

GERMÁN PEQUERA
Licenciatura en Ciencias Biológicas

**COMPARACIÓN DE DOS CRITERIOS
METODOLÓGICOS PARA EL ESTUDIO DE LA
COORDINACIÓN MUSCULAR DURANTE EL
SQUAT JUMP**

Tesis de Licenciatura

Orientador: Dr. Gabriel Fábrica

Montevideo, Uruguay
Julio de 2012

Agradecimientos

A Gabriel, por su tiempo, dedicación y enseñanza durante todo el proceso de este trabajo.

A Vale, por su compañía y sugerencias al momento de realizar este trabajo.

A Patricia y Sabrina, por tomarse el tiempo para hacer revisiones y sugerencias a la hora de la presentación final de la tesis.

Tabla de contenidos

Agradecimientos.....	iii
Tabla de símbolos y abreviaturas.....	v
Resumen.....	vi
• Introducción	1
• Objetivos.....	4
– Objetivo general.....	4
– Objetivos específicos.....	5
• Hipótesis.....	5
• Materiales y métodos.....	6
– Muestra.....	6
– Preparación de los individuos.....	6
– Preparación del equipamiento.....	8
– Saltos verticales.....	9
– Adquisición y procesamiento de datos.....	9
· Procesamiento de datos de fuerza.....	10
· Procesamiento de datos electromiográficos.....	10
· Sincronización de señales.....	10
– Determinación de variables.....	11
– Análisis estadístico	13
• Resultados.....	14
• Discusión.....	17
• Bibliografía.....	22
• Apéndice.....	25

Tabla de símbolos y abreviaturas

BF	Bíceps Femoral
BF_RF	Par muscular Bíceps Femoral - Recto Femoral
<i>Don</i>	Diferencia temporal considerando el 20% de la actividad muscular máxima
<i>Dpk</i>	Diferencia temporal considerando el pico de actividad muscular
EMG	Señal electromiográfica
<i>g</i>	Aceleración de la gravedad
GM	Gastrocnemio Medial
GM_RF	Par muscular Gastrocnemio Medial - Recto Femoral
<i>h</i>	Altura del salto
MVC	Contracción voluntaria máxima
ON	20% de la actividad muscular máxima
PK	Pico de actividad eléctrica muscular
RF	Recto Femoral
RMS	<i>Root mean square</i>
rmsEMG	Señal electromiográfica filtrada, rectificadora y suavizada mediante un RMS con una ventana móvil de 0,025s
SENIAM	<i>Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles</i>
SJ	<i>Squat jump</i>
t_{ON}	Instante en que ocurre el 20% de actividad muscular máxima
t_{PK}	Instante en que ocurre el pico de actividad muscular
t_v	Tiempo de vuelo

Resumen

La coordinación muscular ha llamado la atención de los investigadores en los últimos años a la hora de explicar la performance del salto vertical. Una de las formas más utilizadas para evaluar la coordinación es analizar la secuencia de activación muscular y las diferencias temporales de activación muscular a partir de señales electromiográficas (EMG). En este trabajo se comparan dos métodos empleados para evaluar la coordinación muscular durante el *squat jump* (SJ) con el fin de discutir respecto a la utilidad de los mismos. Uno de estos métodos considera como inicio de la activación muscular el instante en que la EMG alcanza el 20% de la actividad máxima, mientras que el otro evalúa la coordinación muscular considerando el pico de EMG. Se utilizó una muestra de ocho deportistas quienes realizaron una serie de cinco SJ. Se registró la fuerza vertical mediante plataforma de fuerzas y la actividad muscular mediante electromiografía de superficie para los músculos Gastrocnemio Medial, Recto Femoral y Bíceps Femoral. Luego se analizó la secuencia de activación y se compararon las diferencias temporales de activación evaluadas por ambos métodos para los pares de músculos Gastrocnemio Medial - Recto Femoral y Recto Femoral - Bíceps Femoral. La secuencia de picos mostró ser coherente con lo sugerido en la bibliografía cuando se evalúa la coordinación en saltos verticales, pero no existieron diferencias significativas en las diferencias temporales. Los resultados sugieren que el criterio que considera los instantes en los que se dan los picos podría ser más adecuado, sin embargo ninguno sería apropiado como método para evaluaciones de condición física y diagnóstico.

Palabras clave: salto vertical, electromiografía, coordinación muscular.

Comparación de dos criterios metodológicos para el estudio de la coordinación muscular durante el Squat Jump

Introducción

Obtener la máxima altura posible durante un salto vertical es crucial en varias actividades deportivas, como por ejemplo el vóleybol (Bosco *et al.*, 1981), el fútbol (Fábrica *et al.*, 2008) o el basquetbol (Ziv & Lidor, 2010). A su vez, la altura lograda en diferentes tipos de saltos verticales es un dato habitualmente utilizado para estimar capacidades físicas en diferentes poblaciones de individuos (Komi & Bosco, 1978; Bosco *et al.*, 1981; Fábrica *et al.*, 2008). Entre los saltos verticales utilizados usualmente en evaluaciones se incluye el *squat jump* (SJ) (Bobbert *et al.*, 1996; Fábrica *et al.*, 2008). La altura alcanzada en este tipo de salto se asocia habitualmente con la capacidad de fuerza explosiva, o dicho de otra manera, con la potencia desarrollada durante el tiempo de impulso (Dowlin & Vamos, 1993). Por otra parte, la potencia muscular depende de la coordinación (Bobbert & Soest, 1994), de forma que el estudio de la coordinación muscular resulta ser un tema importante a la hora de evaluar la performance del SJ.

La coordinación muscular puede ser definida como la secuencia temporal de activación muscular (Rodacki *et al.*, 2002). Muchos estudios han intentado evaluar si existen adaptaciones a nivel de la coordinación muscular durante saltos verticales (Bobbert & Soest, 1994; Ingen Schenau *et al.*, 1995; Zandwijk *et al.*, 2000; Rodacki *et al.*, 2001; Rodacki *et al.*, 2002), existiendo opiniones encontradas respecto a la posibilidad de que el patrón de coordinación cambie significativamente cuando los saltos son realizados en diferentes condiciones, por ejemplo en fatiga muscular

(Rodacki *et al.*, 2001). Mientras que varios estudios cinemáticos y electromiográficos han mostrado que el salto vertical es realizado de acuerdo a un patrón estereotipado robusto (Bobbert *et al.*, 1988; Rodacki *et al.*, 2001), otros estudios que involucran ciclismo, carrera, y ejercicios de salto continuos proveen evidencia de que algún mecanismo compensatorio es usado cuando las propiedades de generación de fuerza son modificadas. Esto último está en acuerdo con los argumentos propuestos por Ingen Schenau *et al.* (1995) en un estudio realizado mediante simulaciones a partir de modelos matemáticos. Estos autores sostienen que cambios en la secuencia temporal de activación muscular podrían ocurrir durante el salto vertical.

El estudio de la activación muscular puede ser abordado a partir de registros de señales electromiográficas (EMG). Estas señales son una medida indirecta de la actividad muscular, ya que corresponden a la actividad eléctrica generada por el paso del impulso nervioso que provoca la despolarización de la membrana de la célula muscular durante la excitación (De Luca, 1997). La mayoría de los estudios electromiográficos donde se analiza la activación muscular están basados en el análisis de EMG en el dominio del tiempo. La EMG bruta no brinda información directamente, es necesario suavizar la señal y volverla positiva. A tales efectos, es necesario aplicar un conjunto de técnicas matemáticas y la elección de una u otra técnica puede conducir a diferentes resultados (De Sa Ferreira *et al.*, 2010). Uno de los procesos más utilizados para cumplir con este objetivo es el *root mean square* (RMS). Este procesamiento es el que ha sido seleccionado frecuentemente en los estudios que analizan el salto vertical (Rodacki *et al.*, 2001, Rodacki *et al.*, 2002, Fabrica, 2011).

Existen varios aspectos de la EMG que refieren al patrón de activación muscular y por tanto a la coordinación; entre estos se encuentran la cantidad de actividad electromiográfica presente para un músculo dado (De Sá Ferreira *et al.*, 2010), el tiempo

de duración de la activación muscular (De Sá Ferreira *et al.*, 2010), la secuencia temporal de activación de diferentes músculos (Bobbert *et al.*, 1988) y las diferencias de tiempo que existen entre que se activa un músculo con respecto a otro (Bobbert & Soest, 1994; Pereira *et al.*, 2008). En lo que refiere estrictamente a las diferencias temporales de activación, existen varios criterios para seleccionar el instante que se elige como inicio de la activación muscular. Uno de estos criterios toma como inicio de la activación muscular el primer instante en que la EMG de un músculo es igual o mayor al 20% de su actividad máxima (Rodacki *et al.*, 2001); mientras que otros criterios toman como inicio de activación muscular el primer instante en que la EMG es igual o mayor a un determinado valor umbral de EMG (Zandwijk *et al.*, 2000; Billaut *et al.*, 2005). Recientemente también se ha evaluado la coordinación considerando la diferencia temporal entre los picos de actividad máxima entre pares de músculos ya que estos valores resultan más confiables (Fábrica, 2011).

Por otra parte, ha sido establecido que una coordinación eficiente de los músculos agonistas y antagonistas es uno de los factores más influyentes en los incrementos de fuerza o torque producido por estos músculos (Baker & Newton, 2005). Por tanto, el análisis de la secuencia temporal de activación del par de músculos Recto Femoral - Bíceps Femoral constituye un indicador relevante al momento de analizar la coordinación durante el SJ. También ha sido documentado, que durante un salto vertical la secuencia temporal de activación tiene un orden de activación determinado, comenzando por los músculos proximales y culminando con los músculos distales (Bobbert *et al.*, 1988). Dado que los músculos Recto Femoral y Gastrocnemio Medial transmiten la potencia a través de la articulación de la rodilla (Zandwijk *et al.*, 2000; Ingen Schenau *et al.*, 1987; Jacobs *et al.*, 1996), el análisis de la secuencia temporal de

este par de músculos es también otro parámetro importante a la hora de evaluar la coordinación durante el SJ.

Los estudios presentados en este trabajo están enfocados a analizar el nivel y secuencia de activación muscular; y particularmente las diferencias temporales de activación muscular durante el intervalo del impulso de saltos tipo SJ, utilizando dos criterios diferentes que presenta la bibliografía. En base a los resultados se pretende discutir sobre la utilidad de ambos criterios en la evaluación de los posibles cambios en la coordinación. Los estudios que investigan la posibilidad de que el sistema neuromuscular ajuste el patrón de coordinación de movimiento durante saltos verticales, como el que aquí se plantea, pueden brindar importante información para el área del deporte y el entrenamiento.

Objetivos

Objetivo general

El objetivo general de este trabajo es comparar los resultados de analizar la coordinación de tres músculos correspondientes a los miembros inferiores durante la fase de impulso en el SJ utilizando dos criterios diferentes de analizar la EMG presentes en la bibliografía.

Objetivos específicos

1) Obtener y procesar los registros electromiográficos de los músculos Bíceps Femoral, Recto Femoral y Gastrocnemio Medial durante la fase de impulso en los saltos.

2) Determinar el pico de EMG y el instante en que este ocurre para los músculos Bíceps Femoral, Recto Femoral y Gastrocnemio Medial.

3) Determinar el 20% del pico de EMG y el instante en que este ocurre para los tres músculos antes mencionados.

4) Calcular, comparar y discutir las diferencias temporales relativas del pico máximo y su 20% de activación muscular entre los músculos Recto Femoral y Bíceps Femoral; y entre los músculos Recto Femoral y Gastrocnemio Medial.

5) Determinar si existe una asociación directa entre la altura de una serie de saltos y las diferencias temporales de activación analizadas por ambos métodos.

Hipótesis

Se espera que las diferencias temporales entre la activación de los músculos estudiados sean distintas para ambos criterios utilizados en este trabajo.

Materiales y Métodos

Muestra

Para este estudio se contó con la colaboración de 8 personas/atletas del sexo masculino (edad $23,5 \pm 3,0$ años, masa corporal $72,3 \pm 4,1$ kg, altura $1,75 \pm 0,09$ m). Los voluntarios fueron informados acerca de las características y del objetivo del experimento. Todos ellos firmaron un consentimiento informado, aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Medicina de la Universidad de la República, Uruguay.

Preparación de los individuos

A los efectos de obtener registros electromiográficos de los músculos Gastrocnemio Medial (GM), Recto Femoral (RF) y Bíceps Femoral (BF) (Fig. 1). Las zonas de colocación de los electrodos fueron depiladas y limpiadas con alcohol a efectos de reducir la impedancia piel-electrodo y se seleccionaron según los criterios de la SENIAM (*Surface ElectroMyography for the Non-invasive assesment of Muscles*). Se utilizaron electrodos de superficie de Ag-AgCl de configuración bipolar, con una distancia de centro a centro de 2 cm. Las posiciones de los electrodos sobre los músculos se especifican a continuación:

- *Gastrocnemio medial*: sobre la zona más prominente del músculo, mientras el individuo se encuentra acostado boca abajo con la rodilla extendida y el pie en extensión plantar.

- *Recto femoral*: a un 1/2 de la línea que va de la espina iliaca antero-superior a la parte superior de la rótula, mientras el individuo se encuentra sentado en la camilla con la rodilla en ligera flexión y la parte superior del cuerpo ligeramente inclinada hacia atrás.

- *Bíceps femoral*: a un 1/2 de la línea que une la tuberosidad isquial y el epicóndilo lateral de la tibia, mientras el sujeto se encuentra acostado boca abajo con el muslo sobre la camilla y en ligera rotación lateral, las rodillas flexionadas 90° y la pierna con ligera rotación lateral respecto al muslo.

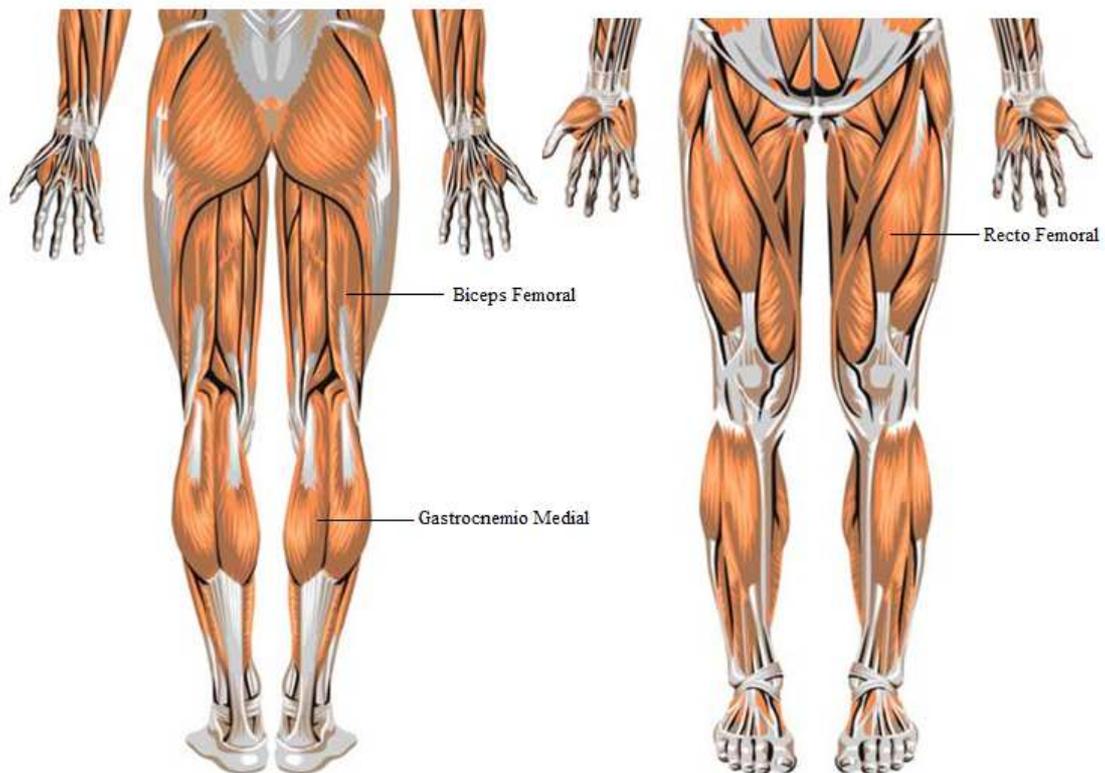


Figura 1. Localización de los músculos considerados en este estudio. Modificado de Konrad (2005)

Preparación del equipamiento

Previo a la colecta de datos se procedió a comprobar el correcto funcionamiento de los equipos. Para ello el electromiógrafo utilizado (Miotoool 400) (Fig. 2), fue conectado a los cables con los electrodos de registro y se pidió al individuo realizar una pequeña contracción de los músculos involucrados en el estudio. A continuación los cables fueron sujetos a la piel del individuo.

La sensibilidad de la plataforma de fuerzas (*Advanced Mechanical Technology Inc.*; Watertown, Massachussets modelo OR6-5), fue ajustada de forma que no sature el registro en el momento del aterrizaje del salto, debido a que en ese instante la fuerza vertical registrada supera aproximadamente tres veces el valor de la fuerza peso.



Figura 2. Equipo completo utilizado para el registro de actividad electromiográfica. Tomado de Fábrica (2011)

Saltos verticales

Una vez realizado un breve calentamiento muscular, se procedió a realizar las siguientes contracciones voluntarias máximas (MVC): extensión de rodilla, flexión de rodilla y flexión plantar. Este procedimiento es necesario a los efectos de normalizar los registros de actividad eléctrica (Konrad, 2005; De Luca, 1997). Posteriormente se solicitó a cada individuo que realice 5 saltos de tipo SJ. El SJ se caracteriza por iniciarse desde una posición de 90° de flexión de rodilla y 90° de flexión de cadera (Fig. 3). La técnica de ejecución de los saltos fue controlada por cinemetría.

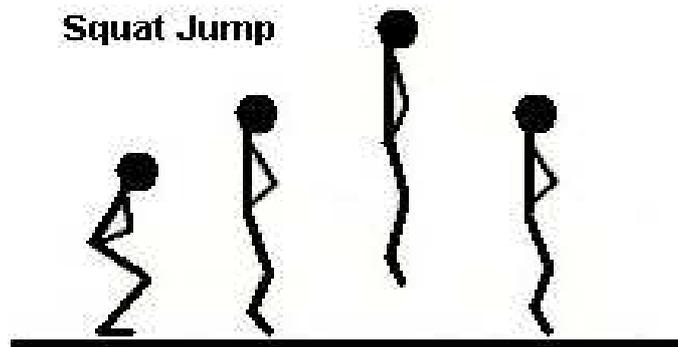


Figura 3. Representación de la técnica de ejecución del SJ.

Adquisición y procesamiento de datos

Los datos de electromiografía fueron registrados con una frecuencia de muestreo de 2000Hz con el fin de obtener una buena reconstrucción de la señal real de activación muscular según las recomendaciones de SENIAM. Por su parte, para el registro de fuerza se utilizó una frecuencia de 1000Hz siguiendo el mismo criterio que en trabajos previos (Fábrica, 2011).

Procesamiento de datos de fuerza

Las señales de fuerza se procesaron en MatLab® (*Mathworks, Inc.*) a los efectos de transformar las unidades de Volts a Newtons según se describe en Fábrika (2011). Posteriormente, los datos brutos obtenidos fueron filtrados con el programa Sad32 (*Laboratorio de Medições Mecánicas, Universidade Federal do Rio Grande do Sul*). Para eso se utilizó un filtro Butterworth de tercer orden con una frecuencia de corte de 4Hz (Fábrika, 2011).

Procesamiento de datos electromiográficos

Del total de frecuencias registradas sólo se utilizó el ancho de banda correspondiente a las frecuencias comprendidas entre 20 y 500Hz, ya que por debajo de 20Hz, según De Luca (1997), no se pierden prácticamente potenciales de unidad motora. En cuanto al límite superior, por encima de 400Hz no parece haber apenas señal electromiográfica. Este procesamiento fue realizado mediante un filtro “Ideal” desarrollado en el programa Sad32.

Sincronización de señales

Previo al sincronismo de las señales fue necesaria la interpolación de los registros de fuerza vertical con el fin de duplicar la frecuencia de muestreo (de 1000Hz a 2000Hz) y así realizar una correcta sincronización de ambas señales. La sincronización temporal de las señales electromiográficas con las de fuerza, se realizó mediante la identificación de un pulso sonoro emitido durante el registro de los saltos en ambas señales. Luego de esto, las curvas de electromiografía fueron desfasadas con

respecto a las curvas de fuerza un tiempo de 0,12 segundos. Este desfase corresponde al retardo electro-mecánico debido a la diferencia temporal que existe entre el evento eléctrico de un músculo y la respuesta mecánica que este genera (Komi & Gollhofer, 1997).

Determinación de variables

A los efectos de determinar las variables de interés se desarrolló una rutina en el programa MatLab® (*Mathworks, Inc.*) (Apendice). Las señales fueron suavizadas mediante RMS móvil con una ventana temporal de 0,025s (rmsEMG) (De Luca, 1997). Posteriormente, se recortaron los rmsEMG en los periodos correspondientes a la fase de impulso. Para analizar la fase de impulso se consideró el intervalo de tiempo comprendido entre el instante de despegue ($t=0$) y los 0,8s previos a este instante, según se establece en Zandwijk *et al.* (2000). Se consideró como despegue el primer instante en que la fuerza vertical corta con la recta correspondiente a la fuerza peso luego que alcanza su pico máximo; mientras que para identificar el aterrizaje se consideró el instante en que la fuerza vertical toma nuevamente el valor de la fuerza peso (Fig. 4). Se registró el tiempo de vuelo (t_v) para cada salto (tiempo de aterrizaje - tiempo de despegue), el pico máximo de rmsEMG (PK), el instante de tiempo en el que ocurrió el pico máximo (t_{PK}), el 20% del valor máximo de rmsEMG (ON) y el instante de tiempo correspondiente a este (t_{ON}) (Fig. 5). Esos valores fueron determinados para cada músculo estudiado durante la fase de impulso de cada salto realizado.

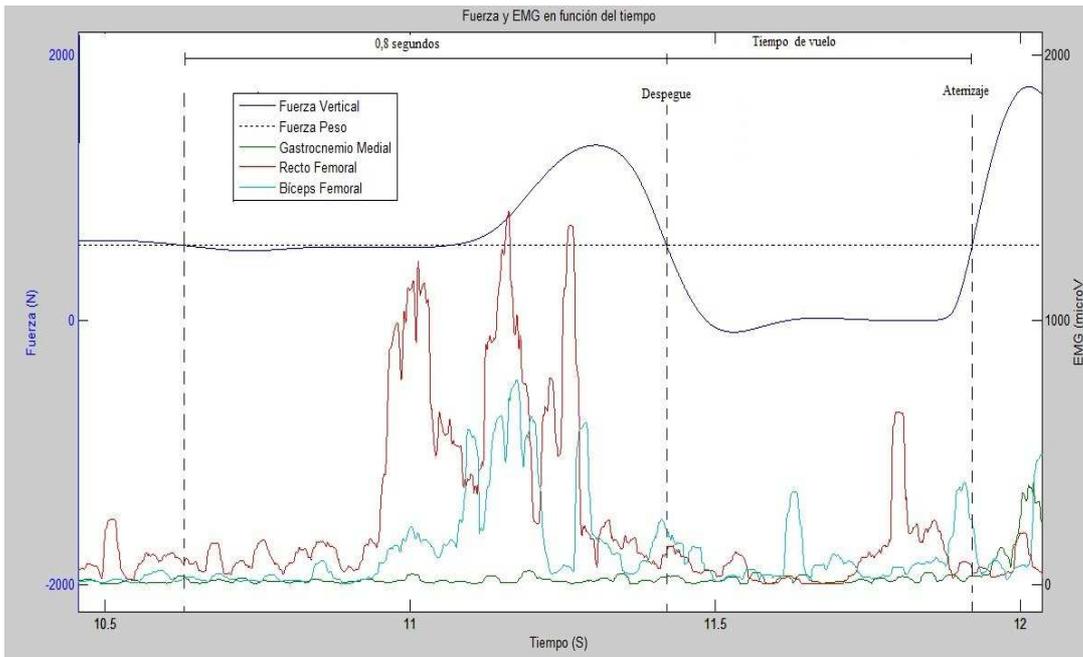


Figura 4. Fuerza vertical (azul), fuerza peso (negro punteado) y rmsEMG de los músculos Gastrocnemio Medial (verde), Recto Femoral (rojo) y Biceps Femoral (celeste) en función del tiempo indicando la fase de impulso y el tiempo de vuelo para un SJ. Las líneas punteadas verticales indican los instantes identificados a partir de la curva de fuerza vertical necesarias para el cálculo de las variables mencionadas.

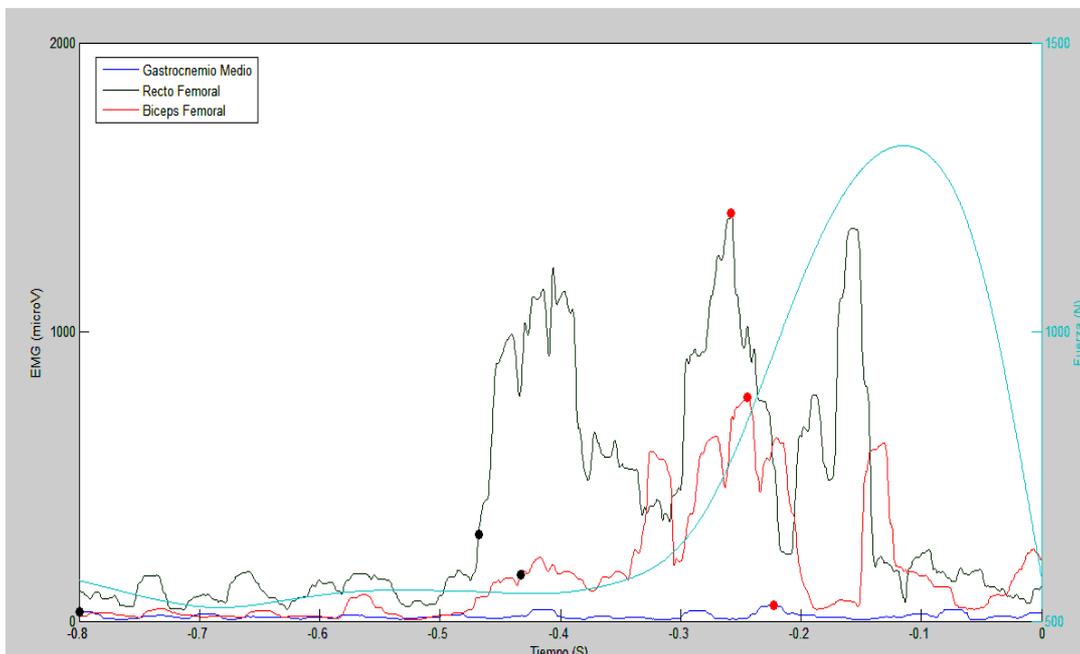


Figura 5. Señales electromiográficas de los músculos Gastrocnemio Medial (azul), Recto Femoral (verde), Biceps Femoral (rojo) y registro de fuerza vertical (celeste) durante el impulso de un SJ obtenidos durante un estudio piloto. Los círculos negros indican el 20% de la actividad máxima (ON) para cada músculo, mientras que los círculos rojos señalan el pico máximo de actividad muscular (PK) para cada músculo.

Por otra parte, la altura alcanzada durante el salto (h) se determino mediante la siguiente relación:

$$h = \frac{g \cdot \left(\frac{1}{2} \cdot t_v\right)^2}{2}$$

con g como la aceleración debido a la gravedad ($9,8 \text{ m/s}^2$).

Luego que fueron identificadas las variables mencionadas, se calcularon las diferencias en el tiempo de activación de dos pares de músculos: Recto Femoral – Biceps Femoral (BF_RF) y Recto Femoral – Gastrocnemio Medial (GM_RF). Las diferencias temporales fueron calculadas de la siguiente forma:

$$Don_{BF_RF} = t_{ON_{BF}} - t_{ON_{RF}}$$

$$Don_{GM_RF} = t_{ON_{GM}} - t_{ON_{RF}}$$

$$Dpk_{BF_RF} = t_{PK_{BF}} - t_{PK_{RF}}$$

$$Dpk_{GM_RF} = t_{PK_{GM}} - t_{PK_{RF}}$$

Análisis estadístico

Se realizo un test de t para evaluar si existen diferencias significativas entre las diferencias temporales obtenidas por ambos métodos para los dos pares musculares considerados en este estudio. Por otra parte, a los efectos de estudiar si existe una asociación entre las diferencias temporales de activación y la performance del salto, se realizaron estudios de correlación de Pearson entre las diferencias de activación muscular de ambos pares musculares estudiados y la altura del salto. Este proceso fue efectuado para cada criterio utilizado. Todos los análisis estadísticos fueron realizados mediante el software SPSS 17.0 (SPSS Inc.).

Resultados

La Tabla 1 presenta los resultados de las alturas medias alcanzadas para el conjunto de SJ realizados durante el experimento para cada individuo.

Tabla 1. Valores medios de altura del SJ en metros para cada Individuo y su correspondiente desvío estándar (SD).

Individuo	Altura (m)	\pm SD (m)
1	0,273	0,004
2	0,262	0,029
3	0,310	0,025
4	0,359	0,016
5	0,284	0,005
6	0,299	0,029
7	0,293	0,006
8	0,362	0,008
Media	0,305	0,037

La Tabla 2 muestra los valores medios de los picos de activación para los músculos Gastrocnemio Medio, Recto Femoral y Bíceps Femoral durante la fase de impulso y el tiempo en que el pico de activación de cada músculo fue alcanzado.

Tabla 2. Valores medios de los picos de rmsEMG de cada individuo para los músculos Gastrocnemio Medial (PK_{GM}), Recto Femoral (PK_{RF}) y Biceps Femoral (PK_{BF}) con su correspondiente tiempo (t) en segundos.

Individuo	$t_{PK_{GM}}$ (s)	\pm SD (s)	PK_{GM} (%MVC)	\pm SD (%)	$t_{PK_{RF}}$ (s)	\pm SD (s)	PK_{RF} (%MVC)	\pm SD (%)	$t_{PK_{BF}}$ (s)	\pm SD (s)	PK_{BF} (%MVC)	\pm SD (s)
1	-0,350	0,246	11,264	1,129	-0,327	0,044	132,652	25,639	-0,202	0,087	66,325	22,750
2	-0,406	0,200	19,625	12,617	-0,343	0,053	74,973	20,741	-0,293	0,036	122,311	43,860
3	-0,094	0,144	5,502	1,362	-0,330	0,045	109,989	28,788	-0,317	0,111	63,160	20,183
4	-0,387	0,308	13,668	12,434	-0,269	0,040	216,656	34,286	-0,268	0,176	89,973	15,975
5	-0,052	0,090	378,056	266,644	-0,326	0,036	112,848	22,464	-0,334	0,060	69,461	13,691
6	-0,463	0,224	8,967	6,351	-0,284	0,019	107,498	22,775	-0,264	0,046	198,486	79,701
7	-0,016	0,015	48,836	28,837	-0,299	0,036	102,956	19,087	-0,339	0,116	92,604	15,137
8	-0,300	0,255	4,963	0,569	-0,290	0,053	168,508	19,199	-0,262	0,235	93,565	12,091
Media	-0,258	0,177	61,360	128,744	-0,309	0,026	128,260	44,618	-0,285	0,046	99,485	44,426

Tabla 3. Valores medios de ON de rmsEMG de cada individuo para los músculos Gastrocnemio Medial (ON_{GM}), Recto Femoral (ON_{RF}) y Biceps Femoral (ON_{BF}) con su correspondiente tiempo (t) en segundos.

Individuo	$t_{ON_{GM}}$ (s)	$\pm SD$ (s)	ON_{GM} (%MVC)	$\pm SD$ (%)	$t_{ON_{RF}}$ (s)	$\pm SD$ (s)	ON_{RF} (%MVC)	$\pm SD$ (%)	$t_{ON_{BF}}$ (s)	$\pm SD$ (s)	ON_{BF} (%MVC)	$\pm SD$ (s)
1	-0,798	0,004	3,516	1,090	-0,618	0,118	27,135	4,944	-0,473	0,163	13,842	4,839
2	-0,700	0,100	4,949	2,396	-0,579	0,131	15,383	4,252	-0,529	0,182	24,767	8,812
3	-0,800	0,000	2,659	1,242	-0,606	0,132	22,432	6,212	-0,735	0,124	12,894	4,083
4	-0,778	0,048	4,135	2,362	-0,623	0,128	43,890	7,064	-0,390	0,536	18,360	3,508
5	-0,376	0,383	78,919	54,069	-0,542	0,138	23,025	4,588	-0,443	0,075	14,488	2,860
6	-0,800	0,000	3,066	1,577	-0,505	0,141	22,286	4,806	-0,414	0,067	40,882	16,202
7	-0,240	0,314	10,378	6,288	-0,646	0,203	26,770	9,907	-0,773	0,032	20,907	5,531
8	-0,800	0,000	1,745	0,275	-0,671	0,062	34,372	4,179	-0,669	0,070	19,141	2,487
Media	-0,662	0,224	13,671	26,496	-0,599	0,055	26,912	8,730	-0,553	0,151	20,660	9,090

Las Figuras 6 y 7 presentan los valores medios obtenidos para las diferencias temporales de activación entre los músculos Gastrocnemio Medio - Recto Femoral y Bíceps Femoral - Recto Femoral, respectivamente para los dos métodos considerados para este trabajo.

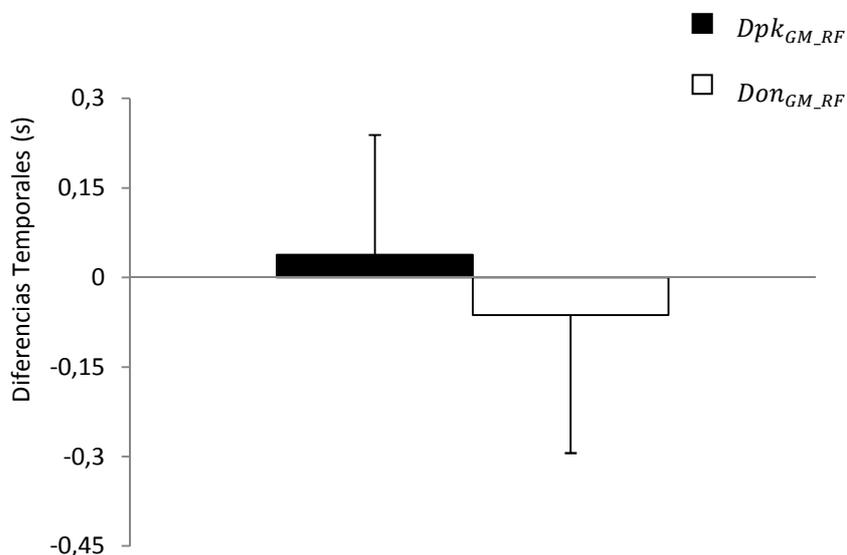


Figura 6. Valores medios de la diferencia temporal entre el músculo Gastrocnemio Medial y el músculo Recto Femoral utilizando el método de los picos de EMG ($Dpk_{GM_{RF}}$) y de la diferencia temporal para el mismo par de músculos utilizando el criterio del 20% de la máxima actividad muscular ($Don_{GM_{RF}}$). Las líneas verticales indican los correspondientes desvíos estándar. No existieron diferencias significativas entre ambos métodos ($P > 0,05$).

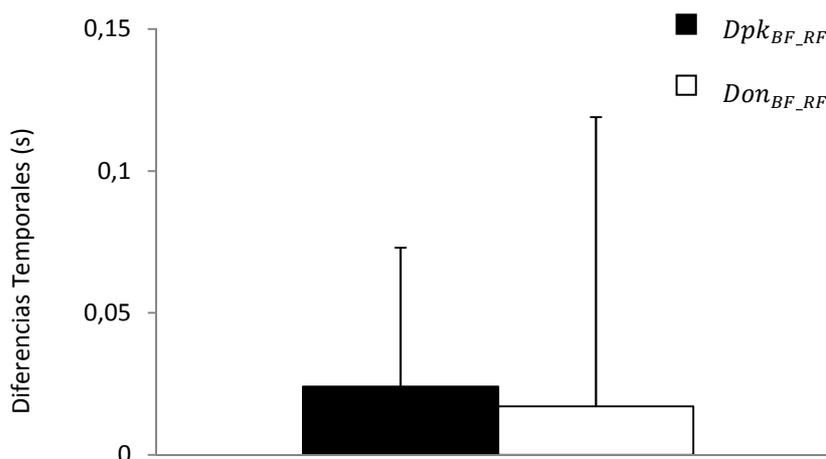


Figura 7. Valores medios de la diferencia temporal entre el músculo Bíceps Femoral y el músculo Recto Femoral utilizando el método de los picos de EMG (Dpk_{BF_RF}) y de la diferencia temporal para el mismo par de músculos utilizando el criterio del 20% de la máxima actividad muscular (Don_{BF_RF}). Las líneas verticales indican los correspondientes desvíos estándar. No existieron diferencias significativas entre ambos métodos ($P>0,05$).

Los resultados del test de t de medidas pareadas realizado a los efectos de comparar los métodos de evaluación de la coordinación presentaron los siguientes resultados: $P=0,09$ al comparar las diferencias temporales de activación entre Gastrocnemio Medial y Recto Femoral indicando que no existen diferencias significativas al evaluar la coordinación muscular mediante ambos criterios y $P=0,81$ cuando fueron comparadas las diferencias en la activación de los músculos Bíceps Femoral y Recto Femoral indicando que tampoco hay diferencias significativas entre ambas formas de evaluar la coordinación durante el SJ para este par muscular.

Los estudios de correlación de Pearson mostraron una relación inversa entre la altura del salto y las diferencias temporales. En todos los casos los valores de r indican una baja relación lineal no significativa. Los resultados fueron $r=-0,299$, $P=0,472$ y $r=-0,202$, $P=0,631$ para Dpk_{GM_RF} y Don_{GM_RF} respectivamente, mientras que para BF_RF los resultados fueron $r=-0,311$, $P=0,453$ y $r=-0,298$, $P=0,473$ para Dpk_{BF_RF} y Don_{BF_RF} .

Discusión

Este estudio se realizó con el objetivo de comparar dos criterios utilizados para evaluar la coordinación muscular durante el SJ.

Los valores encontrados para la altura de los saltos (Tabla 1) fueron menores a los presentados por otros autores (Bobbert & Soest, 1994; Zandwijk *et al.*, 2000;). Dado que los abordajes utilizados para medir la altura máxima en los trabajos citados y en este estudio fueron los mismos, esta discrepancia puede estar asociada a los diferentes tipos de población utilizadas.

Mientras que Bobbert & Soest (1994), así como Zandwijk *et al.*, (2000) trabajaron con jugadores de voleibol, los cuales tienen un buen entrenamiento de la técnica del salto vertical, la población de deportistas analizadas en este trabajo fue muy heterogénea y en ningún caso el deporte practicado por los sujetos requería la realización frecuente de saltos verticales.

La altura máxima alcanzada durante los saltos depende de varios factores, siendo uno de los más importantes la coordinación muscular ya que determina una correcta secuencia de movimiento de los segmentos corporales. Según Bobbert y colaboradores (1988), durante el salto vertical, existe un patrón común de movimiento de los segmentos corporales. Este patrón presenta una secuencia proximal-distal (Bobbert *et al.*, 1988; Rodacki *et al.*, 2001).

En este trabajo se compararon dos métodos utilizados habitualmente en la bibliografía para evaluar la coordinación muscular, uno de ellos considera el inicio de la activación muscular en el instante en que se da el ON, mientras que el otro considera el instante en que se dan los PK. Puede observarse en la Tabla 2 que el criterio que evalúa la coordinación a partir de los picos de rmsEMG refleja la secuencia proximal-distal

propuesta por Bobbert *et al.* (1988) y Rodacki *et al.* (2001), ya que los valores medios de los picos de activación del músculo Gastrocnemio Medial se dan posteriormente a los valores pico del músculo Recto Femoral. Este criterio también está de acuerdo con la secuencia temporal de activación propuesta en la bibliografía para el par muscular antagonista Recto Femoral-Bíceps Femoral. Los resultados de la secuencias de picos (Tabla 2) coinciden con la bibliografía (Bobbert *et al.*, 1988; Jacobs *et al.*, 1996), indicando que los valores máximos del músculo Bíceps Femoral se presentan inmediatamente después del pico del músculo Recto Femoral. Se ha establecido que esta secuencia de activación tiene el objetivo de controlar la extensión de la rodilla durante la fase final del impulso implicando un mecanismo de protección frente a posibles lesiones en el grupo extensor de rodilla. Por otra parte, los resultados obtenidos para los tiempos de activación al considerar el ON (Tabla 3), no concuerdan con la existencia de una secuencia temporal de activación muscular en el sentido proximal-distal ya que el músculo Gastrocnemio Medial presenta el inicio de activación previo a los músculos Recto Femoral y Bíceps Femoral. Este resultado es un factor determinante a la hora de discutir la utilidad de este criterio en la evaluación de coordinación, ya que la flexión plantar del pie, que es determinada en gran medida por la acción del Gastrocnemio, es el último evento importante durante el impulso en el salto. En cuanto al par antagonista conformado por los músculos Bíceps Femoral y Recto Femoral, el criterio que identifica el inicio de activación muscular determinando el ON, mostró una activación del Bíceps Femoral posterior a la del Recto Femoral concordando con lo establecido en trabajos anteriores.

En función de los primeros resultados obtenidos se podría sugerir que el criterio de evaluación de la coordinación a partir de PK parece más apropiado a la hora de evaluar la coordinación muscular en el SJ. No obstante, los registros de ambos métodos

mostraron la existencia de una gran variabilidad intra-sujeto. Este aspecto podría influir de forma importante en el resultado de los análisis y podría inclusive constituir un dato de gran relevancia en el planteo de nuevos análisis de coordinación. En trabajos anteriores se ha prestado poca atención a la magnitud de la variabilidad aunque ésta siempre presenta altos valores (Zandwijk *et al.*, 2000; Pereira *et al.*, 2008).

Además de la coordinación muscular, otro aspecto determinante de la altura del salto es el grado de activación muscular (Bobbert *et al.*, 1996). Estos resultados son difíciles de comparar cuantitativamente con otros trabajos, fundamentalmente, debido a dos razones. La primera es que los registros electromiográficos resultan muy sensibles a pequeños cambios en la ubicación de los electrodos, composición de grasa y ruido (De Luca, 1997), por lo tanto todos estos factores pueden ser determinantes de las diferencias observadas. La segunda razón es que existen diferentes formas de procesar la señal electromiográfica y la selección de un procesamiento u otro puede conducir a diferentes resultados como es discutido en De Sá Ferreira *et al.* (2010). No obstante, pueden compararse valores relativos entre los músculos para un mismo individuo o los valores medios de estos en un mismo estudio. En este trabajo la mayor actividad relativa la tuvo el músculo Recto Femoral (Tabla 2). Este resultado es coherente con lo establecido (Jacobs *et al.*, 1996), ya que este músculo actúa como extensor de la rodilla cumpliendo una acción fundamental para la transmisión eficiente de potencia desde la cadera hacia la rodilla, aspecto central para un buen resultado del salto. El músculo Bíceps Femoral le siguió al Recto en intensidad de rmsEMG. Los altos valores de rmsEMG se pueden asociar a las dos funciones fundamentales que cumple este músculo durante el salto, la extensión de la cadera y como se discutió anteriormente una acción protectora de los músculos extensores de rodilla (Bobbert *et al.*, 1988). El músculo que presentó menor activación relativa fue el Gastrocnemio Medial, este resultado en

principio resulta un poco sorprendente ya que durante la fase final del salto es necesaria una rápida flexión plantar. Quizás la explicación a los valores encontrados esté en que esta acción responde a la acción conjunta de gemelos y por tanto cabe sugerir que la flexión plantar mencionada sea realizada en mayor medida por el grupo Gastrocnemio Lateral. Otros autores como Pereira *et al.* (2008) encontraron altos valores de activación del músculo Gastrocnemio Lateral. Zandwijk *et al.* (2000) quienes registraron la actividad de ambos componentes de gemelos encontraron que el Gastrocnemio Lateral presenta casi el doble de activación muscular cuando es comparado con el Gastrocnemio Medial. No obstante, estos autores reportaron que la actividad muscular del músculo Gastrocnemio Medial presentó valores semejantes a los de los músculos Recto Femoral y Bíceps Femoral discrepando con el presente estudio.

El principal objetivo de este estudio fue comparar las diferencias temporales de activación entre dos músculos utilizando dos métodos presentados en la bibliografía que han sido empleados para evaluar la coordinación muscular. En términos generales (considerando ambos métodos) la diferencia temporal entre BF_RF fue menor que para GM_RF (Figs. 6 y 7). Este hecho es coherente con la idea de la existencia de un mando común que controla ese par muscular agonista - antagonista como una única entidad funcional durante el salto vertical (Psek & Cafarelli, 1993; Weir *et al.*, 1998) que podría responder a un factor de seguridad como fuera discutido antes. El orden de activación con ambos métodos siempre fue primero Recto femoral y luego Bíceps Femoral. Esto no ocurrió con GM_RF, ya que el orden de activación al considerar el ON resultó inverso al método de PK. Esta diferencia puede responder a la baja actividad del Gastrocnemio Medial. Como el pico de actividad de este músculo resultó en un valor muy bajo, el ON se dio al inicio del impulso y previo al ON del músculo Recto Femoral.

Los resultados encontrados de los análisis estadísticos para comparar los dos métodos considerados en este trabajo (Figs. 6 y 7) indican que no existen diferencias significativas a la hora de evaluar la coordinación siguiendo uno u otro criterio para ninguno de los pares musculares estudiados. Como fue discutido cuando se trató sobre la secuencia de activación, este resultado puede estar asociado con el alto grado de variabilidad.

Los resultados de las correlaciones no están de acuerdo con lo establecido por otros autores (Bobbert & Soest, 1994, Zandwijk *et al.*, 2000). Como ha sido mencionado antes, estos investigadores afirman que la coordinación muscular es un aspecto determinante en la performance del salto vertical. En cuanto a BF_RF, debería existir una fuerte correlación entre las diferencias temporales de activación muscular y la altura del salto, ya que una coordinación óptima de este par muscular es fundamental para estabilizar la rodilla durante el impulso en el SJ y así realizar una mejor ejecución del gesto motor. Las diferencias temporales entre GM_RF tampoco presentaron fuertes correlaciones con la altura del salto; este hallazgo no refleja lo que debería ocurrir, ya que para una buena ejecución del salto, como ya ha sido mencionado antes, es necesaria una transmisión eficiente de la potencia desde la rodilla hacia el tobillo. Dicha transmisión está asociada con la secuencia temporal de activación de estos músculos, por tanto, se podría esperar un alto grado de correlación significativa. Esta correlación podría ser negativa por el hecho de que al minimizar la diferencia de activación de GM_RF se favorecería una transmisión eficiente de la potencia y por tanto una mayor altura en el salto vertical. No obstante, es evidente que si esta diferencia fuera nula, la coordinación se vería alterada ya que la secuencia proximal-distal se vería comprometida y se reflejaría una menor altura del salto. Por tanto, es de esperar que exista una coordinación óptima de este par muscular. La existencia de un óptimo

quedaría gráficamente descripta por una relación no-lineal, no obstante el análisis visual de las curvas no permite suponer una tendencia clara. De esta manera, la explicación más factible es que los métodos propuestos en este trabajo no son los indicados para evaluar la coordinación muscular durante el SJ.

De esta manera, considerando lo discutido para los valores pico conjuntamente con los resultados de la comparación de los métodos y de las correlaciones, se puede sugerir que de las dos opciones analizadas, el método PK cuenta con más argumentos a su favor. No obstante el aspecto más destacable de este estudio es que ninguna de las metodologías propuestas resulta plenamente fiable, y por tanto el estudio de la coordinación requiere de nuevos planteos. Sería de interés realizar nuevos estudios en este sentido para llegar a proponer un índice que muestre una alta correlación con el resultado del salto, siendo uno de los posibles parámetros para el cálculo de este índice, el pico de actividad muscular y el momento en que éste se da. Otra posibilidad sería la comparación de curvas completas de actividad muscular una vez que estas han sido suavizadas y normalizadas, este tipo de abordaje ha sido sugerido anteriormente para la evaluación de registros cinemáticos.

Bibliografía

Baker, D.; Newton, R. U. (2005). Acute effect on power output of alternating an agonist and antagonist muscle exercise during complex training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 202–205.

Billaut, F.; Basset, F. A.; Falgairette, G. (2005). Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neuroscience Letters*, 380, 265–269.

Bobbert, M. F.; Ingen Schenau, G. J. van (1988) Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21, 249-262

Bobbert, M.F.; Soest, A. J. van (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine Science Sports Exercise*, 26, 1012-1020.

Bobbert, M. F.; Gerritsen, K. G. M.; Litjens, M. C. A.; Soest, A. J. van (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine Science Sports Exercise*, 28, 1402–1412.

Bosco, C.; Komi, P. V.; Ito, A. (1981). Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinavica*, 2(111), 135-140.

De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13,135-163.

De Sa Ferreira, A.; Silva, F.; Silva, J. (2010). Aspectos metodológicos da Eletromiografia de superfície. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, 31(2), 11-27.

Dowling, J.J.; Vamos, L. (1993). Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(9), 1-10.

Fábrica, C. G.; Alonso, R.; Rey, A.; Polero, P.; Berreta, G. (2008). Explosive force in football association: effects of competition and field location. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 2(8), 16-25.

Fábrica, C. G. (2011). Efecto de la fatiga neuromuscular sobre los factores cinético-temporales, la rigidez y la actividad eléctrica en músculos de miembro inferior durante saltos verticales con ciclo estiramiento-acortamiento. Tesis de doctorado, Facultad de ciencias, UdelaR, Montevideo, Uruguay.

Ingen Shenau, G.J. van; Bobbert, M. F.; Rozendal, R. H. (1987). The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *Journal of Anatomy*, 155, 1-5

Ingen Schenau, G. J. van; Soest, A. J. van; Gabreels, F.J.M.; Horstink, M.W. (1995). The control of multi joint movements relies on detailed internal representations. *Human Movement Science*, 14, 531-538

- Jacobs, R.; Bobbert, M. F.; Ingen Schenau, G. J. van. (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. *J Biomechanics.*, 29(4): 513-523.
- Komi, P. V.; Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscle by men and women. *Medicine Science Sports Exercise*, 10, 261–265.
- Komi, P.V; Gollhofer, A. (1997). Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 13: 451-460.
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Edited por: Noraxon INC. USA.
- Pereira, R.; Machado, M.; Miragaya dos Santos, M.; Pereira, L.; Sampaio-Jorge, F. (2008). Muscle activation sequence compromises vertical jump performance. *Serbian Journal of Sports Sciences*, 2 (1-4), 85-90.
- Psek, J.A.; Cafarelli, E. (1993). Behaviour of coactive muscles during fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 74, 170-175.
- Rodacki, A. L. F.; Fowler, N. E.; Bennet, S. (2001). Multi-segment coordination: fatigue effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1157-1167.
- Rodacki, A. L. F.; Fowler, N. E.; Bennet, S. (2002). Vertical jump coordination: fatigue effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 105-116.
- Weir, J.P.; Keefe, D.A.; Eaton, J.F.; Augustine, R.T.; Tobin, D.M. (1998). Effect of fatigue on hamstring co-activation during isokinetic extensions. *European Journal of Applied Physiology*, 78, 555-559
- Zandwijk, J. P. van; Bobbert, M. F.; Munneke, M.; Pas, P. (2000). Control of maximal and submaximal vertical jumps. *Science Sports Exercise*, 2 (32), 477-485.
- Ziv, G.; Lidor, R. (2010). Vertical jump in female and male basketball players -A review of observational and experimental studies. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 3(13), 332-339.


```

hold on
plot(tiempo,bw,'k:')
hold off
title('Fuerza y EMG en función del tiempo')
legend('Fuerza Vertical','Fuerza Peso','Gastrocnemio Medial','Recto Femoral','Bíceps Femoral')
xlabel('Tiempo (S)')
set(get(AX(1),'Ylabel'),'String','Fuerza (N)')
set(get(AX(2),'Ylabel'),'String','EMG (microV)')
%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%-----corta los saltos a mano-----%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

salto_s=inputdlg('Número de saltos que desea cortar','Selección de saltos',1);%despliega una ventana grafica para ingresar el numero de saltos
salto=str2double(salto_s); %convierte una informacion de caracteres en informacion numérica

k=1;
w=1;
for i=1:salto;
j=msgbox('Indique fin de impulso - (Ajuste zoom ANTES de clicar OK)','Selección de saltos');
waitfor(j);
[td(k),yf]=ginput(1);
q=msgbox('Indique fin de salto - (Ajuste zoom ANTES de clicar OK)','Selección de saltos');
waitfor(q);
[tfs(w),yl]=ginput(1);

k=k+1;
w=w+1;
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

h=1;
for i=1:salto
ids(h)=find(tiempo>td(i),1);
iis(h)=ids(h)-1600;
h=h+1;
end
%encuentra el indice del valor de tiempo de inicio de impulso y el indice del valor de fin de impulso (o comienzo de despegue)
%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Crea un arreglo que contiene tantas matrices como saltos se hayan corrtado.
%Cada matriz tiene 5 columnas (la GRF, 3 emg y el tiempo)
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

for i=1:salto
S{i}=[Fyf(iis(i):ids(i)) rmsEMG(iis(i):ids(i),:) tiempo(iis(i):ids(i))];
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%-----vector Tiempo-----%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

Ts=-0.8:dt:0;

%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%-----Máximos-----%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
h=1;
for i=1:salto

```

```

[pk(h,:) ipk(h,)] = max(S{i});           %obtiene el maximo de cada emg para cada
salto, el max de GRF también y el indice de los máximos
h=h+1;
end

PK=pk(:,1:4);
IPK=ipk(:,1:4);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%-----ON (20% de pico para cada emg)-----%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
on=.2.*PK(:,2:4);

h=1;
for i=1:salto
iONgm(h)=find(S{i}(:,2)>on(i,1),1);
iONrf(h)=find(S{i}(:,3)>on(i,2),1);
iONbf(h)=find(S{i}(:,4)>on(i,3),1);
h=h+1;
end

ION=[iONgm' iONrf' iONbf'];
h=1;
for i=1:salto
ONgm(h)=S{i}(iONgm(i),2);
ONrf(h)=S{i}(iONrf(i),3);
ONbf(h)=S{i}(iONbf(i),4);
h=h+1;
end

ON=[ONgm' ONrf' ONbf'];
%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%-----restas-----%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

h=1;
for i=1:salto
GM_RF(h)=Ts(IPK(i,2))-Ts(IPK(i,3));
BF_RF(h)=Ts(IPK(i,4))-Ts(IPK(i,3));           %pico de emg de Recto - Gemelo y de
Recto - Biceps
h=h+1;
end

GM_RFprom=sum(GM_RF)/length(GM_RF);
BF_RFprom=sum(BF_RF)/length(BF_RF);

h=1;
for i=1:salto
GM_RFon(h)=Ts(ION(i,1))-Ts(ION(i,2));           %ON de emg de Recto - Gemelo y de
Recto - Biceps
BF_RFon(h)=Ts(ION(i,3))-Ts(ION(i,2));
h=h+1;
end

GM_RFonprom=sum(GM_RFon)/length(GM_RFon);
BF_RFonprom=sum(BF_RFon)/length(BF_RFon);
%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%-----Atura del Salto-----%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Rutina para altura del salto segun ecuación de Bosco
%calcula la altura del salto tomando como dato de entrada el tiempo de vuelo

tv=tfs-td
tv2=tv./2;
G=9.8;

```

```

h=1;
for i=1:salto
altura(h)=(G*(tv2(i).^2))./2;
h=h+1;
end
display(altura)
alturaprom=sum(altura)/length(altura);
display(alturaprom)
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%-----gráficas-----%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
figure(3)
for i=1:salto
subplot(1,salto,i)
[Ax,h1,h2]=plotyy(Ts,S{i}(:,2:4),Ts,S{i}(:,1));
xlabel('Tiempo (S)')
set(gca,'XTick',-0.8:0)
set(get(Ax(1),'Ylabel'),'String','EMG (microV)')
set(get(Ax(2),'Ylabel'),'String','Fuerza (N)')
hold on
plot(Ts(IPK(i,2)),PK(i,2),'or','MarkerFaceColor','r')
plot(Ts(IPK(i,3)),PK(i,3),'or','MarkerFaceColor','r')
plot(Ts(IPK(i,4)),PK(i,4),'or','MarkerFaceColor','r')
plot(Ts(ION(i,1)),ON(i,1),'ok','MarkerFaceColor','k')
plot(Ts(ION(i,2)),ON(i,2),'ok','MarkerFaceColor','k')
plot(Ts(ION(i,3)),ON(i,3),'ok','MarkerFaceColor','k')
hold off
end
legend('Gastrocnemio Medio', 'Recto Femoral', 'Biceps
Femoral', 'Location', 'SouthEast')
%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
display(GM_RF)
display(GM_RFprom)
display(GM_RFon)
display(GM_RFonprom)
display(BF_RF)
display(BF_RFprom)
display(BF_RFon)
display(BF_RFonprom)
uisave({'altura','ON','PK','GM_RF','GM_RFon','BF_RF','BF_RFon'}, 'C:\Users\Ger
man Pequera\Documents\Facultad\Pasantía\Datos\sinnorm')

```