

# Factores determinantes del rendimiento cuando el *Counter Movement Jump* se realiza en fatiga aguda

## *Determinant factors of efficiency when the Counter Movement Jump is performed in acute fatigue*

Gustavo Bermudez<sup>1</sup>  
Gabriel Fábrica<sup>1,2</sup>

**Resumen** – Este estudio tuvo como objetivo analizar los cambios que se dan en los parámetros cinético- temporales y la actividad electromiográfica de músculos de miembro inferior durante la ejecución de Counter Movement Jumps (CMJ) máximos con y sin fatiga a los efectos de explicar los cambios de rendimiento en ambas situaciones. Se registró la fuerza vertical de cincuenta saltos realizados por diez deportistas de sexo masculino antes y después de un protocolo de fatiga. Se obtuvieron registros de electromiografía de superficie para seis músculos de miembro inferior y se analizó el nivel de activación y coordinación intermuscular. Para los análisis se consideraron por separado los tiempos de trabajo mecánico negativo y positivo. En ambas condiciones el curso temporal de distribución de fuerza es más importante para la performance que cualquier parámetro instantáneo. El tiempo de trabajo externo negativo fue significativamente menor en condición de fatiga. Los análisis electromiográficos mostraron un aumento en el nivel de activación de todos los músculos estudiados e importantes cambios en la secuencia de activación. Las variables cinético-temporales puntuales no resultaron buenos predictores de la altura del salto. Cuando el CMJ es ejecutado sin fatiga, un alto valor de estado activo favorece el trabajo positivo. Durante la fatiga, una compensación parcial del rendimiento podría darse por el aumento de actividad de los elementos contráctiles. Sin embargo, la secuencia de activación sufre importantes cambios, de manera que los cambios en rendimiento estarían asociados principalmente con la disminución en la capacidad de transmitir la potencia en sentido proximal distal.

**Palabras clave:** Fuerza; Salto; Pre-estiramiento; Unidades musculo-tendinosas.

**Abstract** – This work analysed the changes that occur in kinetic-temporal parameters and the electromyographic activity of lower limb muscles during the performance of maximum Counter Movement Jumps (CMJ) done with and without muscular fatigue, to explain the changes in performance in both situations. The vertical strength of fifty jumps performed by ten male sportsmen before and after a fatigue protocol was registered. Records of surface electromyography were obtained for six lower limb muscles; in addition, activation level and intermuscular coordination were analysed. For analysis purposes, negative and positive mechanic working times were considered separately. In both conditions, the temporal course of strength distribution is more important for the performance than any other instantaneous parameter. The negative external working time was significantly lower in fatigue conditions. The electromyographic analysis showed an increase in the activation level of all muscles studied and significant changes in the activation sequence. The specific kinetic-temporal variables were not good predictors of jump height. When CMJ is performed without muscle fatigue, a high value of active state favours the positive work. During fatigue, there could be a partial compensation of the performance due to the increasing activity of the contractile elements, although the activation sequence undergoes significant changes. Thus, the changes in performance would be mainly associated with the decrease in the capacity to transmit power in the proximal-distal direction.

**Key words:** Jump; Muscle-tendon unit; Pre-stretch; Strength.

1 Universidad de la Republica, Facultad de Medicina, Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana, Montevideo, Uruguay.

2 Universidad de la Republica, Facultad de Medicina, Departamento de Biofísica, Montevideo Uruguay.

Recibido en 17-01-2013  
Aceptado en 21-08-2013



Licence  
Creative Commom

## INTRODUCCIÓN

Entre los saltos verticales utilizados usualmente en evaluaciones, se incluye el *Counter Movement Jump* (CMJ)<sup>1</sup>. La presencia de una fase excéntrica para extensores de pierna con que cuenta este salto permite de alguna manera lograr mayor altura, lo que se ha relacionado con diferentes aspectos. Entre ellos se destacan el rol de la energía elástica almacenada<sup>2,3</sup>, el aumento de la activación previa<sup>4</sup> y la contribución del reflejo de estiramiento<sup>5</sup>.

Varios abordajes biomecánicos como; simulaciones<sup>6</sup>, análisis electromiográficos<sup>7</sup> y registros de plataformas de fuerza<sup>8,9</sup> han sido utilizados para intentar identificar variables asociadas con los cambios en la performance durante el CMJ. Todos esos abordajes han resultado en mayor o menor medida útiles. No obstante, una misma curva de fuerza vertical implica la misma performance, aspecto que no ocurre con otras variables<sup>8</sup>.

En un reciente trabajo se ha confirmado que la altura en el CMJ, considerada la principal indicadora de desempeño, está relacionada con la fuerza máxima normalizada, confirmando estudios previos en los que se estudió el Squat Jump y el CMJ<sup>10-13</sup>.

Si bien los registros a partir de plataformas cuentan con información fundamental para el estudio del rendimiento de los saltos, no aportan datos respecto a las causas principales que determinan los cambios en el rendimiento. Es así que las medidas conjuntas de variables surgidas de plataformas de fuerza y la actividad electromiográfica (EMG) de los músculos implicados durante las distintas fases del CMJ podrían contribuir a entender mejor las razones que determinan el rendimiento (altura lograda en el salto).

Aunque en condiciones reales los saltos son realizados con cierto grado de fatiga muscular, habitualmente los estudios del CMJ no han contemplado esta condición.

Está bien establecido que la fatiga aguda determina cambios a nivel metabólico<sup>14,15</sup> y que estos cambios pueden contribuir al decremento de la capacidad de fuerza mediante la alteración de los procesos de acoplamiento éxito-contráctil<sup>15</sup> o la reducción de la sensibilidad al reflejo de estiramiento<sup>16</sup>. De esta manera, es posible que la fatiga afecte toda la dinámica del salto durante la fase de impulso. Esta diferencia puede estar asociada a que en condición de fatiga el grado de actividad y la capacidad de fuerza de los elementos contráctiles pueden cambiar en forma significativa<sup>15,16</sup>.

El objetivo de este trabajo fue identificar parámetros cinético-temporales y electromiográficos que permitan discutir respecto a los cambios de rendimiento de los CMJ cuándo estos se realizan con fatiga. Para ello se analiza la curva de fuerza vertical en dos períodos de tiempo correspondientes a diferentes eventos electro-mecánicos durante el salto y las señales electromiográficas de seis músculos de miembro inferior en 10 deportistas. Se observa que el curso temporal de la fuerza es más importante que cualquier parámetro instantáneo en ambas condiciones, que el tiempo de trabajo negativo cae significativamente en fatiga, y que ocurren cambios tanto en el nivel y en la secuencia de activación de los músculos estudiados asociados a la fatiga.

## PROCEDIMIENTOS METODOLÓGICOS

### Características de los sujetos de la muestra

Se estudió una población de diez deportistas de sexo masculino (edad  $23,5 \pm 3,0$  años, masa corporal  $72,3 \pm 4,1$  kg, altura  $1,75 \pm 0,09$  m). Para formar parte del estudio se consideró como criterios de inclusión que los sujetos debían entrenar más de tres veces a la semana con un volumen máximo de 30 km semanales de trote y contar con previa experiencia en test de saltos verticales. Además, el criterio de exclusión fue no haber presentado lesiones en el último año. De los individuos seleccionados, seis practicaban fútbol en forma amateur y cuatro carreras de media distancia (dos profesionales). Se utilizó una selección no probabilística intencional dada la similitud de entrenamiento entre los deportistas a fin de mantener la homogeneidad de la muestra y poder cumplir con el objetivo general propuesto.

Todos los individuos firmaron un consentimiento informado libre y aclarado aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Medicina de la Universidad de la República, Uruguay (Exp. N° 071140-001764-09).

### Protocolo experimental

Cada sujeto fue instruido para realizar cinco CMJ máximos en cada una de las dos condiciones fatiga (F) y no fatiga (NF), analizándose así un total de 50 saltos en cada condición. Durante la ejecución de los saltos los sujetos partieron de la posición erecta, realizando luego un contramovimiento hasta alcanzar un ángulo de flexión de rodilla de  $90^\circ$ . La variación angular durante los saltos fue controlada por cinemetría, descartándose aquellos en que la flexión de rodilla varió en más de  $5^\circ$  con respecto al ángulo pre-establecido como referencia.

La condición de fatiga fue obtenida mediante la realización de 1 minuto de saltos continuos y cuantificada mediante la caída de la potencia media analizada en períodos de 15 segundos<sup>17</sup>.

Los saltos fueron realizados sobre una plataforma de fuerzas (AMTI OR6-5) (*Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, Massachusetts*) mientras se registro en forma sincronizada mediante electromiografía de superficie, la actividad eléctrica de los músculos recto femoral (RF), Vasto lateral (VL), Bíceps femoral (BF), Tibial anterior (TA), Gastrocnemio medial (GM) y Sóleo (SOL).

Los registros electromiográficos fueron realizados con dos electromiógrafos Miotec® (Miotool 400) y el software Miograph® 2.0 con una tasa de adquisición de 1000 Hz y una ganancia de 1600 por canal. Se utilizaron electrodos descartables de superficie (Kendall, MEDI-TRACE-100 Ag/AgCl) en configuración bipolar con una separación de 2 cm de centro a centro. Los electrodos fueron ubicados en los músculos de la pierna derecha siguiendo el criterio que establece la bibliografía<sup>18</sup>. A los efectos de

normalizar los registros electromiográficos se realizaron registros durante contracciones voluntarias máximas (CVM) de 5 s.

## Procesamiento de datos

De las curvas de fuerza obtenidas a partir de la plataforma de fuerza sólo se analizó la componente vertical ( $F_y$ ). Los registros fueron exportados a MATLAB® y filtrados utilizando un filtro *Butterworth* de tercer orden con frecuencia máxima determinada mediante el método de residuos de Winter<sup>19</sup>.

Se calculó la altura del salto ( $H_{\max}$ ) como:

$$H_{\max} = V_v^2 \cdot (2g)^{-1}$$

Siendo  $g$  la aceleración de la gravedad ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ) y  $V_v$  la velocidad vertical de despegue del centro de masa del individuo (CM) que se determinó considerando el tiempo de vuelo ( $T_{\text{air}}$ ) obtenido directamente la curva  $F_y$ <sup>17</sup>:

$$V_v = \frac{1}{2} \cdot T_{\text{air}} \cdot g$$

El tiempo de apoyo de la curva  $F_y$  fue dividido en dos partes, la fase descendente (T1) y ascendente (T2) del CM en cada salto.

Además del valor de fuerza vertical máxima ( $F_{\max}$ ), se calcularon impulsos (integral del área encerrada bajo la curva  $F_y$ -tiempo) para T1 ( $\text{Imp}_1$ ) y T2 ( $\text{Imp}_2$ ) en cada condición.

Las EMG capturadas fueron filtradas con un *Butterworth* de 3° orden entre 10 y 500 Hz y fueron sincronizadas con los correspondientes registros de fuerza vertical ( $F_y$ ) considerando un retardo electro-mecánico de  $0,012 \text{ s}$ <sup>5</sup>. Los registros se analizaron en el dominio del tiempo mediante el cálculo de los valores de *root mean square* (RMS) utilizando una ventana temporal de  $0,25 \text{ s}$ <sup>7</sup>.

Para evaluar la coordinación y el nivel de activación los valores de RMS fueron recortados en los períodos de tiempo T1 y T2.

El nivel de actividad de cada músculo fue cuantificado a través del cálculo del integral de RMS. Los valores obtenidos durante T1 y T2 para los distintos músculos fueron normalizados dividiéndolos por la duración del intervalo y por el valor máximo de RMS alcanzado durante las CVM, obteniéndose de esta forma valores de integral relativo para T1 y para T2. A los efectos de que los resultados de amplitud de activación obtenidos en este trabajo fueran comparables con los obtenidos en trabajos presentes en la literatura<sup>7,20</sup>, los valores de cada músculo se promediaron para cada sujeto en cada condición.

Para estudiar las diferencias relativas en la secuencia de activación se consideraron los instantes en los que ocurre el valor máximo de RMS normalizado en relación a la duración de T1 y T2. Este procedimiento se realizó para cada uno de los músculos analizados en cada condición.

## Análisis de datos

Para cada serie de saltos se calculó la media y desvío *standard* de todas las variables y se evaluó el ajuste de los datos a una distribución normal a través de la prueba de Shapiro-Wilk y se comprobó la homogeneidad a través del test de Levene.

Se realizó un test de correlación de Pearson entre cada variable cinético-temporal y la altura del salto en cada condición.

Se cuantificó la diferencia en T1, T2,  $F_{max}$ ,  $Imp_1$ ,  $Imp_2$  y el nivel de activación mediante pruebas “t” para medias pareadas entre los valores obtenidos en condición F y valores en condición NF para cada intervalo de tiempo ( $p < 0,05$ ).

Para los análisis de secuencia de activación, los tiempos de máxima activación se promediaron en cada sujeto y finalmente se puso a prueba si el cambio entre condiciones mediante pruebas “t” para medias pareadas ( $p < 0,05$ ).

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa SPSS 13.0 (Statistical Package for the Social Science, Sun Microsystems, USA).

## RESULTADOS

Las alturas alcanzadas en NF ( $0,31 \pm 0,06$  m) y F ( $0,29 \pm 0,06$  m) fueron significativamente diferentes ( $p < 0,05$ ). La tabla 1 presenta los resultados para las variables obtenidas de la plataforma de fuerzas en cada condición, mientras que las tablas 2 y tres presentan los resultados de los análisis electromiográficos.

**Tabla 1.** Valores (media y desvío) de las variables analizadas a partir de los registros de fuerza vertical en condición de fatiga (F) y no fatiga (NF).

|    | T1(s)(t)  | T2(s)      | $F_{max}$ (N) | $Imp_1$ (N.s) | $Imp_2$ (N.s) |
|----|-----------|------------|---------------|---------------|---------------|
| F  | 0,49±0,06 | 0,25±0,06  | 1700±162      | 179±21,5*     | 155±45*       |
| NF | 0,54±0,07 | 0,24±0,05* | 1733±144*     | 177±21,2      | 168±45        |

Los asteriscos (\*) indican aquellos casos en los que se encontró una correlación significativa de las variables Fuerza máxima ( $F_{max}$ ), tiempo de fase descendente (T1), tiempo de fase ascendente (T2), impulso durante T1 ( $Imp_1$ ) y durante T2 ( $Imp_2$ ) con la altura del salto ( $p < 0,05$ ). El signo (t) indica la presencia de diferencias significativas para una misma variable entre condiciones.

**Tabla 2.** Resultados de integral de RMS de los músculos estudiados en cada condición fatiga (F) y no fatiga (NF) en los dos tiempos de análisis.

| tiempo | músculo | NF    | F     | tiempo | músculo | NF    | F     |
|--------|---------|-------|-------|--------|---------|-------|-------|
| T1     | BF*     | 0,106 | 0,116 | T2     | BF*     | 0,142 | 0,234 |
|        | RF*     | 0,423 | 0,459 |        | RF*     | 0,481 | 0,764 |
|        | VL*     | 0,103 | 0,124 |        | VL*     | 0,197 | 0,221 |
|        | TA*     | 0,100 | 0,147 |        | TA*     | 0,112 | 0,174 |
|        | GM*     | 0,198 | 0,236 |        | GM*     | 0,301 | 0,453 |
|        | SOL*    | 0,112 | 0,255 |        | SOL*    | 0,104 | 0,142 |

Bíceps femoral (BF), recto femoral (RF), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), gastrocnemio medial (GM) y sóleo (SOL). Se incluyen los resultados de las pruebas “t” para medias pareadas antes y después del protocolo de fatiga en los dos períodos de tiempo analizados. Los asteriscos (\*) indican diferencia significativa ( $p < 0,05$ ).

**Tabla 3.** Resultados para el tiempo relativo en que se da el pico de actividad de los músculos analizados antes y después del protocolo de fatiga en los dos periodos de tiempo analizados.

| tiempo | músculo | F    | NF   | tiempo | músculo | F    | NF   |
|--------|---------|------|------|--------|---------|------|------|
| T1     | BF      | 98,6 | 98,2 | T2     | BF*     | 67,9 | 46,2 |
|        | RF*     | 94,1 | 96,3 |        | RF*     | 32,7 | 7,6  |
|        | VL      | 17,1 | 17   |        | VL*     | 16,8 | 18,8 |
|        | TA      | 60,3 | 56   |        | TA      | 20,6 | 18,7 |
|        | GM*     | 51,9 | 76,3 |        | GM*     | 77,5 | 25,1 |
|        | SOL*    | 49,5 | 60,4 |        | SOL*    | 78,3 | 42,4 |

Bíceps femoral (BF), recto femoral (RF), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), gastrocnemio medial (GM) y sóleo (SOL). Se incluyen los resultados de la pruebas "t" para medias pareadas antes y después del protocolo de fatiga en los dos tiempos de análisis. Los asteriscos (\*) indican diferencia significativa ( $p < 0,05$ ).

## DISCUSIÓN

La altura lograda en los CMJ, sin fatiga ( $0,31 \pm 0,06$  m) y con fatiga ( $0,29 \pm 0,06$  m) fue comparable a la reportada en otros estudios, en los cuales los sujetos saltaron utilizando una técnica equivalente<sup>7</sup>.

El máximo registro de fuerza vertical ( $F_{\max}$ ) es un primer resultado a destacar, ya que este estuvo únicamente asociado con la altura cuándo los saltos son realizados en ausencia de fatiga. Considerando que en condiciones reales los saltos verticales son ejecutados con cierto grado de fatiga muscular, este resultado determina que  $F_{\max}$  no puede ser considerado un buen predictor de la performance del CMJ.

Estudios previos han asociado esa disminución de performance en condición de fatiga con cambios en la capacidad de diferentes grupos musculares<sup>7</sup>. Esos cambios se pueden atribuir al efecto combinado de la capacidad de utilización de energía elástica y variación de la actividad contráctil<sup>4, 21</sup> y esta interacción puede variar para cada grupo muscular considerado<sup>7</sup>.

En términos generales, nuestros resultados mostraron que las variables cinético- temporales correlacionadas con la altura cambian en cada condición (tabla 1). Las correlaciones significativas de T2 con la altura en condición NF coinciden parcialmente con lo reportado en un abordaje experimental semejante donde se estudiaron dieciocho variables definidas a partir del registro de fuerza vertical<sup>8</sup>. Por otra parte, nosotros vimos que en fatiga no existen correlaciones de los tiempos de cada fase con la altura del salto. Las correlaciones de los tiempos encontradas estarían indicando que sin fatiga lo que determina la performance de un CMJ ocurre en la fase de trabajo positivo y que en fatiga esta situación cambia.

Los resultados de los test de t marcaron que existe una disminución de T1 (tiempo de trabajo negativo) cuando el CMJ se realiza con fatiga. Esto es consistente, con el hecho que  $F_{\max}$  no sea un elemento determinante en fatiga, en el sentido que el pico máximo de fuerza vertical que el sujeto ejerce

contra el piso se presenta relativamente antes del momento del despegue en esa condición.

Los valores de correlaciones encontrados para los impulsos con la altura del salto en los diferentes períodos en fatiga, apoyan la idea de que en movimientos balísticos la performance se basa en la optimización del impulso y no necesariamente en algún valor instantáneo de fuerza o potencia<sup>8</sup>, dicho de otra manera con la forma de la curva de fuerza vertical. Esta forma de la curva de fuerza durante el comienzo del trabajo negativo estaría determinada por la participación de los elementos contráctiles, que sería influida tanto por la pre-activación como la participación del reflejo de estiramiento, ya que ambos aspectos influyen sobre la fuerza producida durante T1<sup>16</sup>.

Nosotros pudimos observar un aumento en el nivel de activación de todos los músculos estudiados (tabla 2). Considerando estos resultados, podríamos sugerir que durante los CMJ en condición de fatiga, la optimización del producto fuerza -tiempo durante el trabajo positivo estaría favorecida por la participación de los elementos contráctiles.

Por su parte los estudios realizados para evaluar la secuencia de activación mostraron importantes cambios fundamentalmente durante T2. En este período de tiempo se pudo observar un importante retardo en el momento de pico máximo en RF, BF, GM y SOL y un adelanto significativo en el VL. Los cambios en los músculos bi-articulares (RF, BF y GM), pueden resultar fundamentales ya que estos son determinantes de la transmisión de la potencia en el sentido proximal distal<sup>6</sup>. Por su parte, el adelanto en el pico del VL sumado a los cambios en RF y BF podrían reflejar un importante desajuste a nivel del control la articulación de la rodilla en condición de fatiga. No obstante estos cambios deben de considerarse con cuidado dado que la evaluación de coordinación a través de un valor puntual como el pico de actividad puede conducir a interpretaciones erróneas.

Entre las principales limitaciones de este estudio destacamos que la muestra no permite realizar inferencias generales sobre la población, aunque de todas formas los test estadísticos dieron una baja probabilidad de error. Por otra parte, en este estudio se realizó un análisis de las señales electromiográficas basado en dos de los parámetros más habitualmente utilizados. Estos aun no cuentan con un consenso general, por lo que un análisis más complejo de las señales puede en un futuro aportar nuevos elementos a la discusión.

## CONCLUSIONES

Los resultados de este trabajo conducen a confirmar la idea de que el patrón de distribución de fuerza en el tiempo es lo que determina una buena performance en el CMJ en cualquier condición. Al aumentar la fatiga, aumenta la contribución dada por la maquinaria contráctil durante el trabajo positivo. Por otra parte, la secuencia de activación se ve alterada, de forma que es

posible que los cambios en rendimiento estén asociados principalmente con la disminución en la capacidad de transmitir efectivamente la potencia en sentido proximal-distal.

## Acknowledgements

The authors thank to personal of LAPEX, *Escola de Educação Física* and athletes of *Sociedade Ginástica de Porto Alegre* (SOGIPA) for their assistance with data collection.

## REFERENCIAS

1. Bosco CA. *Força Muscular*. São Paulo: Phorte; 2007.
2. Bosco C, Komi PV, Ito A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* 1981;111(2):135-40.
3. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga, T. Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *Eur J Appl Physiol* 2007;99(3):235-43.
4. Kyröläinen H, Finni T, Avela J, Komi PV. Neuromuscular behavior of the triceps surae muscle tendon complex during running and jumping. *Int J Sports Med* 2003;24(3):153-55.
5. Komi PV, Gollhofer A. Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercis. *J Appl Biomech* 1997;13(1):451-60.
6. Bobbert MF. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med Sci Sports Exerc* 1996;28(11):1402-12.
7. Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ. Vertical jump coordination: fatigue effects. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34(1):105-16.
8. Dowling JJ, Vamos L. Identification of kinetic and Temporal Factors Related to Vertical Jump Performance. *J Appl Biomech* 1993;9(1):95-110.
9. Dal Pupo J, Detanico D, Dos Santos S. Parâmetros cinéticos determinantes do desempenho nos saltos verticais. *Rev Bras Cieneantropom e Desempenho Hum* 2012;14(1):41-51.
10. Kraska JM, Ramsey MW, Haf GG, Fethke N, Sands WA, Stone ME, et al. Relationship Between Strength Characteristics and Unweighted and Weighted Vertical Jump Height. *Int J Sports Physiol Performance* 2009;4(4):461-73.
11. McLellan CP, Lovell DI, Gass GC. Te role of rate of force development on vertical jump performance. *J Strength Cond Res* 2011;25(2):379-85.
12. Peterson MD, Alvar BA, Rhea MR. Te contribution of maximal force production to explosive movement among young collegiate athletes. *J Strength Cond Res* 2006;20(4):867-73.
13. Ugrinowitsch C, Tricoli V, Rodacki AL, Batista M, Ricard MD. Influence of training background on jumping height. *J Strength Cond Res* 2007;21(3):848-52.
14. Green HJ. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *J Sports Sci* 1997;15(3):247-56.
15. Chin ER, Balnave CD, Allen DG. Role of intracellular calcium and metabolites in low-frequency fatigue of mouse skeletal muscle. *Am J Physiol* 1997;272(2):550-59.
16. Windhorst U. Muscle proprioceptive feedback and spinal networks. *Brain Res Bull* 2007;73(4):155-202.
17. Bosco C, Luhtanen P, Komi PV. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1983;50(2):273-82.
18. De Luca JC. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;13(2):135-63.



19. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement 2ª ed. Toronto: Wiley Inter Science; 1990.
20. Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ. Multi-segment coordination: fatigue effects. *Med Sci Sports Exer* 2001;33(7):1157-67.
21. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *Eur J Appl Physiol* 2007;99(3):235-43.

**Corresponding author**

Gabriel Fábrika  
Departamento de Biofísica, Facultad  
de Medicina (UDELAR)  
Avenida General Flores 2125  
C.P. 11800, Montevideo, Uruguay  
E-mail: cgfabrika@gmail.com