) Não foram submetidas a testes estatísticos multivariados, mas trata-se apenas de diferenças entre atletas de elite, segundo modalidades.

### Técnicas multivariadas e múltiplas de análise dos dermatóglifos nas Ciências do Esporte

Tendo em vista a origem multifatorial do êxito esportivo<sup>1,3</sup>, o qual decorre da interação de diversos componentes atuando sinergicamente<sup>8,9</sup>, há

**Tabela 10**  
Dermatoglifos digitais e nível de manifestação de características funcionais

Classe do esportista	$\Sigma$ IIPD	TRC	Características funcionais	
			Deficiência	Potencialidade
I	5,5	28	Estatura, força absoluta, resistência, coordenação	Força relativa à massa corporal
II	6,0	48	Coordenação	Força
III	11,6	126	Força relativa à massa corporal	Estatura, força absoluta
IV	13,1	134	Tamanho corporal, força absoluta	Resistência, coordenação
V	17,5	163	Força relativa à massa corporal	Coordenação

Traduzido de Abramova et al<sup>53</sup>.

de serem empregadas técnicas estatísticas que considerem os efeitos e interações de diversas variáveis simultaneamente e, para isto, pesquisas têm utilizado a análise multivariada.

Na EF&E vem sendo cada vez mais aplicada, tanto de modo amplo<sup>80</sup>, quanto nos estudos com variáveis genéticas<sup>81</sup>. Considerando-se os IBR como objeto de estudo não parece ser diferente, a exemplo da aplicação dos componentes principais da análise fatorial<sup>82-84</sup>. Inobstante, as indicações de Gonçalves e Gonçalves<sup>85</sup> para com a necessidade da adoção destes procedimentos, já na década de 90, parecem estar sendo ignoradas. Grande parte da produção do conhecimento quanto aos dermatoglifos fez uso da estatística descritiva, apresentando exclusivamente a distribuição de frequência dos padrões digitais<sup>48,50,63-79</sup> e, eventualmente, conduziu análise bivariada entre componentes da aptidão física (potência aeróbia) e IBR<sup>86</sup>.

Por outro lado, número restrito de investigações com delineamentos mais elegantes empregou técnicas multivariadas de análise. Entre hindus, envolveram-se 50 jogadores profissionais de basquetebol, de nível nacional e aplicou-se análise fatorial para identificar quais variáveis eram relevantes para serem estudadas. Naquela realidade foi pontuado que as características constitucionais dos atletas eram definidas por quatro grupos de fatores, e se destacaram as corrugações do dedo IV e o  $\Sigma$ IIPD, respectivamente, como as mais representativas<sup>87</sup>.

Outra investigação, agora desenvolvida no Grupo de Saúde Coletiva, Epidemiologia e Atividade Física, no interior da Faculdade de Educação Física, na Unicamp, contou com 100 basquetebolistas, de quatro níveis diferentes, a saber: a) membros da seleção brasileira; b) representantes do campeonato nacional; c) jogadores da etapa paulista; d) praticantes de finais de semana, e e) 25 indivíduos não envolvidos com o esporte. Os do primeiro grupo diferiram dos demais na TRC, contagem ab e A'd<sup>45</sup>. Considerando o conjunto das informações, por meio de técnica multivariada denominada Discriminação Gráfica de Fisher, observou-se que, *a priori*, os índices de ulnaridade (<0,75) e o Combinado (<0,09) são aqueles que, inicialmente, seriam tomados como IBR na identificação dos talentos esportivos<sup>9</sup>. A divergência destes resultados com outras pesquisas pode residir no aprimoramento da seleção amostral e, também, na estrutura do plano estatístico, pois se contou com procedimentos robustos e elaborados.

Desse modo, para se investigar a contribuição dos IBR nos componentes da aptidão física, realizam-se testes de correlação bivariada (produto-momento de Pearson) e, então, os pares com r igual ou superior a 0,70 participam dos procedimentos estatísticos subsequentes. Neste contexto, pode-se optar por técnicas multivariadas e/ou múltiplas.

Em referência às técnicas multivariadas, encontram-se as exploratórias, como a análise fatorial e os componentes principais, que têm a função de reduzir o espaço paramétrico e identificam, em quantidade relativamente grande de variáveis, as que melhor representam o con-

junto<sup>88</sup>. Há, ainda, a regressão múltipla, a qual busca explicar a contribuição simultânea de diversas variáveis independentes (por exemplo, TRC,  $\Sigma$ IIPD, ângulo atd, IU e IC) na manifestação de uma única dependente (velocidade, potência aeróbia ou força isométrica de preensão manual). Dentre as multivariadas múltiplas, localiza-se a correlação canônica, que investiga o relacionamento de dois conjuntos de variáveis<sup>89</sup>, neste caso, os IBR, como variáveis independentes e os diversos componentes da aptidão física como dependentes<sup>46</sup>.

Desse modo, as preocupações quanto à multifatorialidade do êxito esportivo, a interação de diversos componentes atuando simultaneamente no resultado competitivo e as preocupações quanto à abordagem da detecção de talentos contemplam-se com os ajustes multivariados e múltiplos<sup>90</sup>.

## Conclusões e recomendações

Conclui-se que as variáveis digitais: contagem total de linhas e somatório de trirrádios, e as palmares: ângulo atd e índices de ulnaridade e combinado, parecem ter distribuição diferenciada em atletas de alto nível de várias modalidades esportivas, em função da orientação dos esforços físicos, se de resistência, força ou potência. Esses dois índices palmares, quando analisados a partir da perspectiva multivariada, mostraram-se discriminantes entre atletas de elite e não-elite no basquetebol.

Considerando que: a) atletas de modalidades de velocidade, potência e períodos breves de esforços exibem número reduzido de trirrádios digitais, frequência elevada de arcos e presilhas e baixo número de verticilos e da contagem total de linhas digitais e b) que as coletivas e conjugadas de força e coordenação têm competidores com contagem de linhas digitais abundante, escassez de arcos, quantidade alta de trirrádios digitais ( $\Sigma$ IIPD) e de verticilos (especialmente os duplos), os dermatoglifos podem contribuir no processo de detecção e promoção de talentos esportivos.

Indica-se, portanto, que os dermatoglifos continuem a ser utilizados no âmbito da Educação Física e Esportes ao redor do mundo. Os estudos e subseqüentes inferências precisam superar a característica descritiva e de associação bivariada, e passarem a ser pautados em técnicas multivariadas e múltiplas de análises, considerando variáveis digitais (destacadamente TRC e  $\Sigma$ IIPD), palmares (ângulo atd, índices de ulnaridade e combinado) e os critérios internacionais de padronização. Por fim, registra-se que a indiferença ou o antagonismo por parte de alguns investigadores, para com a adoção do uso dos dermatoglifos em seus procedimentos, não contemplam apenas razões operacionais e ideológicas, mas podem refletir desconhecimento técnico ou, até mesmo, a busca e fomento pelo fascínio tecnológico<sup>85</sup>.



## RESUMO

**Dermatoglifos como indicadores biológicos de rendimento deportivo**

A influência do potencial genético no aprimoramento da aptidão física e na manifestação de esforços corporais tem ganhado espaço na Educação Física e no Esporte. Dentre os indicadores biológicos de rendimento, os dermatoglifos ainda se encontram pouco explorados, mas estão se destacando de modo crescente. Consistem nas impressões dermo-papilares dígito-palmares, ou seja, no conjunto de exteriorizações das papilas dérmicas dos dedos, palmas das mãos e plantas dos pés, geneticamente determinadas e imutáveis ao longo da vida. Em referência ao âmbito esportivo, observa-se distribuição preferencial dos padrões digitais (arcos, presilhas e verticilos) segundo diferentes modalidades, gradientes variados da contagem total de linhas a partir do tipo de esporte, com tendência de pessoas envolvidas em atividades cíclicas e de resistência exibirem-na em menor quantidade quando comparadas a competidores de modalidades de potência e força. A contagem de linhas ab diminui conforme se avança no nível esportivo; atletas de elite exibem ângulos atd inferiores aos valores populacionais, assim como os índices de ulnaridade e combinado.

Por fim, registram-se os estudos que consideraram a análise multivariada no processo de investigação dos dermatoglifos e rendimento esportivo. Desse modo, cumpriu-se o objetivo da presente revisão de analisar de forma crítica os achados referentes aos dermatoglifos a partir da distribuição de frequência de diferentes variáveis, da relação das mesmas com o desempenho e com a orientação do talento esportivo.

*Palavras-chave:*

Dermatoglifos.  
Educação Física e treinamento.  
Genética.

**Bibliografia**

- Borin JP, Gonçalves A. Alto nível de rendimento: a problemática do desempenho esportivo. *Rev Bras Cienc Esporte*. 2004;26(1):9-17.
- Wolfarth B, Bray MS, Hagberg JM, Perusse L, Rauramaa R, Rivera Ma, et al. The human gene map for performance and health-related fitness phenotypes: The 2004 Update. *Med Sci Sports Exerc*. 2005;37(6):881-903.
- Vona G, Massidda M, Cireddu MI, Calò CM. Genética e performance sportiva. *Ital J Sport Sci*. 2005;12(2):105-15.
- Bray MS, Hagberg JM, Perusse L, Rankinen T, Roth S, Wolfarth B, et al. The human gene map for performance and health-related fitness phenotypes: The 2006-2007 Update. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(1):34-72.
- Zakharov A, Gomes AC. *Ciência do treinamento desportivo*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Grupo Palestra; 2003.
- Platonov V. *Treinamento desportivo para nadadores de alto nível: Manual para os técnicos do século XXI*. São Paulo: Phorte; 2005.
- Thompson WR, Binder-Macleod SA. Association of genetic factors with selected measures of physical performance. *Phys Ther*. 2006;86(4):585-91.
- Rankinen T, Bray MS, Hagberg JM, Perusse L, Roth SM, Wolfarth B, et al. The human gene map for performance and health-related fitness phenotypes: The 2005 update. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(11):1863-88.
- Borin JP, Gonçalves A. Saúde coletiva e atividade física e talento desportivo. In: Gonçalves A (org). *Conhecendo e discutindo saúde coletiva e atividade física*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004. p. 61-81.
- Gonçalves A, Gonçalves NN. Dermatoglifos: principais conceituações e aplicações. *An Bras Dermatol*. 1984;59(4):173-86.
- Cummins H, Waits WJ, Mcquitty JT. The breadths of epidermal ridge on the finger tips and palms: A study of variation. *Am J Anat*. 1941;68(1):127-50.
- Gillespie G H. *Population Genetics: A Concise Guide*. Baltimore: Johns Hopkins University Press; 1997.
- Saldanha PH. Dermatoglifos em genética médica. *Rev Paul Med*. 1968;72(1):173-204.
- Kimura D, Carson MW. Dermatoglyphic asymmetry: Relation to sex, handedness and cognitive pattern. *Person Individ Diff*. 1995;19(4):471-8.
- Loesch DZ. *Quantitative dermatoglyphics: classification, genetics, and pathology*. Oxford monographs on medical genetics n°10. Oxford, UK: Oxford University Press; 1983.
- Medland SE, Loesch DZ, Mdzewski B, Zhu G, Montgomery GW, Martin NG. Linkage analysis of a model quantitative trait in humans: Finger ridge count shows significant multivariate linkage to 5q14.1. *PLoS Genet*. 2007;3(9):1736-44.
- Penrose LS. Memorandum on dermatoglyphic nomenclature. *Birth Defects Orig Artic Ser*. 1968;4(3):1-13.
- Kahn HS, Graff M, Stein AD, Zybert PA, Mckeague IW, Lumey LH. A fingerprint characteristic associated with the early prenatal environment. *Am J Hum Biol*. 2008;20(1):59-65.
- Pichard J, Hebrard J, Chilliard P. A simple work instrument for identification: The fingerprint. *Biom Hum Anthropol*. 2004;22(1-2):63-70.
- Gungadin S. Sex determination from fingerprint ridge density. *Internet J Med Update [Internet]*. 2007;2(2) [Citado em 25 de agosto de 2008]. Disponível em: [www.akspublication.com/letter01\\_jan-jun2008\\_.pdf](http://www.akspublication.com/letter01_jan-jun2008_.pdf).
- Wang JF, Lin CL, Chang YH, Nagurka ML, Yen CW, Yeh C. Gender determination using fingertip features. *Internet J Med Update [Internet]*. 2008;3(2):22-8. [Citado em 07 de julho de 2008]. Disponível em: [www.geocities.com/agnihotrimed/paper04\\_jul-dec2008.htm](http://www.geocities.com/agnihotrimed/paper04_jul-dec2008.htm).
- Narahari S, Padmaja JS. Fingers ad palmar dermatoglyphic study among the Bondos of Orissas. *Anthropol*. 2006;8(4):237-40.
- Nithin MD, Balaraj BM, Manjunatha B, Mestri SC. Study of fingerprint classification and their gender distribution among South Indian population. *J Forensic Leg Med*. 2009;16(8):460-3.
- Gonçalves A, Barros Da Silva J. Síndrome de Apert: Discussão genético-clínica a propósito de um caso. *Arq Neuropsiquiatr*. 1976;34(3):293-7.
- Polovina-Prolosciç T, Miliciç J, Cvjeticanin M, Polovina A, Polovina S. Comparison of digito-palmar dermatoglyphic traits in children with cerebral palsy and their close family members. *Coll Antropol*. 2009;33(3):925-31.
- Gonçalves A. Diferentes afecções raras do tecido conetivo em mesma família. *Rev Assoc Med Bras*. 1978;24(8):287-8.
- Pechenkina EA, Benfer RA, Vershoubaskaya GC, Kozlov AI. Genetic and environmental influence on the asymmetry of dermatoglyphic traits. *Am J Phys Anthropol*. 2000;11(2):531-43.
- Dogramaci AC, Savas N, Bagriacik MA. Dermatoglyphs in patients with beta-thalassemia major and their thalassemia carrier parents. *Coll Antropol*. 2009;33(2):607-11.
- Micle S, Kobylansky E. Sex differences in the intraindividual diversity of finger dermatoglyphics: Pattern types and ridge counts. *Hum Biol*. 1988;60(1):123-34.
- Kamboj M. Dermatoglyphics. *Br Dent J*. 2008;204(2):51.
- Fatjó-Vilas M, Gourion D, Campanera S, Mouaffak F, Levy-Rueff M, Navarro ME, et al. New evidences of gene and environment interactions affecting prenatal neurodevelopment in schizophrenia-spectrum disorders: a family dermatoglyphic study. *Schizophr Res*. 2008;103(1-3):209-17.
- Voracek M, Reimer B, Dressler SG. Digit ratio (2D:4D) predicts sporting success among female fencers independent from physical, experience, and personality factors. *Scand J Med Sci Sports*. 2009. Epub ahead of print.
- Klissouras V. Heritability of human functional adaptability. *Br J Sports Med*. 1973;7(1-2):300.
- Komi PV, Viitasalo JH, Havu M, Thorstensson A, Sjödin B, Karlsson J. Skeletal muscle fibres and muscle enzyme activities in monozygous and dizygous twins of both sexes. *Acta Physiol Scand*. 1977;100(4):385-92.
- Bouchard C. Genetics of aerobic power and capacity. En: Malina RM, Bouchard C, editores. *Sports and Human Genetics*. Champaign, Illinois: Human Kinetics; 1986, p. 59-88.
- Kovar R. Genetic analysis of motor performance. *J Sports Med*. 1976;16(2):205-8.
- Fagard R, Bielen E, Amery A. Heritability of aerobic power and anaerobic energy generation during exercise. *J App Physiol*. 1991;70(1):3357-62.
- Klissouras V. Heritability of adaptive variation. *J App Physiol*. 1971;31(3):338-44.
- Ziwan S. Talent identification by dermatoglyphics. *Sports Excel*. 1991;5(1)13-6.
- Xiao-Ping D. Actual status of the hand lines research and its application in selecting right athlete. *Bing Xue Yun Don In*. 2005;10(5):93-5.
- Kovalchuk GI. Anthropogenetic and psychological indexes of athletes sporting and technical performance. *Theory Pract Phys Cult*. 2004;4(1):45-9.
- Abramova TF, Nikitina TM, Izzak SI, Kochetkova NI. Directions of researches in Laboratory of sports anthropology, morphology and genetics of all-Russia scientific research institute of physical culture and sports. *Theory Pract Phys Cult*. 2003;10(1):39-41.
- Fernandes Filho J. Impressões Dermatoglíficas - Marcas Genéticas na Seleção dos tipos de Esportes e Lutas (a exemplo de desportistas do Brasil). Instituto de Investigação Científica de Cultura Física e Esportes da Rússia. 1997.
- Carvalho RA, Ramirez A. Detecção de talentos esportivos pela impressão digital. *Anais do 1º Congresso Internacional de Iniciação Científica*; 12-15 de julho de 2003; São Paulo, Brasil. São Paulo: UniFMU; 2003. p. 2067.

45. Borin JP. Utilização da discriminação gráfica de Fisher para indicação dos dermatoglífos como referencial de potencialidades de atletas de basquete-bol. Tese (Doutorado). Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas: Campinas; 2002. p. 81
46. Del Vecchio FB. Relações entre marcadores dígito-palmares e aptidão física em atletas de judô de elite. Tese (Doutorado). Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas:Campinas; 2008. p. 195.
47. Pasetti SR. Indicadores dermatoglíficos de aptidão física e efeito dos treinamentos intervalado versus contínuo na prática da corrida em piscina funda: Intervenção com mulheres obesas. Tese (Doutorado). Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas; Campinas: 2009. p. 105.
48. Liang J, Li J. A survey of the selection of sport - Children terms of dermatoglyphics in Guangdong province. *J Guangzhou Phys Educ Institute*. 1996;16(4):30-5.
49. Meier RJ, Goodson CS, Roche EM. Dermatoglyphic development and timing maturation. *Hum Biol*. 1987;59(2):357-73.
50. Abramova T, Nikitina T, Shafranova E, Kotchetkova N, Secamova G. Finger dermatoglyphics as markers of the functional features. En: Rogozhin VA, Maughan RJ, editores. *Current research in sport sciences: An international perspective*. July, 27-30. Saint Petersburg: Springer; 1996. p. 213-6.
51. Vrublevskiy EP. Features of training of female athletes in speed-power kind of track-field athletes. *Theory Pract Phys Cult*. 2005;7(1):60-3.
52. Ferreira AA. Perfil dermatoglífico, somatotípico e das qualidades físicas de atletas brasileiros de corrida de orientação de alto rendimento. 2004. 138 f. Dissertação (Mestrado). Universidade Castelo Branco: Rio de Janeiro; 2004.
53. Pável DA, Fernandes Filho J. Nadadores fundistas: Identificação dos perfis dermatoglíficos, somatotípico e das qualidades físicas básicas de atletas de alto rendimento na modalidade de natação em provas de meio-fundo e fundo. *Fit Perf J*. 2004;3(1):18-27.
54. Fernandes Filho J, Dantas P. Identification of the genetic profiles – aerobic resistance and somatological type – characterizing male athletes with high income in Brazil. En: Müller E, Schwameder H, Zallinger G, Fastenbauer V, editores. [CD-ROM]. *The 8th Annual Congress of the European College of Sport Science*; 2003 jul 9-12, Salzburg, Austria. Salzburg: ECSS; 2003.
55. Fernandes Filho J, Abramova TF, João AF. Orientação e seleção esportiva com utilização de impressões digitais em atletas nas modalidades de boxe e karatê do Brasil. En: Fernandes Filho, editor. *Deteccção de Talentos Esportivos* [CD-ROM]. Rio de Janeiro: Editora Shape; 2003.
56. Cunha RS, Fernandes Filho J. Identificação do perfil dermatoglífico de esgrimistas estrangeiros de alto rendimento das três armas, participantes do Campeonato Mundial de Esgrima. Havana, Cuba, 2003. *Fit Perf J*. 2004;3(5):247-53.
57. Medeiros HB, Leites T, Silva IA, Almeida AC. O perfil dermatoglífico e somatotípico de atletas de vale-tudo da equipe Nova União do Rio de Janeiro. En: CELAFISCS. *Anais do XXV Simpósio Internacional de Ciências do Esporte*; 8 a 12 de outubro de 2006; São Paulo, Brasil. São Paulo: CELAFISCS; 2006. p. 285.
58. Medeiros HB, Silva IA, Dantas PM. Perfil dermatoglífico e das qualidades físicas básicas de atletas de jiu-jitsu. *The FIEP Bull*. 2006;76(1):451-3.
59. Loesch DZ, Lafranchi M, Ruffolo C. Hand locomotor functions, body structure, and epidermal ridge patterns: Preliminary study. *Hum Biol*. 1990;62(5):665-79.
60. Loesch DZ. Bivariate and multivariate analysis of the skin ridge pattern intensities. *Am J Phys Anthropol*. 1986;69(2):287-98.
61. Nikitjuk BA. Adaptation, constitution and motorics. *Kineziologija*. 1988;20(1):1-6.
62. Lorenzetti EL, Kalinine I. Determinação das peculiaridades tipológicas básicas do sistema nervoso central e índices dermatoglíficos nos atletas de judô. 2006 [Internet]. São Paulo: Judô Brasil. [Citado em 20 de novembro de 2007]. Disponível em: [www.judobrasil.com.br](http://www.judobrasil.com.br).
63. Mello MV, Fernandes Filho J. Perfil dermatoglífico, somatotípico e de composição corporal de judocas brasileiras de alto rendimento. *Fit Perf J*. 2005;3(3):340-50.
64. Toledo SP, Saldanha SG, Laurenti R, Saldanha PH. Dermatoglífos digitais e palmares de indivíduos normais da população de São Paulo. *Rev Paul Med*. 1969;75(1):1-10.
65. Penhalber EF, Barco LD, Maestrelli SRP, Otto PA. Dermatoglyphics in a large normal sample of caucasoids from southern Brazil. *Rev Bras Genet*. 1994;17(2):197-214.
66. Kuklin VT, Kuklina ZV. Effect of genetic background on the ratios between different types of dermatoglyphic patterns: Recessive genodermatoses. *Russ J Genet*. 2001;37(6):825-30.
67. Qazi QH, Mapa HC, Woods J. Dermatoglyphics of American blacks. *J Physiol Anthropol*. 1977;47(3):483-7.
68. Plato CC, Cereghino JJ, Steinberg FS. The dermatoglyphics of American Caucasians. *J Physiol Anthropol*. 1975;42(1):195-210.
69. Máté M. The ridge-counts of the interdigital ab, b-c, and c-d areas in a normal sample and in cerebrally damaged patients of Thringia, G.D.R. *Am J Physiol Anthropol*. 1975;42(2):233-6.
70. Polani PE, Polani N. Dermatoglyphics in the testicular feminization syndrome. *Ann Hum Biol*. 1979;6(5):417-30.
71. Davee MA, Reed T, Plato CC. The effects of a pattern in palmar interdigital II on ab ridge count in black and white Down syndrome cases and controls. *J Physiol Anthropol*. 1989;78(4):439-47.
72. Deng FH. Handprint features of top sanda athletes in China and its application in selection of athletes. *J Beijing Sport*. 2004;27(5):628-30.
73. Kumbhani HK. A model designed to ascertain metrically the axial triradius of human palm. *Anthropologist*. 2004;6(2):153-4.
74. Mavalwala J. The utility of the angle atd in dermatoglyphics. *Am J Physiol Anthropol*. 1963;21(1):77-80.
75. Penrose LS. The distal triradius A on the hands of parents and sibs of mongol imbeciles. *Ann Hum Genet*. 1954;19(1):10-38.
76. Moscati IM. Deslocamento do trirrádio axial na Síndrome de Down. Dissertação (Mestrado). Instituto de Ciências Biológicas. São Paulo: USP; 1975.
77. Liu H. The analysis on skin vein of college students in football profession. *J Chengdu Phys Educ Inst*. 2004;30(2):71-2.
78. Zhang C, Li Z. The application of dermatoglyphics in scientific identification of sport talents. *J Anhui Sports Sci*. 2003;24(4):62-3.
79. Zulaev II, Abulkhanova MV. Method of finger dermatoglyphics as factor of selection in sports. *Theory Pract Phys Cult*. 2007;2(1):24-5.
80. Lopes VP, Maia JA, Oliveira MM, Seabra A, Garganta R. Caracterização da atividade física habitual em adolescentes de ambos os sexos através de acelerometria e pedometria. *Rev Paul Ed Fis*. 2003;17(1):51-63.
81. Oliveira MM, Maia JA, Lopes VP, Seabra A, Garganta R. Aspectos genéticos da atividade física: Um estudo multimodal em gêmeos monozigóticos e dizigóticos. *Rev Paul Ed Fis*. 2003;17(2):104-18.
82. Iagolnitzer ER. L'analyse des données gemellaires. Application aux dermatoglyphes. *Biom Hum*. 1976;11(1):51-68.
83. Karmakar B, Yakovenko K, Kobylansky E. Multivariate analysis of sexual dimorphism in two types of dermatoglyphic traits in five endogamous populations of West Bengal, India. *Homo*. 2003;53(3):263-78.
84. Chen JT. Fuzzy design for talented athlete selection. *J Guangzhou Sports Institute*. 2003;23(4):83-5.
85. Gonçalves A, Gonçalves NN. Epidemiologia genética: Epidemiologia, Genética ou nenhuma das anteriores? *Cad Saúde Pública*. 1990;6(4):369-84.
86. Almeida MN, Fernandes JF, Dantas PMS. Relação dos índices dermatoglíficos com avaliação isocinética e ergoespirometria. *Fit Perf J*. 2005;4(2):101-6.
87. Verma JP, Saxena VP. A study of factor structure of dermatoglyphic variables on national level men basketball players. *J Phys Educ*. 1989;1(1):60-9.
88. Corrar LJ, Paulo E, Dias Filho JM. Análise multivariada. São Paulo: Editora Atlas; 2007.
89. Ayres M, Ayres Jr M, Ayres DL, Santos AAS. BIOESTAT: Aplicações estatísticas nas áreas das ciências bio-médicas 5.0. Belém: Fundação Mamirauá; 2005.
90. Kiss MAPD, Böhme MTS, Mansoldo AC, Degaki E, Regazzini M. Desempenho e talento esportivo. *Rev Paul Ed Fis*. 2004;18(1):89-100.



## 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 externos designados por el Editor, 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](http://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](http://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 4.500 palabras, 6 figuras y 6 tablas.
- Revisiones: máximo 4.500 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 3.500 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:

- Portada\*
- Resumen estructurado en español y palabras clave\*
- Resumen estructurado en inglés y palabras clave \*
- Texto
- Bibliografía
- Agradecimientos (opcional)
- Tablas (opcional)
- 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), 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](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 Oehninger<sup>1</sup> 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 al<sup>1</sup>. el ejercicio físico intenso puede causar ...

Las citas bibliográficas se expondrán siguiendo el modelo Vancouver (versión en castellano en [www.metodo.uab.es](http://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](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 2011

## Guidelines

# Publication Guidelines of the Revista Andaluza de Medicina del Deporte (Andalusian Journal of Sport's Medicine)

Medicine (organization dependent on the Tourism, Commerce and Sport's Council, Board of Andalusia). It is published every four months.

### INSTRUCTIONS FOR THE AUTHORS

Those original works, sent exclusively to the Revista Andaluza de Medicina del Deporte and that are related with the Sciences of Sports will be considered for publication. The work must therefore be accompanied by a letter that states that it has not been sent, or is being sent, to any other media for its publication.

The Journal regularly includes articles on clinical or basic (original) research, reviews and letters to the editor.

All original contributions will be evaluated by peer external reviewers named by the Editor before they are accepted, in an anonymous type peer reviews system.

The works admitted for publication will remain as property of the Andalusian Center of Sport's Medicine and its total or partial reproduction must be adequately authorized. For such effect, the author(s) must sign and send a copyright transference form before its publication in the Journal.

### SENDING OF THE WORKS (MANUSCRIPTS)

The works should only be sent by E-mail to the Revista Andaluza de Medicina del Deporte (ramd.ctcd@juntadeandalucia.es), accompanied by a letter of presentation addressed to The Editor in Chief in which its examination for publication in the Journal is requested (Original, Review, Special Articles, Cases study or Letter to the Editor). Equally, the authors must confirm that it is an original work that has not been totally or partially published previously nor is being sent for its publication in another media.

**Language of the Publication:** Revista Andaluza de Medicina del Deporte publishes works in Spanish, English and Portuguese.

**Ethics:** The signing authors of the articles accept the responsibility defined by the International Committee of Medical Journals Publishers (see www.icmje.org). The works that are sent to the Revista Andaluza de Medicina del Deporte for evaluation should have been written respecting the international recommendations on clinical research and with laboratory animals (Declaration of Helsinki, reviewed in 2004; see www.wma.net). No responsibility of any type is assumed by the publishers of the Revista Andaluza de Medicina del Deporte on damages or harm caused to persons or equipment derived from the use, ideas, procedures or operation of any type conducted in the work to be published.

**Conflict of interests:** When there is any relationship between the authors of an article or any public or private company, from which any potential conflict of interest may be derived, this circumstance should be communicated to the Editor.

### PREPARATION OF THE MANUSCRIPT

All the manuscripts must be adapted to the publication guidelines. It is understood that the first signer of the publication will be responsible for the guidelines and that the remaining authors know, participate and agree with the content of the manuscript.

The instructions need to be read carefully since those manuscripts that do not comply with them will be returned by the Editorial Coordination before being sent to the reviewers.

**Format (document presentation):** The document must have an electronic format, with the text written in Word and the figures in JPG format. These must be numbered in the upper right corner and all the margins must measure 2.5 cm.

The text extension will vary according to the section that it is going to be published in:

- Originals: maximum 4,500 words, 6 figures in 6 tables.
- Reviews: maximum 4,500 words, 6 figures in 6 tables. If a longer extension is needed, it is recommended that the authors should speak with the editorial committee of the Journal.
- Special Articles: maximum 3,500 words, 3 figures and 3 tables.
- Cases study: 1,500 to 2,000 words, 4 figures and 4 tables.
- Letters to the editor: maximum of 1,000 words.

### The manuscripts should have the following general structure:

1. Front Page\*
2. Structured summary in Spanish and key words\*
3. Structure summary in English and key words\*
4. Text
5. References
6. Acknowledgments (optional)
7. Tables (optional)
8. Figures (optional)

\* If the language of the manuscript is Portuguese, a structured summary and key words in the Spanish and English language must also be included.

**- First page (Front page):**

The first page can only have the following data that should go in the following order:

Work title (Spanish to English), name and last names of the authors that should be written in the following order:

First name, initials of the second name if any, followed by last name(s); work site and complete address. In addition, an E-mail of the author must be provided for correspondence.

**- Second page:**

Summary of the work in Spanish and English, which must have a maximum extension of 250 words. This summary must be structured into four sections: a) Objectives; b) Methods; c) Results and d) Conclusions

At the end of each summary, 3 to 10 key words must be given in Spanish and English, preferentially derived from the Medical Subject Headings (MeSH) of the National Library of Medicine (see [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/me\\_shbrowser.cgi](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/me_shbrowser.cgi)).

**- Text: it will vary according to the section in which it will be published:**

- a) Originals: This should an Introduction, Method, Results and Discussion; if the authors want to make acknowledgments, these should be inserted at the end of the text.
- b) Reviews: The text should be divided into all of those Sections that the author considers necessary for perfect understanding of the subject in question.
- c) Special Articles: These are articles that due to their subject matter cannot be presented as another type of article. Thus, the text should be divided into those sections that the author considers necessary to achieve the best understanding of the text.
- d) Cases study: The author will include the sections considered necessary for the total understanding of the subject in question.
- e) Letters to the editor: preference will be given in this Section to discussion of the works published in the last two numbers with the contribution of opinions and experiences.
- f) Others: Specific sections requested by the editorial committee of the Journal.

**- References:**

The references must be numbered consecutively according to order of appearance in the text. In the body of the article, the numbering of the citations must always be in arabic number in superscript, regardless of whether the names of the authors are mentioned or not.

If the name of the authors is mentioned, the following guidelines must be followed:

- If the work is conducted by two persons, mention both.

*For example:* According to Vaamonde and Oehninger<sup>1</sup> intense physical exercise may cause...

- If it is more than two authors, mention the first followed by the abbreviation "et al".

*Example:* According to Vaamonde et al<sup>1</sup> intense physical exercise may cause...

Bibliographic citations should be given following the Vancouver model (version in Spanish in [www.metodo.uab.es](http://www.metodo.uab.es)).

*Example:* 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.

Other examples of the bibliography can be seen in [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

**- Tables:**

These should be sent in a new file, be numbered, the title should be given in the upper part and the abbreviations described in the lower part. The clarification notes should go at the bottom of the page and be ordered with Arabic numbers in accordance with their order of appearance in the text.

**- Figures**

*Figure legend*

The legends (footnotes) of the figures (including the abbreviations used) should be included in the principal document on a separate page from that of the tables.

*Figures and other graphic material.*

Both graphs as well as the photographs (photos) are considered figures.

The figures may be made with any computer program but should be sent in jpg format, with a minimum quality of 300 dpi. Each figure should be in black and white, although when it is justified, they may be accepted in color. Furthermore, the authors will be asked to send each figure in a separate file whose name should be the number of the figure (for example figure1.jpg)

The Editorial Coordinator of Revista Andaluza de Medicina del Deporte will inform on the receipt of the work and will inform on the result of acceptance and possible date of its publication.

The director of the Revista Andaluza de Medicina del Deporte will not be responsible for the concepts, opinions or statements made by the authors in their works.

It would be convenient for the authors to consult a recent number of the Journal to verify if any changes have been made in the publication guidelines and to be able to access a published article that can be used as an example.

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

# Centro Andaluz de Medicina del Deporte

## Almería

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

## Cádiz

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

## Córdoba

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

## Granada

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

## Huelva

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

## Jaén

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

## Málaga

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

## Sevilla

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



**JUNTA DE ANDALUCÍA**

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

[www.juntadeandalucia.es/turismocomercioydeporte/camd](http://www.juntadeandalucia.es/turismocomercioydeporte/camd)



**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.ctod@juntadeandalucia.es](mailto:camd.ctod@juntadeandalucia.es)