



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

**“Descripción de la secuencia de activación de la
musculatura de extremidad inferior durante un test de
Drop Jump en atletas”**

Constanza Soto Lohaus

Paulina Tapia Rojas

-2012-

“Descripción del tiempo y secuencia de activación de la musculatura de extremidad inferior durante un test de Drop Jump en atletas”

Tesis

Entregada a la

UNIVERSIDAD DE CHILE

En cumplimiento parcial de los requisitos

para optar al grado de

LICENCIADO EN KINESIOLOGIA

FACULTAD DE MEDICINA

por

Constanza Soto Lohaus

Paulina Tapia Rojas

2012

Director de Tesis: Pablo Quiroga Marabolí

Patrocinante de Tesis: Silvia Ortiz

INDICE

	Página
1 RESUMEN	I
2 ABSTRAC	II
3 ABREVIATURAS	III
4 INTRODUCCIÓN	1
4.1 Pregunta de investigación	2
5 MARCO TEÓRICO	2
1 Pliometría	2
2 Drop Jump	4
3 Electromiografía	5
4 Plataforma de Fuerza	7
5 Objetivo General	8
6 Objetivos Específicos	8
6 MATERIALES Y METODO	8
6.1 Identificación de la población	8
6.1.1 Criterios de Inclusión	8
6.1.2 Criterios de Exclusión	9
6.2. Descripción de la muestra	9
6.3. Diseño de investigación	9
6.4. Protocolo de procedimiento	9
6.4.1 Equipo e Instrumentación	11
6.5. Variables	12

7. ANÁLISIS DE DATOS	15
8. RESULTADOS	18
9 CONCLUSIÓN	21
10 DISCUSIÓN	22
11 PROYECCIONES	24
12 BIBLIOGRAFÍA	26
13 ANEXO 1	30
14 ANEXO 2	33
15 ANEXO 3	34
TABLA 1	38
IMAGEN 1	39

1 RESUMEN

La presente investigación tuvo como objetivo determinar, mediante la exploración con electromiografía de superficie, la secuencia de activación de la musculatura extensora de ambos miembros inferiores, específicamente Glúteo Mayor, Recto Femoral, Vasto Lateral, Vasto Medial, Bíceps Femoral, Sóleo y Gastrocnemios (medial y lateral), en una muestra por conveniencia de 7 atletas de sexo femenino, durante la realización de un salto Drop Jump a alturas crecientes. Se midió además, mediante una plataforma de fuerza Kistler, el tiempo de contacto con el suelo, el tiempo de vuelo y la potencia máxima generada por la musculatura estudiada. Los datos fueron analizados mediante estadística descriptiva y agrupados en saltos pre-umbral más los saltos umbrales y en saltos post-umbral. Los resultados mostraron que en los saltos pre-umbral y umbral todos los músculos se activaron durante el tiempo de caída con gran variabilidad de tiempo de activación, por lo que no fue posible determinar un orden de activación, pero sí una tendencia, según la cual Gastrocnemio medial y lateral, junto a Bíceps Femoral, se activan en primer lugar en un 71,87% de los saltos, seguidos por el Sóleo, el cual se activa en cuarto lugar en un 46,87% de los saltos y el grupo constituido por Vasto Lateral, Vasto Medial, Recto Femoral y Glúteo Mayor, los cuales se activan un último lugar en un 62,5% de los saltos. Además, durante el tiempo de contacto con el suelo, se observó una desactivación previa al tiempo de salto de los músculos Gastrocnemios y Sóleo.

2 ABSTRACT

The following research aimed to determine by scanning with surface electromyography, the sequence of activation of the extensor muscles of both lower limbs, specifically Gluteus Maximus, Rectus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis, Hamstring, Soleus and Gastrocnemius (medial and lateral), on a sample of 7 female athletes, chosen by convenience of the study, during the performance of DJ at increasing heights. Was also measured by a Kistler force platform, the time of contact with the ground, time of flight and the maximum power generated by the studied muscles. The data were analyzed using descriptive statistics and grouped in pre-treshold jumps plus treshold jumps and post-tresholds jumps. The results showed that in pre-treshold jumps and threshold jumps all the muscles were activated during de fall time with great variability in the time of activation so it was impossible to determine an activation order but a trend according to wich medial and lateral gastrocnemius, with hamstring, are activated first in a 71,87% of the jumps, followed by the soleus in a 46,87% of the jumps and the group consisting of vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris and gluteus maximus in a 62,5% of the jumps. Moreover, during the time of contact, deactivation of gastrocnemius and soleus was observed prior to jump time.

3 ABREVIATURAS

BF	: Bíceps Femoral
CEA	: Ciclo Estiramiento Acortamiento
CMJ	: Counter Movement Jump
DJ	: Drop Jump
EMG	: Electromiografía
GM	: Glúteo Mayor
GNM	: Gastrocnemio
RF	: Recto Femoral
SL	: Sóleo
SJ	: Squat Jump
VM	: Vasto Medial
VL	: Vasto Lateral

4 INTRODUCCIÓN

La práctica deportiva de alta competencia requiere de intensos entrenamientos para lograr la mejor adaptación posible del organismo a la carga impuesta. Existen diversos tipos de entrenamiento, los que provocan cambios en diversos factores de la condición física, como por ejemplo el tamaño muscular, la expresión de uno u otro tipo de fibra muscular, el patrón de reclutamiento de las unidades motoras y la tasa de disparo de las motoneuronas (Laurent, 2005), lo que se expresa en mejoras en la fuerza, resistencia, coordinación, velocidad o flexibilidad del atleta.

Es de gran importancia saber los efectos del entrenamiento, de manera de mejorar su dosificación y planeamiento. Un método de entrenamiento, que es al mismo tiempo una forma de evaluación física, es el DJ, el cual ha sido utilizado en diversas investigaciones, ya que entrega información sobre los cambios neuromecánicos consecuentes a la estimulación del CEA. Un aspecto no abordado en las investigaciones realizadas con este test, uno de los métodos de entrenamiento más populares dentro de la Pliometría (Byrne, 2010), es la inexistencia de estudios que describan la secuencia de activación de la cadena muscular extensora de la extremidad inferior durante el salto, información que puede contribuir a un mejor entendimiento de este método de evaluación y entrenamiento tan utilizado.

Nuestro estudio busca ser un aporte frente a la carencia de información en el ámbito mencionado previamente, lo cual resulta altamente viable, ya que contamos con el equipamiento técnico del Laboratorio de Análisis del Movimiento, una muestra adecuada a nuestras necesidades y el apoyo de profesionales debidamente calificados para desarrollar esta investigación.

4.1. Pregunta de Investigación

¿Cuál es la secuencia de activación de la musculatura de extremidad inferior durante un Test de Drop Jump en atletas?

5 MARCO TEORICO

Todos los atletas se esfuerzan para mejorar fuerza y rapidez, sabiendo que este avance en su capacidad les lleva siempre cerca de alcanzar los límites de su potencial (Chu, 1999).

En la actualidad existe una gran variedad de métodos de entrenamiento para deportistas de alto rendimiento, los cuales desarrollan fuerza, velocidad, resistencia, flexibilidad y coordinación, en mayor o menor proporción según el deporte en cuestión y sus características.

Entre estos métodos de entrenamiento, podemos encontrar el entrenamiento pliométrico, diseñado para mejorar la capacidad del atleta en cuanto a su técnica en velocidad y fuerza.

A continuación se caracterizan conceptos fundamentales para el desarrollo de este estudio como lo son: Pliometría, DJ y EMG.

5.1 Pliometría

La pliometría es un tipo de entrenamiento que se dirige a la optimización de la potencia muscular mediante la utilización del CEA, en el cual se consigue una mayor cantidad de trabajo al ser el músculo activamente elongado antes de que se produzca una contracción concéntrica (Izquierdo, 2008). Es un método que otorga un estímulo al sistema músculo esquelético muy

acorde a la naturaleza balística del movimiento humano, ya que “recrea” la manifestación reactiva de la fuerza (Vittori, 1990) que se observa en muchos gestos deportivos.

Este tipo de entrenamiento, trabaja con estiramientos musculares repentinos, hecho que influye positivamente en la eficacia de la regulación del sistema nervioso central, gracias a una rápida movilización de las unidades motoras, a una mayor frecuencia de sus impulsos y a una mejor sincronización de la actividad de las motoneuronas al comienzo del impulso explosivo de la fuerza, por lo que podemos afirmar que el método pliométrico posee dos grandes ventajas:

- Permite aumentar el rendimiento mecánico de cualquier acción motora deportiva que exija efectuar un elevado impulso en un tiempo mínimo.
- Es eficaz para la preparación especial de la fuerza, que favorece el aumento de la fuerza máxima, explosiva e inicial, además de mejorar la capacidad reactiva del sistema neuromuscular del deportista (Verkhoshansky, 2006).

Los ejercicios pliométricos capacitan a un músculo para alcanzar su máximo nivel de fuerza en un corto período de tiempo; son ejercicios que unen fuerza y velocidad en el movimiento para producir potencia (Puedrahit, 2009). Por esto, es profusamente utilizado debido a que produce un efecto positivo sobre el sistema neuromuscular y conectivo, mejorando la fuerza elástico explosiva, caracterizada por una fase de contracción excéntrica muy intensa y rápida seguida inmediatamente por una fase concéntrica (González y Gorostiaga, 1997) y el salto vertical al aprovechar el potencial reflejo y elástico de los músculos (Gomez, 2002).

Para este tipo de entrenamiento, especialmente en extremidad inferior, se utilizan diversos tipos de saltos, los que además pueden ser utilizados como método de evaluación del deportista

al ser estudiadas sus fases y componentes. Dentro de los métodos evaluativos existentes, destacamos el test de valoración de la fuerza de Bosco, en el cual se utilizan saltos como CMJ y DJ, siendo este último, el de nuestro interés.

5.2 Drop Jump

El Drop Jump (DJ) consiste en un salto restringido por la altura de caída (Bosco, 1994), que permite valorar la capacidad de fuerza refleja. El sujeto se deja caer por efecto de la gravedad, con las manos en las caderas y el tronco recto, en el momento del contacto debe frenar lo más rápidamente posible el movimiento hacia abajo y debe efectuar un esfuerzo violento con intención de realizar un salto vertical de máxima altura (Bosco 1994). Es decir, se busca la máxima altura limitando, en lo posible, la deformación músculo-articular de las articulaciones de la cadena cinética de salto, después de un violento contacto con el suelo.

En la eficiencia del DJ, influyen factores como la capacidad contráctil, el reclutamiento y sincronización de las fibras musculares y la capacidad de almacenamiento energético de los componentes elásticos de la musculatura, además del aporte del reflejo miotático o de estiramiento (ver Anexo 1), lo que permite un mayor reclutamiento de unidades motoras, generándose así una gran tensión en un corto tiempo (Garrido, 2004)

Los posibles determinantes de un DJ incluyen el tiempo de contacto durante el aterrizaje, la altura del salto, el peso del cuerpo del atleta y el nivel de pre-activación muscular.

En el DJ la amplitud de la fuerza de reacción, al contacto con el suelo, es mayor al aumentar la altura de caída, por lo que este tipo de salto sería más adecuado para atletas que buscan mejorar el rendimiento mecánico de extensores de rodilla y flexores plantares (Bobbert,

1987). También se ha estudiado la activación del RF y BF utilizando DJ, demostrándose que el cuádriceps se activa mayormente desde una altura de 60 cm de caída, mientras que el BF se comportaría similar en las diversas alturas de caída medidas (Peng, 2010). Pareciera que la co-activación muscular se considera un factor importante tanto para el rendimiento como para el mantenimiento de la estabilidad articular, jugando un papel importante tanto cuádriceps como isquiotibiales (Horita, 1998).

Para los fines de nuestra investigación, durante la realización del salto, observaremos los cambios en la secuencia de activación de la musculatura extensora de miembro inferior, correspondiente a los siguientes músculos: GM, BF, RF, VL, VM, SL, GNM medial y lateral.

5.3. Electromiografía (EMG)

Una forma de evaluar la expresión de la actividad muscular durante este tipo de saltos, es mediante Electromiografía, la cual es una técnica que permite registrar la actividad eléctrica muscular, ya sea mediante electrodos de aguja implantados en la profundidad del músculo, o gracias a electrodos ubicados sobre la piel, método más conocido como EMG de superficie. Esta última presenta la ventaja de que a diferencia de los electrodos de aguja, los de superficie no presentan peligro de causar daño durante el movimiento y no es invasiva, permitiendo además registrar señales globales del músculo, aunque sólo permiten el estudio de musculatura superficial y obtienen trazados de un espectro de frecuencia más bajo (Hug, 2010).

Cualquiera sea el tipo de electrodo que se utilice, la EMG se basa en que la activación muscular implica una difusión iónica dentro del músculo, a partir de la cual se genera un campo

eléctrico proporcional a la concentración iónica el cual es detectado por los electrodos (Massó, 2010).

La señal obtenida durante la actividad muscular nos otorga información tanto durante la realización de alguna tarea, como en la mantención de una posición estática, la cual es aplicable en múltiples campos tales como en el estudio de la biomecánica humana, la medicina y el diagnóstico clínico y en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación, entre otros (Vannozzi, 2010). En el campo de la biomecánica existen 3 grupos de aplicación de la información obtenida mediante EMG, los cuales corresponden a la relación entre la fuerza muscular y la señal EMG, el uso de la señal EMG como índice de fatiga y el estudio de la secuencia de activación (De Luca, 1997), siendo este último utilizado para esta investigación.

Una adecuada aplicación de la EMG puede garantizar la fidelidad de la señal, reducir la interferencia y proporcionar suficiente estacionariedad (De Luca, 1997). Uno de los aspectos en que se debe tener especial cuidado es el crosstalk, nombre dado a la interferencia debida a la actividad eléctrica de músculos adyacentes al músculo estudiado, ya que se ha detectado que hasta un 17% de la actividad eléctrica de estos puede ser captado por el electrodo. Es por esto que se recomienda que los electrodos sean pequeños, ya que mientras más grandes sean estos, detectarán más señales adyacentes, además de la colocación del electrodo en la línea media del vientre muscular, entre la unión miotendínea y la zona de inervación más cercana (De Luca, 1997), con la superficie de detección orientada paralelamente a la longitud de las fibras musculares, entre otras medidas.

La señal obtenida desde el músculo se denomina señal bruta o raw signal (Massó, 2010) y debe ser procesada para su análisis, ya que de no hacerlo estas señales no podrán ser

cuantitativamente comparadas entre sujetos o incluso, de ser movidos los electrodos, las señales no podrán compararse en un mismo sujeto (Ruiz, 2007).

Las técnicas de procesamiento de la señal pueden realizarse en torno a los parámetros de amplitud y frecuencia. Entre los procesamientos de amplitud que se realizan a la señal encontramos la rectificación, la cual nos otorga el valor absoluto de la señal, transformando todos los voltajes negativos en positivos. En el procesamiento de frecuencias, encontramos el Filtrado, en que se eliminan aquellas frecuencias que están fuera del espectro habitual (Massó, 2010).

5.4 Plataforma de Fuerza

Las plataformas de fuerza o dinamométricas, son sistemas de análisis cinético del movimiento que permiten medir las fuerzas que el pie ejerce sobre el plano de apoyo durante la marcha, la carrera o el salto (Collado, 2005) por lo que hace años se utilizan en estudios biomecánicos y ergonómicos. En nuestro caso particular, a partir de la plataforma de fuerza obtendremos valores de tiempo de contacto con el suelo, tiempo de vuelo, fuerza de reacción vertical del suelo y a partir de esta la potencia máxima de la musculatura extensora del miembro inferior.

De los distintos tipos de plataformas de fuerza, utilizaremos la plataforma Kistler, la cual utiliza nos entrega información sobre la fuerza ejercida en los 3 planos (x,y,z).

Para el cálculo de la Potencia máxima, utilizaremos la siguiente fórmula:

$$\text{Potencia} = [(tv^2 * g^2) / (4 * tc)] / PC$$

Donde **P** es la potencia en Watt/kg de peso corporal, **tv** el tiempo de vuelo en segundos, **tc** el tiempo de contacto en segundos, **g** la aceleración de la gravedad (9.81 m/s^{-2} de promedio) y **PC** es peso corporal en Kg.

5.6. Objetivo General

- Determinar la secuencia de activación de la musculatura extensora de extremidad inferior durante un test de DJ en atletas.

5.7 Objetivos Específicos

- Caracterizar la secuencia de activación de la musculatura extensora de la extremidad inferior durante el Test Drop Jump, en saltos pre-umbral y umbral y saltos post umbral.
- Determinar las frecuencias dadas para cada dato de tiempo de activación y desactivación.
- Calcular porcentajes de tiempo de activación de cada músculo.
- Determinar el umbral de pliometría de cada atleta.
- Describir la población según peso y altura

6 MATERIALES Y MÉTODOS

6.1 Identificación de la población

Atletas de sexo femenino, velocistas y saltadoras, que se encuentren dentro de las primeras 15 posiciones en el Ranking de Chileno de 100 metros y salto largo

6.1.1 Criterios de Inclusión:

Mujeres:

- Mayores de 18 años, que vivan en la región Metropolitana.
- Que se encuentren entre las primeras 15 atletas del ranking de 100 metros y salto largo.
- Que hayan sido evaluadas mediante el Test de DJ al menos unas 5 veces previamente.
- Hayan firmado el consentimiento informado.(Anexo 2)

6.1.2 Criterios de exclusión:

Sujetos que:

- Presenten una lesión de hasta 3 meses previos a la realización del test, que haya impedido el desarrollo normal de su plan de entrenamiento de extremidades inferiores.
- Presenten lesiones al momento de realizar el test.
- No sigan las instrucciones dadas para la correcta realización de la medición.
- Presenten malestares físicos: gastrointestinales, músculo-esqueléticos, etc.

6.2 Descripción de la muestra

La muestra constó de 7 participantes (ver caracterización en Tabla 1), las que fueron seleccionadas de acuerdo a la conveniencia del estudio.

6.3 Diseño de investigación

Ya que nuestra investigación buscaba determinar la secuencia de activación de la musculatura extensora de extremidad inferior, utilizamos un tipo de estudio Descriptivo (Hernández, 2003).

6.4 Protocolo de Procedimiento

Las atletas fueron informadas de los alcances del estudio. Aquellas que desearon participar de forma libre y voluntaria fueron instruidas de no realizar actividad física 3 días previos a la evaluación que fue llevada a cabo en las dependencias del Laboratorio de Análisis de Movimiento de la escuela de Kinesiología de la Universidad de Chile. Además, se les indicó que debían mantener una alimentación típica, sin incorporar productos que no estén acostumbradas a consumir y que no beban alcohol durante ese período hasta realizada la evaluación. Tampoco debían hacer salidas nocturnas durante los tres días previos a la evaluación.

Para el día de la evaluación debían concurrir con la ropa con que compiten, que comúnmente es la ropa adecuada para obtener un rendimiento máximo.

El día de la evaluación, realizaron un calentamiento estandarizado de 10 minutos de trote suave por una superficie plana. Posterior a ello realizaron una secuencia de elongaciones guiadas en todos los grupos musculares involucrados en el salto. Una vez concluido esto, se procedió a la colocación de los electrodos del electromiógrafo en los vientres musculares del GM, RF, VL, VM, BF, SL, GNM (medial y lateral) de la pierna dominante, en zonas estipuladas para ello (Anexo 2), previo rasuramiento y limpieza con alcohol. Además se colocaron marcadores de movimiento en el extremo anterior de ambas zapatillas de las atletas.

Antes de iniciar el test se realizaron 3 saltos de entrenamiento en altura, para la aproximación a la realización máxima del test y verificación del adecuado posicionamiento de los electrodos.

Durante el test, las deportistas realizaron 3 saltos por cada altura, dejando para el análisis los saltos hasta el umbral de pliometría. Entre cada uno de los saltos tuvieron un descanso no mayor a 1 minuto y entre cada altura un descanso de 3 minutos. Entre cada una de la alturas se verificó el estado del posicionamiento de los electrodos.

Cada salto arrojó un valor de potencia, el cual se fue verificando para determinar el umbral de pliometría, el cual correspondió al salto con el valor de potencia más alto alcanzado por la atleta. El término del test fue un salto posterior al umbral de pliometría.

Al finalizar el test fueron retirados los electrodos y las deportistas realizaron un trote regenerativo de 5 minutos y elongaciones generales.

Este protocolo de toma de datos fue realizado en una sola sesión para cada deportista.

6.4.1 Equipo e Instrumentación:

Para llevar a cabo la medición EMG durante el salto, utilizamos cajones de altura variable de entre 10cm a 100cm, como base desde la cual saltaron las atletas. Para la medición del tiempo de contacto con el suelo, así como el tiempo de vuelo, utilizamos una plataforma de fuerza Kistler, modelo 9286BA, cuyo registro de 1000 datos por segundo se encontraba sincronizado con el registro electromiográfico.

La captura de las señales electromiográficas se realizó utilizando un equipo inalámbrico de 8 canales (BTS FreeEMG - Milán, Italia), con una tasa de registro de 1000 Hz. Los canales fueron conectados a electrodos de plata Ag/AgCl, modelo ARBO, provenientes de Italia. El software de registro fue el SMART CAPTURE (BTS Bioengineering).

Se utilizaron además, cámaras de alta definición, para la reproducción digital de la trayectoria de los marcadores de movimiento.

Los datos obtenidos fueron almacenados en el SMART-D y exportados y analizados mediante el programa SMART ANALYZER, versión 1.10.427.0, ambos de BTS Bioengineering, Milán, Italia.

7.5 Variables

- **Independientes**

Altura de caída:

Definición Conceptual: Distancia respecto del nivel del suelo desde la cual se dejó caer la atleta.

Definición Operacional: Se midió con una huincha numerada en centímetros.

Músculo Registrado:

Definición conceptual: tejido contráctil de tipo estriado esquelético en el cual se midió la actividad eléctrica. Se midieron los músculos GNM medial, GNM lateral, S, GM, BF, RF, VM y VL.

Definición operacional: Se midió con EMG de superficie según la recomendación SENIAM (estándar internacional para cada músculo), de la forma indicada en el Anexo 2

- **Dependientes**

Tiempo de caída:

Descripción Conceptual: Tiempo transcurrido entre el despegue de la deportista desde la superficie de salto, hasta el aterrizaje en la plataforma de fuerza.

Descripción Operacional: Se obtuvo mediante la resta entre de C1 y D0, de manera que C1 corresponde al tiempo en que se observó el primer vector en la imagen de la plataforma de fuerza y D0 al tiempo en que los marcadores colocados en la zona más anterior del calzado de ambos pies de cada deportista se despegaron de la superficie de salto. La unidad de medida fué en milisegundos

Tiempo de Activación:

Definición Conceptual: Tiempo durante el cual la señal electromiográfica superó el valor resultante de la suma de 3 desviaciones estándar sobre el promedio de la actividad eléctrica basal del músculo registrado, por un mínimo de 25ms continuos.

Definición Operacional: Se detectó mediante el análisis visual de los datos de la señal electromiográfica rectificadas y filtradas.

Secuencia de Activación Muscular:

Descripción Conceptual: Orden en que se activaron los músculos registrados.

Descripción Operacional: Fue obtenida a partir de la secuenciación de los tiempos de activación de cada músculo.

Tiempo de contacto con el suelo:

Descripción Conceptual: Tiempo durante el cual los pies del deportista se encontraron en contacto con la plataforma de fuerza, luego de la caída desde el cajón.

Descripción Operacional: Se midió mediante una plataforma de fuerza. La unidad de medida fue en milisegundos.

Desactivación:

Definición Conceptual: Rango en el cual la señal electromiográfica no superó el valor resultante de la suma de 3 desviaciones estándar por sobre el promedio de la actividad eléctrica basal del músculo registrado por un mínimo de 25ms continuos.

Definición Operacional: Se detectó mediante el análisis visual de las señales electromiográficas rectificadas y filtradas.

Potencia:

Definición Conceptual: Cantidad de trabajo realizado por unidad de tiempo.

Definición Operacional: Calculado mediante la siguiente fórmula:

$$P = [(tv^2 * g^2) / (4 * Tc)] / PC$$

- **Variables Desconcertantes**
 - Horas de sueño
 - Peso del atleta
 - Motivación
 - Nivel de Entrenamiento

7 ANÁLISIS DE LOS DATOS

En primer lugar, seleccionamos de entre los aproximadamente 8 segundos que duraba cada registro electromiográfico, aquel segundo que presentara los menores valores de señal (en milivolt), de manera de usarlo como referencia para obtener mediante el software Smart Analyzer, el promedio basal de la actividad eléctrica muscular, así como su desviación estándar. Además en el registro gráfico de la plataforma de fuerza, marcamos el inicio y final del primer contacto con esta, para obtener los valores de tiempo exactos. Una vez hecho esto, exportamos del software Smart Analyzer lo datos ya mencionados: promedio basal de la actividad basal (ver imagen 1), su desviación estándar y los tiempos de contacto con el suelo, incluyendo además, la señal electromiográfica rectificadas en onda completa y filtrada con un filtro pasa-alto de 7 Hz y un filtro pasa-bajo de 490 Hz.

Los datos electromiográficos rectificadas y filtrados, fueron traspasados al software Excel de Microsoft Office. Una vez ahí, fueron analizados salto por salto y músculo por músculo, para encontrar el inicio de la activación muscular, siendo considerada esta como el tiempo en el cual la actividad eléctrica muscular tuvo una amplitud de señal mayor a tres desviaciones estándar por sobre el promedio de la actividad basal, durante al menos 25

milisegundos (Cowan, 2002). Una interrupción de esta consecutividad en los datos, se consideró una desactivación.

Debido a que no todas las atletas caían con la misma velocidad desde la plataforma de salto y ya que una vez activos los músculos, estos se mantenían en esta condición hasta el final de la medición (con excepción de casos detallados más adelante), se calcularon porcentajes de los tiempos de activación y desactivación muscular, de manera de poder comparar los datos entre las atletas, considerando para el análisis del tiempo de caída, como 100% el tiempo transcurrido entre el despegue de ambos pies desde la plataforma de salto y la aparición del primer vector de fuerza en la gráfica de la plataforma de fuerza. Para el análisis de la actividad muscular durante el tiempo de contacto, en el cual no todas las atletas se despegaban del suelo con la misma velocidad, también se calcularon los porcentajes de tiempo de activación y desactivación para poder comparar saltos intra e interatletas, siendo el 100% en este caso, el tiempo durante el cual los pies de la deportista se encontraron en contacto con la plataforma de fuerza. De esta forma se sacaron promedios y desviaciones estándar tanto en el tiempo de caída como en el tiempo de contacto con el suelo.

Lo obtenido de cada salto puede observarse a modo de ejemplo en la figura 1, en la que cada barra representa el porcentaje de tiempo que cada músculo permaneció activo, tanto durante el tiempo de vuelo como durante el tiempo de contacto, en el salto de una de las atletas desde 40cm de altura.

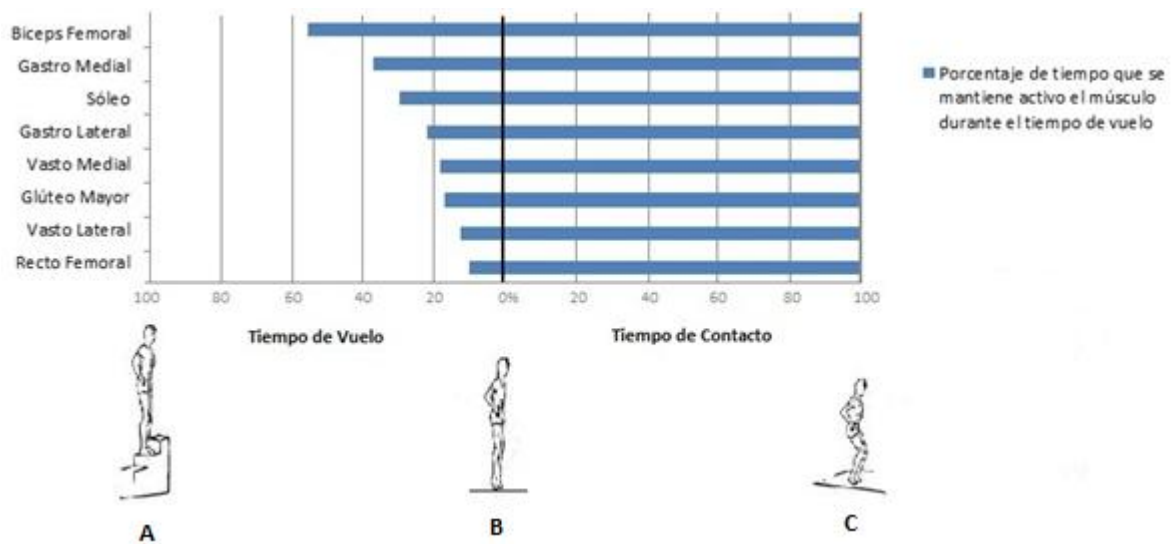


Figura 1: Porcentaje de tiempo que permanecen activos los músculos estudiados durante el tiempo de vuelo (A-B) y de contacto (B-C) en el salto de una de las atletas desde 40cm de altura.

A partir de lo anterior, se calcularon promedios del porcentaje de activación de cada músculo tanto en el tiempo de caída como en el tiempo de contacto con el suelo, con su respectiva desviación estándar.

Para el análisis de los porcentajes de tiempo de activación obtenidos en cada músculo y en cada salto, fue utilizado el software IBM SPSS Statistics versión 20.0.0, del que ocupamos herramientas de estadística descriptiva (promedio y desviación estándar).

Para el orden de los datos recolectados, dividimos en 2 tiempos nuestro análisis: tiempo de caída y tiempo de contacto con el suelo. Además se agruparon los datos analizados en saltos pre-umbral y umbral y saltos post-umbral.

8 RESULTADOS

Saltos pre-umbral y umbral:

Todos los músculos se activaron durante el tiempo de caída, y una vez activos permanecieron en este estado durante todo el tiempo restante de esta fase. Sobre el orden de activación de los músculos GNM medial, GNM lateral, S, BF, GM VL, VM y RF, se puede determinar lo siguiente:

Al calcular los porcentajes del tiempo de activación y el promedio de estos en cada músculo, se encontraron grandes desviaciones estándar en cada promedio, por ejemplo, el promedio del porcentaje de tiempo que permaneció activo el GNMmed fue 42,04% con 9,92 de desviación estándar y el promedio del porcentaje de tiempo que permaneció activo VM fue de 17,58% con 3,48 de desviación estándar, podemos observar que se sigue esta tendencia a la variabilidad de los datos de cada músculo en la Figura 2.

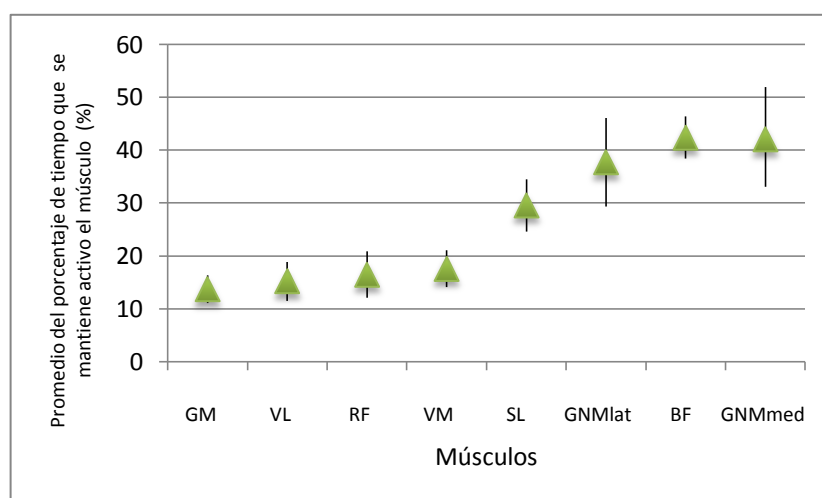


Figura 2: Promedio del porcentaje de tiempo de caída que permanece activo cada músculo en los saltos pre umbral, con su respectiva desviación estándar. Las abreviaturas corresponden a BF: bíceps femoral, GM: glúteo mayor, GNMLat: gastrocnemio lateral, GNMmed: gastrocnemio medial, RF: recto femoral, SL: sóleo, VM: vasto medial y VL: vasto lateral.

Esto quiere decir que los músculos se activaron a diferente tiempo en cada salto, incluso en una misma atleta y altura, por lo que no se dio una frecuencia constante que pudiera permitirnos determinar una secuencia de activación específica entre los 8 músculos registrados. Sin embargo, los datos muestran la tendencia de ciertos grupos de músculos a activarse más temprana o tardíamente, como se detalla a continuación:

En todas las alturas de salto, el grupo formado por GNM medial - GNM lateral y BF se activaron en primer lugar en un 71,87% de las veces, seguido por el grupo GNM medial - GNM lateral y SL en un 12,5%. En los saltos restantes encontramos agrupaciones combinadas de los músculos ya mencionados. Analizando de forma individual, encontramos que el músculo que se activa en primer lugar con mayor frecuencia es el BF, con un 46,87% de los saltos.

El músculo SL, se activa en 4to lugar un 46,87% de las veces, incluyéndose el 53,13% restante, casi indistintamente entre los músculos de activación previa o posterior, activándose previamente en un 25% de los saltos y posteriormente en un 28,12%.

En cuanto a los músculos que se activan en último lugar, encontramos que el grupo VL-VM-RF-GM es el que más se repite, con un 62,5% de los saltos. El 37,5% restante consiste en distintas combinaciones de los músculos ya mencionados, incluyéndose en el cuarteto al S en un 21,87% de los saltos y al BF en un 15,62% de los casos. Analizados de forma individual, podemos determinar que el RF es el músculo que se activa más frecuentemente en último lugar, con un 37,5% de los saltos.

Durante el tiempo de contacto con el suelo de los saltos pre-umbral todos los músculos llegaron activos y se mantuvieron en esta condición. Sin embargo en los saltos umbral se observaron desactivaciones de ciertos músculos previo al inicio de la fase de

despegue. Entre estos encontramos al SL, el cual se desactiva en el 100% de los saltos, además del GNM medial en un 42,85% de los saltos y de GNM lateral, en un 42,85% de los saltos también, tal como observamos a continuación:

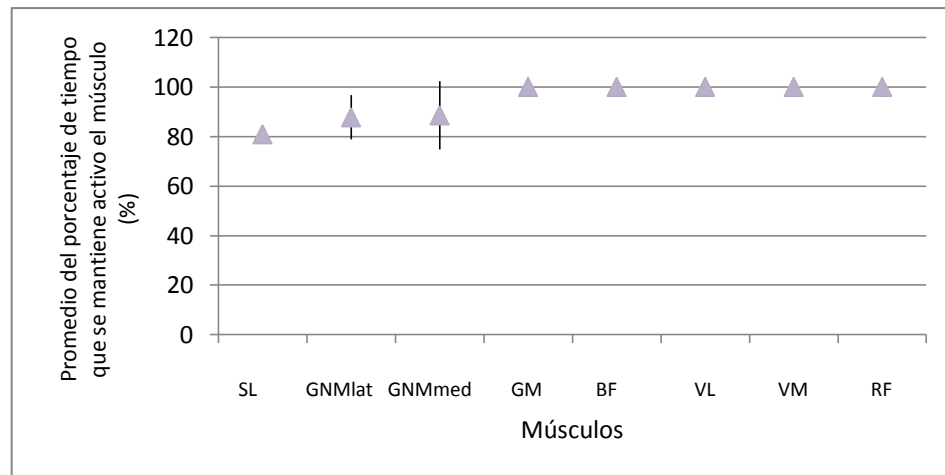


Figura 3: Promedio del porcentaje de tiempo que permanece activo cada músculo durante el tiempo de contacto con el suelo en los saltos pre-umbral, con su respectiva desviación estándar. Las abreviaturas corresponden a BF: bíceps femoral, GM: glúteo mayor, GNMIlat: gastrocnemio lateral, GNMmed: gastrocnemio medial, RF: recto femoral, SL: sóleo, VM: vasto medial y VL: vasto lateral.

Saltos post-umbral:

En el tiempo de vuelo no se observan mayores diferencias en el orden de activación muscular, entre los saltos pre-umbral y umbral y los post-umbral, de manera que la variabilidad en el promedio de los porcentajes de tiempos que permaneció activa la musculatura se mantiene.

Igualmente se observa como primer grupo activado el GNM medial - GNM lateral - BF en un 85,71% de los saltos, así como el SL continúa en 4to lugar de activación en un 71,42%. También se mantiene en último lugar de activación el grupo VL-VM-RF-GM con

un 57,14% de los saltos. Además, nuevamente, el BF es el músculo que se activa más frecuentemente en primer lugar, con un 42,8%. Sin embargo, se observan diferencias en cuanto al último músculo activado, el que en este caso es el VL con un 42,8% de los saltos.

En cuanto a las desactivaciones observadas previo a la fase de despegue, se mantiene la presentada por el Sóleo en el 100% de los saltos, acompañado por el GNM medial en un 57,14% de los saltos y por el GNM lateral en un 28,5% de los saltos.

9 CONCLUSIÓN

Los datos recolectados y analizados, no nos permiten determinar un orden de activación muscular para todos los saltos, ni de forma general, ni por alturas, ya que la variabilidad entre estos es muy grande.

Sin embargo, es importante destacar que el análisis muestra cierta tendencia, según la cual los primeros músculos en activarse son la agrupación conformada por GNM medial, el GNM lateral y el BF, seguidos por el Sóleo y finalmente por el grupo VM, VL, RF y GM.

Esta tendencia se mantiene en los saltos post-umbral, en los que tampoco se puede determinar un orden de activación de todos los músculos.

En cuanto a la desactivación, podemos concluir que el SL se desactiva desde la altura en que se alcanza el umbral de pliometría, en adelante, acompañado en ocasiones del GNM medial, el GNM lateral o ambos.

10 DISCUSIÓN

A través de esta investigación hemos querido caracterizar una secuencia específica de activación muscular durante la realización de un DJ, sin embargo, la variabilidad de los datos obtenidos no nos permite establecer lo esperado, sino sólo determinar ciertas tendencias, por lo que a continuación presentamos algunos conceptos que es importante mencionar:

En cuanto al inicio de la activación, algunos estudios utilizan algoritmos matemáticos aplicados por software computacionales (Peng, 2010) o detecciones visuales sobre una base de datos filtrada, considerando algunos estudios como inicio de la activación muscular, 50 ms consecutivos de datos con valores superiores a 3 desviaciones estándar, por sobre la actividad basal (Rouffet, 2008) y otros, valores superiores a 2,5 desviaciones estándar por sobre la actividad basal (Chimera, 2009) e incluso combinaciones de los valores previamente dados. Según lo revisado, no existe un acuerdo sobre cuál es el mejor método para determinar el inicio de la activación muscular, por lo que en nuestro caso consideramos como inicio de la activación, 25ms consecutivos de datos con valores superiores a 3 desviaciones estándar por sobre el registro basal (Cowan, 2002), con el cual obtuvimos que todos los músculos se activaban en una fase temprana previa al primer contacto con el suelo, desde la cual no se desactivaban hasta el final del registro electromiográfico, con pocas excepciones.

En cuanto al análisis, creemos que hubiera aportado el incluir la medición de la contracción voluntaria máxima (Peng, 2010), para poder conocer en qué fases tiene una función preponderante cada músculo.

En relación a lo que podemos desprender de las frecuencias con que se da el orden de activación muscular en los saltos, encontramos que se repiten en los primeros lugares los músculos GNM medial, GNM lateral y BF. Resulta lógico pensar, que la musculatura que genere la primera activación sea la de los flexores plantares. Según un estudio realizado por Schmidtbleicher y Gollhofer (1982) la actividad electromiográfica del GNM medial y GNM lateral de un sujeto entrenado, crece durante todo el período del salto, manifestando así respuestas de potenciamiento nervioso para responder al estímulo del salto (Bosco, 1994). Al ir generando fuerza, el GNM medial y GNM lateral deben ir transformando la energía a lo largo del salto llevando la energía cinética inicial a energía elástica, para luego convertir esta última en energía potencial y así lograr alcanzar la máxima altura de salto.

Por otro lado, dentro del grupo de músculos que se activan en primer lugar, encontramos también al BF, el cual forma parte de los músculos isquiotibiales y tiene como principal función dar estabilidad a la pelvis, otorgando un punto estable al RF, VL y VM para poder generar la extensión de rodilla. De esta forma los flexores plantares no quedarán en desventaja mecánica por un exceso de flexión de rodilla, aprovechando los beneficios que el CEA (Bosco, 1994) tiene en este tipo de ejercicios, aumentando la rapidez y generación de fuerza a través de una conexión de los reflejos miotático y antimiotático (Schmidtbleicher y cols 1982).

En el 100% de los saltos estudiados, al alcanzar el umbral de pliometría todos los músculos permanecían 100% del tiempo de contacto con el suelo activos, a excepción del SL y en ocasiones el GNM medial y GNM lateral, los que presentaban una desactivación justo antes del momento del despegue. Este hecho, podría explicarse ya que dentro de las articulaciones de la extremidad inferior, la del tobillo es en la que se genera un mayor

momentum y por consecuencia una mayor generación de fuerza de los músculos que realizan la acción, en este caso los flexores plantares y más específicamente el SL. Esto estimula descargas del OTG que llevan a una inhibición del músculo al final del contacto inicial.

Por otro lado, no puede dejarse de lado, el hecho de que la ausencia de un orden frecuente de activación puede deberse a pequeñas diferencias en las técnicas de salto, tales como la velocidad de inicio de este una vez dada la instrucción, la necesidad de estabilización articular durante la realización del despegue desde la superficie de salto y el posicionamiento del cuerpo en el espacio durante el vuelo. La literatura dice que la técnica de salto influye directamente en la mejora de la fuerza y potencia de los deportistas que entrenan con saltos pliométricos (Bosco, 1979), influyendo además en los valores de variables cinéticas, cinemáticas y electromiográficas como demuestra un estudio de Bobbert y cols, en que se estudiaron estas variables en 2 tipos diferentes de DJ, en uno de los cuales se permitía un mayor tiempo de contacto con el suelo (Bobbert, 1987). Las diferencias técnicas, podrían ser también la razón de la desactivación de ciertos músculos, presentada por una de nuestros sujetos de estudio, tanto en los saltos pre umbral, umbral y post umbral, pues llamaba la atención el hecho de que en todos sus saltos, la fase de rechazo fue seguida por un retroceso y no un avance, como ocurre habitualmente.

11 PROYECCIONES

Los resultados de este estudio dejan abiertas muchas interrogantes para estudios posteriores, en lo que sería importante contrastar los resultados obtenidos con diferentes método de análisis en cuando al inicio de la activación muscular y definir si las posibles

diferencias entre ellos son o no significativas. Además, para una mejor caracterización de la actividad muscular sería bueno considerar entre las variables en estudio aspectos cinéticos y cinemáticos, sumados a la medición de la contracción voluntaria máxima de los músculos estudiados, para poder definir además de un tiempo de activación, un umbral de contracción que nos indique en qué fase del salto el músculo presenta más concentraciones de espigas cercanas en magnitud a esta contracción.

Además, debemos agregar a lo anterior, que queda la interrogante puntual sobre ¿por qué se genera la inhibición de SL, GNM medial y GNM lateral, de manera alternada entre ellos, antes de la fase de despegue?, para investigaciones posteriores ya que solo el tiempo de activación y desactivación no son suficientes para poder describir el funcionamiento de la musculatura.

12 BIBLIOGRAFÍA

- 1 Becerra H., Cáceres Z. (2004). Pliometría, más que una técnica de multisaltos. *Revista Digital de Educación Física y Deportes*. <http://www.efdeportes.com/efd73/pliom.htm>
- 2 Bobbert M., Huijing P., Van Ingen, G. (1987). Drop Jumping I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine and science in sport and exercise*, 19 (4), 332-338.
- 3 Bobbert, M., Huijing, P., Van Ingen G. (1987). Drop Jumping II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Medicine and science in sport and exercise*, 19 (4), 339-346.
- 4 Bosco C., Komi P.V. (1979) Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiol. Scand*, 106, 467-472.
- 5 Bosco C. (1994). La valoración de la Fuerza con el Test de Bosco. Editorial Paidotribo. Barcelona.
- 6 Byrne P.J., Moran K., Rankin P., Kinsella S.(2010). A comparison of methods used to identify “optimal” drop height for early phase adaptations in depth jump training. *J Strength Cond Res*. 24(8), 2050-5.
- 7 Chimera N., Manal K. (2009) Influence of electrode type on neuromuscular activation patterns during walking in healthy subjects. *Journal of electromyography and kinesiology*. 19, 494–499.
- 8 Chu D. (1999). Ejercicios pliométricos (3^o ed). Editorial Paidotribo. Barcelona.

- 9 Collado S. (2005) Plataformas dinamométricas. Aplicaciones. *Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad Alfonso X El Sabio*.
http://www.uax.es/publicaciones/archivos/CCSREV05_001.pdf
- 10 Cowan S., Benell K., Hodges P. Therapeutic Patellar Taping Changes the Timing of Vasti Muscle Activation in People With Patellofemoral Pain Syndrome. (2002) *Clinical Journal of Sport Medicine*, 12, 339-347.
- 11 De Luca C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2), 135-163.
- 12 Garrido R., González, L. (2004). Test de Bosco. Evaluación de la potencia anaeróbica de 765 deportistas de alto nivel. *Revista digital de Educación Física y Deporte*.
<http://www.efdeportes.com/efd78/bosco.htm>
- 13 González J., Gorostiaga E. (1997). Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. Aplicación al alto rendimiento (3° ed). Editorial Inde. Barcelona.
- 14 Hernández R., Fernández R., Baptista P. (2003). Metodología de la investigación (3° ed). Editorial McGraw-Hill. México.
- 15 Horita T., Komi P., Nicol P., Kyröläinen H. (1998). Effect of exhausting stretch-shortening cycle exercise on the time course of mechanical behaviour in the drop jump: possible role of muscle damage. *European Journal of applied physiology and occupational physiology*, 79(2), 160-167.
- 16 Hug F. (2010). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. *Journal of electromyography and kinesiology*, 21(1), 1-12.

- 17 Izquierdo M. (2008). Mitos y evidencias del entrenamiento pliométrico. *XXX Curso de Fisiología del Ejercicio de la Universidad Complutense de Madrid*.
<http://www.reebokclub.com/docs/curso/Pliometria.pdf>
- 18 Komi P., Nicol C. (2006). Stretch – shortening cycle of muscle function. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(11), 977-99.
- 19 Laurent M., Francaux M., Enrique N., Theisen D. (2005). Stretch – shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *Journal applied physiology*, 100(3), 771-779.
- 20 Gómez L., Pinto L., Acosta A., Piña L., Rojas N. (2002). La pliometría, un método para el desarrollo de la fuerza explosiva en volleybolistas. *Biblioteca Virtual de la Universidad de Sancti-Spíritus*. Cuba.
- 21 Lopez J., Fernández A. (2006). Fisiología del ejercicio (3^oed). Editorial Panamericana. Madrid.
- 22 Massó N., Rey F., Romero D., Gual G., Costa L., Germán A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts medicina de L'esport*. 45(165), 127-136.
- 23 Peng H., Kernozek T., Song C. (2010). Quadricep and hamstring activation during drop jump whit changes in drop heigh. *Physical Therapy in Sport*, 12, 127-132.
- 24 Pezullo D., Karas S., Irrgang J. (1995). Functional plyometric exercises for the throwing athlete. *Journal of Athletic Training*, 30(1), 22-26.
- 25 Piedrahit O.(2009). Como influye un plan de entrenamiento pliométrico en el salto vertical de los jugadores centrales y delanteros de la categoría sub 13-14 años del club inem

del poblado, futbol masculino. *Biblioteca Virtual de Educación Física. Universidad de Antioquia*. <http://viref.udea.edu.co/contenido/pdf/203-comoinfluye.pdf>

26 Rius J. (2006). Metodología y técnicas de atletismo. Editorial Paidotribo. Barcelona.

27 Rouffet D., Mornieux G., Zameziati K., Belli A., Hautier C. (2008) Timing of muscle activation of the lower limbs can be modulated to maintain a constant pedaling cadence *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 1100-1107.

28 Ruiz A., Brunetty F., Rocon E., Forner-Cordero A., Pons J. (2007). Adquisición y procesamiento de información EMG en el modelado de sistemas biológicos. *Instituto de Automática Industrial*. Madrid.

http://www.ceautomatica.es/old/actividades/jornadas/XXVIII/documentos/1731-JA07_Ruiz.pdf

29 Shmidtbleicher D., Gollhofer A (1982). Neuromuskulaere Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgroessen für ein Tief sprugtraining. *Leistungssport*, 12, 298-307.

30 Tamorri S. (2004). Neurociencias y deporte: psicología deportiva, procesos mentales del atleta. Editorial Paidotribo. Barcelona

31 Vannozzi G., Conforto S., D'Alessio T. (2010) Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 767-776.

32 Verkhoshansky Y. (2006). Todo sobre el método pliométrico. Editorial Paidotribo. Barcelona.

33 Vittori C. (1990). El entrenamiento de la fuerza para el sprint. *Revista de entrenamiento deportivo*, 4(5), 2-11.

13 ANEXO 1

I **Fuerza Reflejo Elástico Explosiva:**

Debido a las características del salto, en el entrenamiento y evaluación mediante DJ, se manifiesta principalmente la fuerza reflejo elástico-explosiva, en la que además del almacenamiento de energía elástica en los componentes no contráctiles del músculo, juega un importante papel la facilitación neural mediante reflejo miotático, el cual interviene debido a que la técnica del DJ (González, 2002) requiere que el ciclo estiramiento-acortamiento se realice a gran velocidad y con una fase de transición muy corta entre la contracción excéntrica y la concéntrica.

Este tipo de fuerza está involucrado en los gestos técnicos de diversos deportes tales como el basketball, el fútbol, el voleibol, saltos de altura y longitud y atletismo (Gomez, 2002), y corresponde a la mayor pendiente de la curva fuerza-tiempo, en la que se produce el mayor aumento de tensión muscular por unidad de tiempo, lo que le otorga el mayor índice de manifestación de fuerza (relación entre la fuerza alcanzada y el tiempo necesario para ello), lo que a su vez se corresponde con la habilidad del sistema neuromuscular para desarrollar una alta velocidad de acción o una fuerte aceleración (González, 2002).

II **Reflejo miotático y antimiotático**

Durante la ejecución del DJ se generan respuestas reflejas que aumentan la expresión de la fuerza. Uno de estos reflejos es el miotático, el cual se opone al estiramiento produciendo la contracción refleja del músculo y que, por lo tanto, jugaría un rol importante en lo que es la longitud del músculo (Tamorri, 2004). Mediado por un tipo particular de receptores sensitivos, los husos musculares, los cuales sensibles a la longitud del músculo y a la velocidad con que esta varía, son los causantes de este reflejo. Cuando un músculo es estirado intensa y velozmente, los husos musculares envían señales a la médula espinal y vía refleja el músculo se contrae para intentar que el estiramiento cese. Este reflejo miotático provoca el reclutamiento simultáneo de muchas fibras musculares (Rius, 2006).

Por otro lado, cuando la tensión muscular pone en peligro la integridad de las fibras musculares, se provoca la distensión o relajación de las mismas. Esta acción se conoce como reflejo antimiotático (segundo reflejo involucrado), el cual es mediado por las fibras Ib de los órganos tendinosos de Golgi, que al entrar en la médula se ramifican y acaban sobre interneuronas que inhiben a la motoneurona del propio músculo y de los sinergistas del movimiento. La función principal de este reflejo es la de protección de lesiones ante el desarrollo de tensiones elevadas.

Los reflejos miotáticos y antimiotáticos son ejemplos de circuitos de retroalimentación negativa. La regulación simultánea de las variables que estos controlan (longitud y tensión), permiten controlar la rigidez muscular (Lopez, 2006). Esta última, relacionada íntimamente con el CEA, dependiendo de las variables manejadas, favorecerá el desarrollo de la fuerza elástico-explosiva, responsable del desarrollo de la potencia necesaria para alcanzar la máxima altura de salto en un DJ.

III **Ciclo estiramiento acortamiento (CEA)**

El CEA es la forma natural en la que ocurren actividades tales como caminar, correr o saltar (Laurent, 2005), en las que la función muscular no está reflejada por las formas aisladas de contracción muscular – isométrica, excéntrica y concéntrica - sino que por la combinación de estas, de manera que el músculo preactivado (fase isométrica) primero es estirado (fase excéntrica) y luego contraído (fase concéntrica) (Komi, 2010).

El ciclo estiramiento acortamiento, mejora la expresión de la fuerza de contracción, observándose menos actividad en esta fase que en las precedentes, e incluso en algunos músculos, registros EMG de valor cercano a cero.

La explicación a esta mejoría en la fuerza, se ha encontrado en el modelo mecánico del músculo propuesto por Hill, según el cual el músculo está compuesto por el elemento contráctil (sarcómero) y los elementos elásticos tanto en serie (tendón), como en paralelo (tejido conectivo) (Becerra, 2004). Durante la fase excéntrica el estímulo de la carga es transferido a los componentes elásticos del modelo y es almacenada como energía elástica, la cual ayuda a

mejorar la contracción concéntrica posterior. Son factores importantes en la efectividad del almacenamiento de energía en el CEA, el tiempo, la magnitud del estiramiento y la velocidad de este, de manera que para alcanzar los mejores resultados, la contracción excéntrica debe ser de alta velocidad y corto rango, y debe existir entre esta y la contracción concéntrica el menor tiempo de transición posible (Pezullo, 1995)

14 ANEXO 2

Consentimiento Informado

Yo.....

declaro participar de forma absolutamente voluntaria y no remunerada en la tesis “Descripción electrofisiológica de la activación muscular de extremidad inferior durante un test de Drop Jump en atletas”, desarrollada por Constanza Soto Lohaus y Paulina Tapia Rojas, alumnas de kinesiología de la Universidad de Chile.

Al firmar este consentimiento, declaro estar en conocimiento de lo siguiente:

- 1 Participaré de una evaluación electromiográfica de la musculatura extensora de extremidad inferior durante la realización de Drop Jump a diversas alturas, lo que implica solamente procedimientos no invasivos.
- 2 Se me ha informado personalmente de los potenciales riesgos que implica la evaluación.
- 3 Se me informará cualquier hallazgo que pueda influir en mi voluntad de participar del estudio.
- 4 Puedo rehusarme a participar o retirarme del estudio en cualquier momento, sin que esto signifique algún perjuicio para mí.
- 5 Cualquier pregunta que desee realizar sobre el estudio será contestada por el kinesiólogo Pablo Quiroga, Constanza Soto Lohaus o Paulina Tapia Rojas, habiéndome otorgado sus datos de contacto.

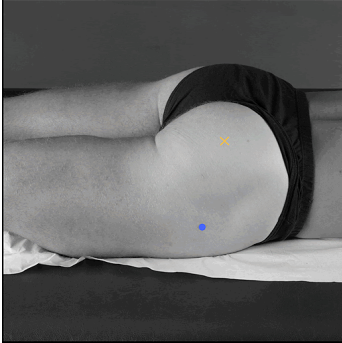
Firma del Investigador

Firma del Participante

15 ANEXO 3

Ubicación de electrodos:

GLÚTEO MAYOR

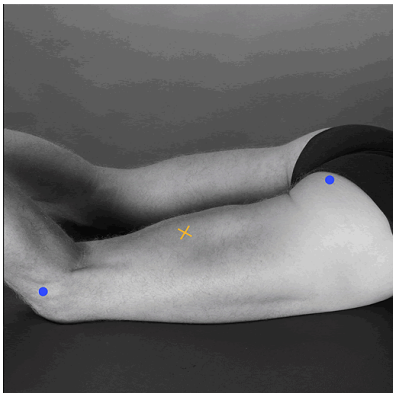


Ubicar al paciente en decúbito Prono.

Colocación de electrodos:

- Electrodos deben ubicarse en la mitad de una línea imaginaria entre las vértebras del sacro y el trocánter mayor.
- Deben ser orientados en la dirección de la línea de la espina ilíaca pósterio-superior a la mitad de la cara posterior del muslo.
- El electrodo de referencia debe ir en el proceso espinoso de C/ o alrededor de la muñeca o tobillo.

BÍCEPS FEMORAL



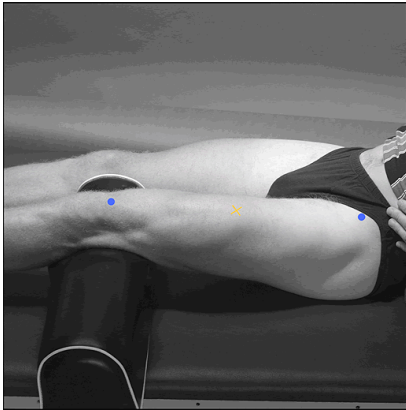
Ubicar al paciente decúbito prono con rodilla en flexión de 45°, muslo en ligera rotación externa y pierna en leve rotación externa en relación al muslo.

Colocación de electrodos:

- Los electrodos deben colocarse a la mitad de una línea imaginaria entre la tuberosidad isquiática y el platillo lateral de la tibia.

- Deben ser orientados en la dirección de la línea entre la tuberosidad isquiática y el platillo lateral de la tibia.
- El electrodo de referencia debe ir alrededor del tobillo o en el proceso espinoso de C7.

RECTO FEMORAL

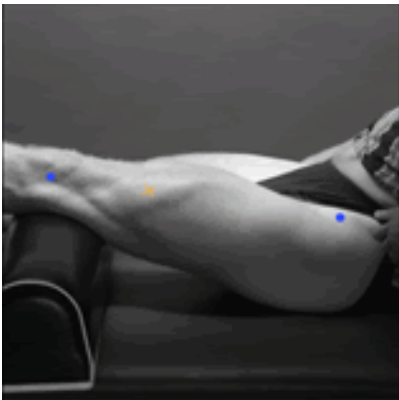


Ubicar al paciente en decúbito supino, con las rodillas en ligera flexión.

Colocación de electrodos:

- Los electrodos deben colocarse en la mitad de una línea imaginaria entre la espina ilíaca antero-superior y la parte superior de la rótula.
- Deben ser orientados en dirección de la línea entre la espina ilíaca antero-superior y la parte superior de la rótula.
- El electrodo de referencia debe ir alrededor del tobillo o en el proceso espinoso de C7.

VASTO LATERAL



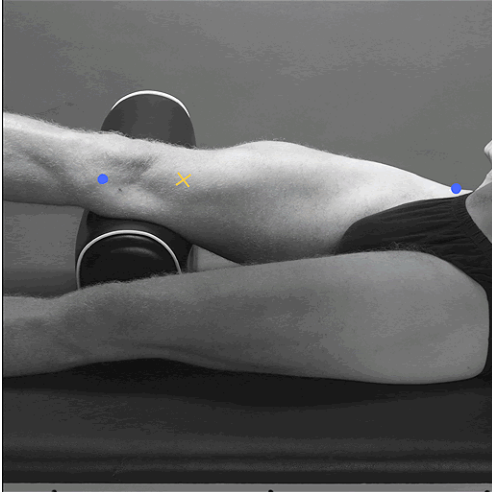
Ubicar al paciente sentado en una camilla con las rodillas en ligera flexión.

Colocación de electrodos:

- Los electrodos deben ser ubicados a 2/3 en una línea imaginaria desde la espina ilíaca antero-superior hacia el borde lateral de la patela.

- Deben ser orientados en la dirección de las fibras musculares.
- El electrodo de referencia debe ir alrededor del tobillo o en el proceso espinoso de C7.

VASTO MEDIAL



Ubicar al paciente sentado, con las rodillas en ligera flexión.

Colocación de electrodos

- Los electrodos deben ser ubicados en la línea entre la espina ilíaca antero-superior y el espacio articular delante del borde anterior del ligamento medial.
- Deben ser orientados casi perpendiculares a la línea antes descrita.
- El electrodo de referencia debe ir alrededor del tobillo o en el proceso espinoso de C7.

GASTROCNEMIO

Medial



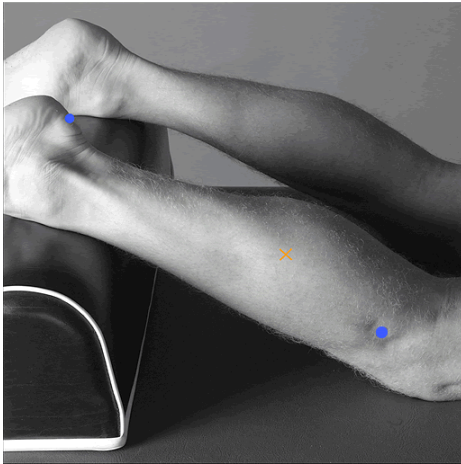
Ubicar al paciente en decúbito prono.

Colocación de electrodos:

- Los electrodos deben colocarse en el vientre más prominente del músculo.
- Deben ser orientados en la dirección de la pierna

- El electrodo de referencia debe ir alrededor del tobillo o en el proceso espinoso de C7.

Lateral



Ubicar al paciente en decúbito prono.

Colocación de los electrodos:

- Los electrodos deben colocarse en el tercio superior de una línea imaginaria entre la cabeza de la fíbula y el punto medio del talón.
- Deben ser orientados en dirección de la línea que une la cabeza de la fíbula y el talón.
- El electrodo de referencia va alrededor del tobillo o en el proceso espinoso de C7.

SOLEO



Ubicar al paciente en decúbito supino con la rodilla en 90° de flexión.

Colocación de electrodos:

- El electrodo debe ser ubicado a 2/3 de la línea desde el cóndilo medial de el fémur y el maléolo medial.
- Debe ser orientado en la dirección de la línea antes descrita.
- El electrodo de referencia debe ir alrededor del tobillo o en el proceso espinoso de C7.

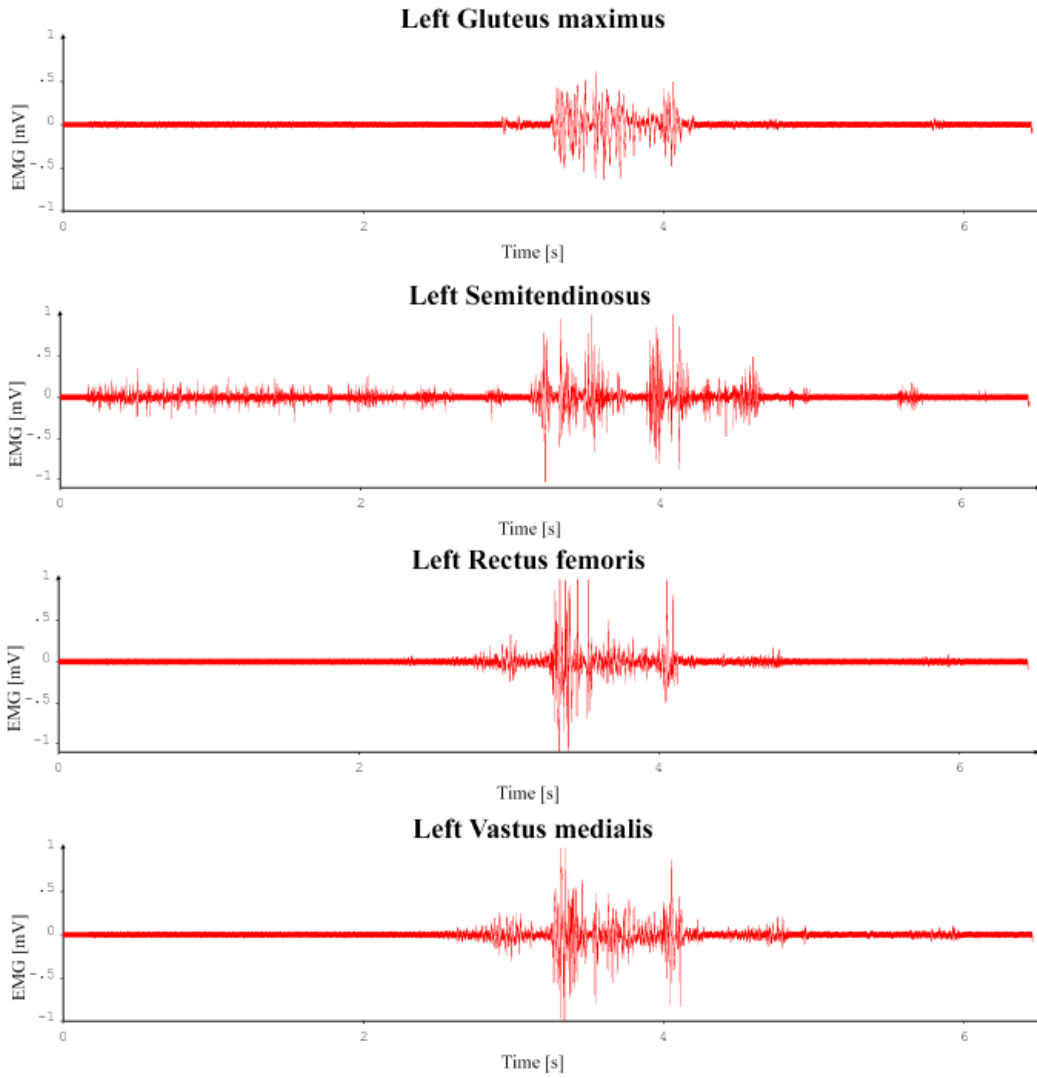
TABLA I

Tabla 1: Datos descriptivos de la población de estudio

Sujeto	Peso (kg)	Talla (mt)	IMC (kg/mt ²)
1	60	1,8	18,52
2	64	1,78	20,2
3	61	1,73	20,38
4	58	1,75	18,94
5	58	1,72	19,61
6	54	1,72	18,25
7	59	1,75	19,27
Promedio	59,14	1,75	19,31
Desv Estándar	3,078	0,03	0,8

La Tabla 1 muestra el peso, talla e IMC de cada sujeto de estudio y el promedio y desviación estándar de los datos.

IMAGEN 1



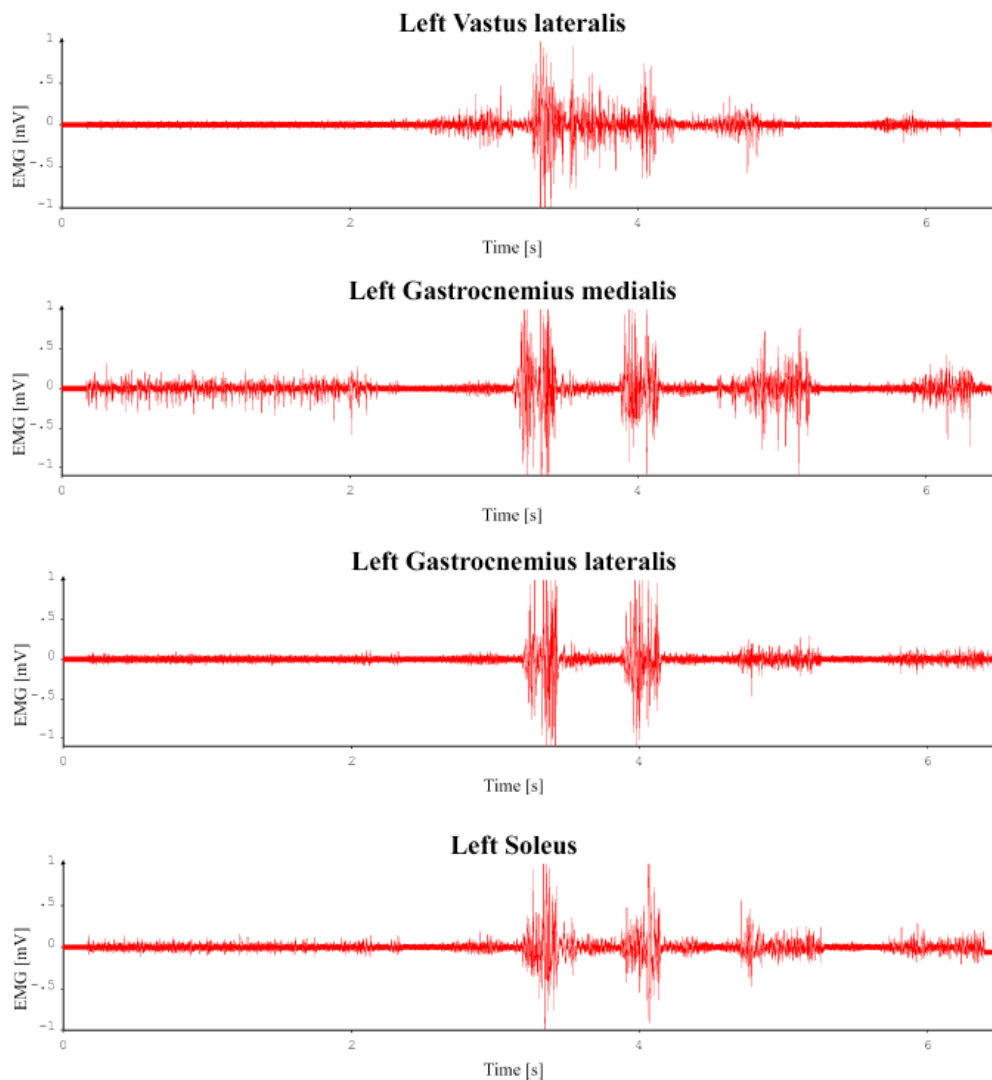


Imagen 1: Ejemplo de un sujeto en el que se muestra la actividad electromiográfica de cada músculo evaluado. De cada registro se tomó el segundo con menores valores de señal EMG, en milivolt, para obtener el promedio basal de la actividad muscular, y así poder determinar el tiempo de activación y luego el porcentaje de tiempo de activación.