

INSTITUTO UNIVERSITARIO ASOCIACIÓN CRISTIANA DE JÓVENES

LICENCIATURA EN EDUCACIÓN FÍSICA, RECREACIÓN Y DEPORTE

**EVALUACIÓN DE LA SECUENCIA PROXIMAL-DISTAL EN
EL SQUAT JUMP A TRAVÉS DE LA ACCIÓN DE LAS
FIBRAS RÁPIDAS Y RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES**

Trabajo Final de grado presentado al Instituto
Universitario Asociación Cristiana de Jóvenes
Como parte de los requisitos para la
obtención del Diploma de Graduación en la
Licenciatura en Educación Física, Recreación
y Deporte

Tutor: Gabriel Fábrica

DIEGO DOMÍNGUEZ

NATALIA ODACIO

MONTEVIDEO

2015

RESUMEN

En este estudio se investiga la coordinación muscular y de los segmentos de miembros inferiores en saltos verticales sin contramovimiento partiendo de dos posiciones diferentes. Para ello se registraron las actividades eléctricas del Recto Femoral, Vasto Lateral y Gastrocnemio Medial y se evaluó el movimiento articular de cadera, rodilla y tobillo a partir de una reconstrucción tridimensional del movimiento en una población de 7 deportistas. La coordinación muscular fue estimada a partir de la secuencia de participación de las fibras rápidas utilizando un método experimental recientemente aplicado al estudio de saltos. Los valores obtenidos en cada tipo de salto fueron comparados a través de un test de "t" de medidas pareadas. Los resultados mostraron que la altura del salto se ve afectada por la posición inicial de partida. Existe una mayor velocidad angular en rodilla y tobillo que en cadera que se puede interpretar como reflejo de la necesidad de transmitir la potencia en sentido proximal-distal. Se dió un descenso en las velocidades angulares de las articulaciones más proximales al disminuir el rango de variación angular en rodilla. La secuencia de picos de actividad de las fibras rápidas fue consistente con las secuencias articulares observadas en cada salto y apoyan la idea de que si cambia la coordinación muscular en un *Squat Jump* (SJ) se puede lograr la misma performance partiendo de diferentes posiciones.

Palabras clave: Coordinación. Fibras rápidas. Salto vertical. Electromiografía.

1. INTRODUCCIÓN

Los saltos verticales cumplen un rol fundamental en el entrenamiento de los deportistas (VERKHOSHANSKY; 2003) y son habitualmente considerados para la evaluación de los procesos de entrenamiento (BOSCO; 2000). De hecho, los test de saltos verticales constituyen una forma bastante difundida de evaluar la potencia y diferentes manifestaciones de la fuerza muscular de miembros inferiores (BOSCO 1990; BOSCO 1994; BOSCO 2000). Por otra parte, los saltos verticales son comúnmente utilizados como modelo de estudio en investigaciones básicas que pretenden aportar conocimiento en relación a diversos aspectos de la mecánica muscular (HERZOG, 2000).

Uno de los saltos más analizados en los estudios que presenta la bibliografía es el *Squat Jump* (SJ). En este salto se trata de elevar el centro de gravedad sin efectuar un contramovimiento previo durante el tiempo de impulso. En general se parte de una flexión de rodillas de 90° con el tronco en disposición vertical sin un adelantamiento excesivo (JIMÉNEZ; CUADRADO; GONZÁLEZ, 2010). En las evaluaciones, “la altura alcanzada durante el SJ refleja la capacidad de fuerza explosiva aplicada a su propia masa corporal, así como la capacidad de reclutamiento y expresión elevada de fibras rápidas (FT)” (GONZALEZ; GOROSITAGA, 2002, p. 267). No obstante, la altura alcanzada en un SJ depende de muchos factores interrelacionados y hasta el momento no está claro en qué grado influye cada uno de ellos. Entre los factores que intervienen en la altura de dicho salto, Bosco (2000) destaca los cambios en la frecuencia de los impulsos nerviosos que llegan a los músculos, el tipo de fibra muscular que participa y las condiciones fisiológicas en las que se encuentran las fibras antes de que sea desarrollada la fuerza explosiva.

Otro de los aspectos que ha despertado interés en relación al SJ como modelo de estudio, es el análisis de las estrategias de control muscular que tienen lugar durante movimientos explosivos. Bobbert *et al.*, (2008), establecieron que la variación de la posición inicial en el SJ no lleva a cambios significativos en la secuencia de acción muscular, aunque los diferentes ángulos de las articulaciones de tren inferior en la partida del mismo pueden determinar cambios significativos en la condición fisiológica de las fibras en algunos músculos, ya que la capacidad de la fuerza activa depende de la longitud muscular (HERZOG, 2000). Una explicación simple sobre la forma en que varía la capacidad de desarrollar fuerza muscular cuando el musculo trabaja a diferentes longitudes o desarrolla diferentes rangos de estiramiento se puede encontrar en (FRUMENTO, 1995).

Para observar la secuencia de las acciones musculares durante una tarea motora es imprescindible registrar la actividad de los músculos a través de electromiografía de superficie (EMGs) (DE LUCA, 1997). A partir de dichos registros es posible determinar qué músculos participan en una determinada actividad, con qué intensidad lo hacen y la

coordinación temporal de su participación. No obstante, las técnicas utilizadas para el procesamiento de las señales que han permitido estudiar la secuencia de acción muscular y así evaluar las estrategias de control en saltos verticales como el SJ, se basan en un análisis temporal de las señales que cuenta aún con varias limitantes (DE SA FERREIRA; SILVA, F; SILVA, J 2010).

Tanto el trabajo de Bobbert *et al.* (2008), como otros semejantes Rodacki, Fowler y Bennett, (2001; 2002), analizaron la secuencia de activación en saltos verticales realizando un análisis temporal de la señal electromiográfica para establecer en qué momento los músculos comienzan a tener una participación importante para la tarea. Habitualmente el criterio es considerar que un músculo comienza a activarse cuando la intensidad de la señal alcanza un 20% del máximo (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002). Los resultados obtenidos en base a este criterio han llevado a posiciones encontradas con respecto a si es posible ajustar el control, es decir coordinar diferente las acciones musculares cuando un SJ se realiza en diferentes condiciones de capacidad de fuerza muscular.

Un criterio para analizar la secuencia de acción muscular que sea coherente con una de las formas en que el Sistema Nervioso regula la capacidad de fuerza en el SJ sería establecer la secuencia de activación en función de los picos de participación de las fibras de contracción rápida (FT) (PEQUERA *et al.*, 2014). El análisis de la secuencia de activación muscular a partir de la secuencia de activación de las fibras de las FT durante un SJ podría contribuir a estimar la importancia de dos de los factores destacados en Bosco (2000), a saber: los cambios en la frecuencia de los impulsos nerviosos que llegan a los músculos y el tipo de fibra muscular que participa predominantemente en cada momento. Si estas evaluaciones son realizadas en SJ en los que se parte de diferentes disposiciones angulares de rodilla, se podría además discutir sobre la importancia de los cambios en las condiciones fisiológicas en las que se encuentran las fibras antes de que sea desarrollada la fuerza explosiva.

Por otra parte, el efecto de las acciones musculares se puede visualizar a través de la cuantificación del movimiento de los segmentos corporales a partir de la reconstrucción de imágenes de video, técnica conocida como cinemetría. Durante los análisis de saltos los segmentos habitualmente considerados son los de miembros inferiores y el análisis de la coordinación se realiza en base a los ángulos articulares de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002; ZANDWIJK; BOBBERT, 1999). Específicamente se ha estudiado el momento en que comienza el movimiento y los picos de velocidad angular de esas tres articulaciones, además de los tiempos relativos en que ocurren esos picos de velocidad. El conjunto de trabajos que han analizado el movimiento de miembros inferiores durante un SJ mediante cinemetría permiten asumir la existencia de una secuencia proximal-distal para este gesto.

Además, estudios realizados con modelos teóricos, indican que esa secuencia está determinada por una acción muscular proximal distal (BOBBERT; CASIUS; KISTEMAKER, 2013). No obstante, no ha sido posible hasta el momento establecer experimentalmente relaciones claras entre las acciones musculares que controlan el salto y la secuencia de movimiento a nivel de las articulaciones de miembros inferiores. Por otra parte, la bibliografía no presenta estudios en los que se evalúe la coordinación en base a la participación de las FT y su relación con el análisis de la secuencia articular.

En este estudio se presenta un análisis de la coordinación muscular y de segmentos de miembros inferiores en SJ en los que se parte desde dos diferentes grados de flexión de rodilla. El estudio fue realizado mediante la determinación de la secuencia de participación de las FT utilizando un método experimental recientemente aplicado al estudio de saltos y la cuantificación del movimiento a través de diversos parámetros angulares de cadera, rodilla y tobillo durante la fase de impulso.

2. METODOLOGÍA

2.1. Muestra

Participaron de este estudio una población de siete deportistas de sexo masculino (edad $23,1 \pm 2,2$ años, altura $1,80 \pm 0,02$ m, masa corporal $73,4 \pm 3,3$ kg) con experiencia previa en test de saltos verticales y sin antecedentes de lesiones en los últimos seis meses. Todos ellos fueron informados sobre los objetivos del mismo y posteriormente firmaron un consentimiento informado, previamente aprobado por el Comité de Ética del Hospital de Clínicas.

2.2. Protocolo experimental

La colecta de datos fue realizada en la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana, Departamento de Biofísica, Hospital de Clínicas, Facultad de Medicina. Una vez preparados, se les explicó a los participantes la tarea a realizar y le fueron colocados a cada individuo 40 marcadores reflexivos sobre referencias anatómicas externas preestablecidas a los efectos de utilizar un modelo de cuerpo completo, para analizar el movimiento mediante un sistema de reconstrucción 3D. La implementación de dicho modelo requirió además del registro de una serie de medidas antropométricas.

Posteriormente se le colocaron a cada individuo electrodos de registro en los músculos Vasto Lateral (VL), Recto Femoral (RF) y Gastrocnemio Medial (GL) según se establece en (HERMENS; FRERIKS, 2000). Se analizaron únicamente los músculos de la pierna más utilizada en el impulso.

Durante los experimentos, cada sujeto fue instruido para realizar un total de 10 saltos de tipo SJ buscando alcanzar la máxima altura posible, 5 de ellos partiendo de 90° de ángulo de rodilla (SJ) y 5 partiendo de 135° de ángulo de rodilla (SJm). Los saltos se alternaron entre un tipo y el otro, con un descanso de 1 minuto entre cada ejecución a los efectos de realizar el gesto sin presencia de fatiga.

La técnica del salto fue controlada por cámaras de video ubicadas de manera que registren el plano sagital de los individuos y la captura de imágenes para el estudio se realizó con 8 cámaras sincronizadas a una frecuencia de 200 cuadros por segundo. La actividad electromiográfica de los tres músculos de miembros inferiores se registró con un electromiógrafo Trigno Wireless systems (DELSYS®) a una frecuencia de 2000 Hz.

2.3. Procesamiento de los datos cinemáticos

Las variables espacio-temporales de interés para este estudio se determinaron directamente utilizando las herramientas disponibles en el sistema Nexus 1.8.5.61009h (Vicon Motion Systems). La altura máxima del salto (H) fue determinada directamente del valor máximo de la componente vertical de posición del centro de masa del cuerpo. Posteriormente se determinaron de las curvas de ángulos y velocidades angulares en el plano sagital las siguientes variables espacio-temporales:

-TIC: Tiempo de inicio del movimiento de extensión de cadera.

-TIR: Tiempo de inicio del movimiento de extensión en rodilla.

-TIT: Tiempo de inicio de la flexión plantar en el tobillo.

-PVR: Pico de velocidad angular en rodilla

-PVC: Pico de velocidad angular en cadera

-PVT: Pico de velocidad angular en tobillo

Todos los tiempos fueron calculados en relación al instante de despegue, el cual fue determinado considerando la curva de aceleración vertical del centro de masa. Se consideró como momento de despegue el instante en que el valor de aceleración vertical del centro de masa es igual al valor de la aceleración gravitatoria (9,81 m/s²).

2.4. Procesamiento de los datos electromiográficos

Las señales brutas adquiridas con el electromiógrafo fueron filtradas utilizando un filtro digital *Butterworth* pasa alto de tercer orden con una frecuencia de corte de 20 Hz.

El sistema para analizar la evolución de los componentes espectrales de la señal fue el propuesto por (PEQUERA, 2015). El proceso consistió en utilizar una rutina implementada en Matlab R2007b® (*Mathworks, Inc.*) donde se aplica la transformada rápida de Fourier (FFT) a un segmento de señal de 3 segundos, mientras que la STFT se limitó a 50 ms (100 puntos a 2 kHz de tasa de muestreo). La señal se multiplicó por una ventana Hamming

centrada en el tiempo deseado. Después de cada cálculo la ventana se trasladó 5 ms (10 puntos) y el proceso fue repetido. La superposición entre ventanas consecutivas con este sistema es de 90%. La figura 1 muestra la secuencia del proceso realizado.

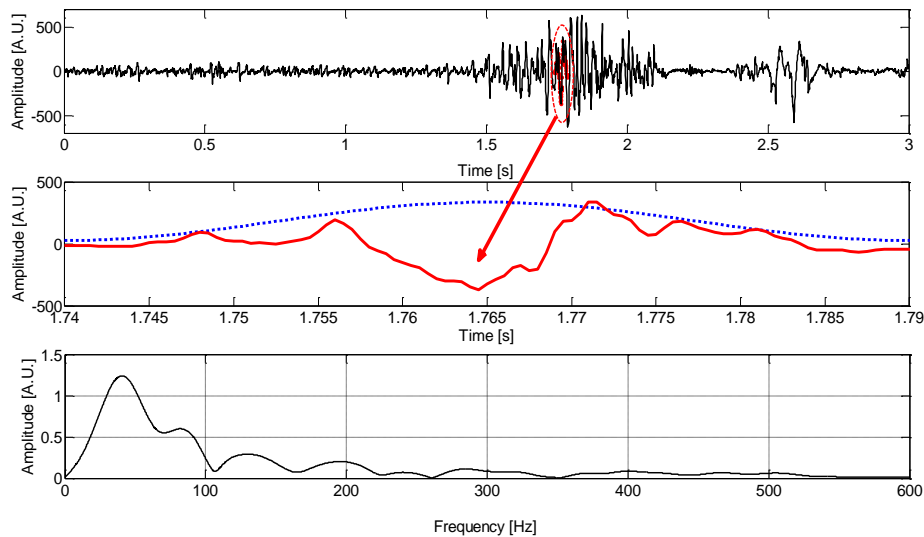


Figura 1: Arriba, señal bruta asociada a la actividad de uno de los músculos estudiados. En la zona media, detalle de la ventana seleccionada para aplicar la FFT (rojo) y su ventana Hamming asociada (punteado azul). Abajo, espectro asociado con la ventana analizada. Fuente: Elaboración propia.

El espectro de frecuencias fue dividido en bandas siguiendo el mismo criterio que se describe en (PEQUERA *et al.*, 2014; PEQUERA, 2015). Como el SJ es un movimiento explosivo, se consideró que los picos dentro del rango de frecuencias de 125 Hz a 500 Hz representan una actividad significativa para la ejecución del salto, ya que ese rango se asocia con la acción de las FT (PEQUERA, 2015). El rango fue dividido en las tres bandas que se han considerado hasta el momento en la bibliografía para analizar la acción de FT: 125-400 Hz, 200-400 Hz y 300-500 Hz, (WAKELING *et al.*, 2002; HODSON; WAKELING, 2007; LEE *et al.*, 2011).

La secuencia de actividad muscular se analizó restando el tiempo entre los picos del músculo más distal respecto del más proximal para cada una de las tres bandas de frecuencia consideradas. De esta manera las variables electromiográficas contempladas en este estudio fueron:

- TGM-VL Diferencia temporal del momento en que se da el pico de activación del vasto lateral en relación al del gastrocnemio medial.
- TGM-RF Diferencia temporal del momento en que se da el pico de activación del recto femoral en relación al del gastrocnemio medial.

- TVL- RF Diferencia temporal del momento en que se da el pico de activación del recto femoral en relación al del vasto lateral.

2.5. Análisis estadísticos

Los datos fueron comparados utilizando el programa SPSS Statistics 17.0. En primera instancia se contrastó la normalidad de los datos mediante el test de Shapiro Wilk. Se seleccionó este test por ser uno de los más potentes para muestras pequeñas (SHAPIRO, 1965).

Posteriormente se realizó un análisis exploratorio de datos utilizando el individuo como factor y se compararon los valores obtenidos en cada salto para todas las variables obtenidas mediante test de t dependiente para muestras apareadas con los valores medios de cada individuo, rechazándose la hipótesis nula de que las medias de valores obtenidos de cada variable para cada salto son iguales cuando $p \leq 0,05$.

3. RESULTADOS

La tabla 1 muestra los valores de alturas alcanzadas en cada tipo de salto por cada uno de los 7 individuos analizados así como los valores totales. La comparación mediante el test de t determinó la existencia de diferencias significativas en la performance de cada salto ($p \leq 0,05$).

Tabla 1: Resultados de las alturas alcanzadas en los SJ realizados partiendo de diferentes valores angulares de rodilla. Fuente: Elaboración propia.

individuo	Altura del SJ (media±S.D)	Altura del SJm (media±S.D)
1	29,76±0,33	20,22±0,86
2	30,30±0,35	20,74±0,91
3	28,72±0,35	19,40±0,84
4	30,18±0,41	20,60±0,93
5	30,94±0,48	21,48±0,53
6	29,68±0,37	20,22±0,86
7	28,36±0,19	19,48±0,81
Total	29,71±0,9	20,31±0,73

La tabla 2 presenta los valores de inicio de movimiento articular relativos al instante de despegue. Las columnas intercaladas reflejan la secuencia de movimiento en cada salto. En el SJ el mayor valor de tiempo relativo correspondió a la rodilla seguido de cadera y

finalmente tobillo (valores medios totales y por individuo). En el caso del SJm se dio un cambio de secuencia siendo la cadera seguida de la rodilla y el tobillo que presentaron una diferencia promedio de 0,010 s.

Tabla 2: Resultados de los momentos de inicio de movimiento articular en el plano sagital obtenidos para los SJ y SJm. Cada variable presento diferencias significativas ($p \leq 0,05$) al comparar los valores obtenidos en cada tipo de salto. Fuente: Elaboración propia.

Individuo	TICSJ	TICSJm	TIRSJ	TIRSJm	TITSJ	TITSJm
1	0,28±0,03	0,17±0,01	0,42±0,02	0,08±0,00	0,15±0,03	0,07±0,00
2	0,28±0,02	0,17±0,01	0,42±0,02	0,09±0,02	0,14±0,02	0,08±0,00
3	0,30±0,16	0,17±0,00	0,43±0,01	0,08±0,00	0,15±0,02	0,07±0,00
4	0,28±0,02	0,17±0,01	0,42±0,02	0,09±0,00	0,18±0,03	0,07±0,00
5	0,28±0,02	0,16±0,00	0,42±0,00	0,09±0,00	0,15±0,02	0,07±0,00
6	0,30±0,02	0,17±0,01	0,41±0,02	0,08±0,00	0,16±0,03	0,07±0,00
7	0,26±0,01	0,16±0,00	0,40±0,00	0,08±0,00	0,012±0,01	0,08±0,00
2						
total	0,29±0,01	0,16±0,00	0,42±0,01	0,08±0,00	0,15±0,01	0,07±0,001

La tabla 3 muestra los valores obtenidos para los picos de velocidad angular de las tres articulaciones de miembros inferiores. Se encontraron diferencias significativas para los valores de articulación de cadera y rodilla ($p \leq 0,05$) y no se observaron diferencias para el caso del tobillo ($p = 0,11$).

Tabla 3: Resultados de los valores máximos de velocidad angular en el plano sagital obtenidos durante el impulso para los SJ partiendo de diferentes valores angulares de rodilla (90° y 135°). Todos los valores se presentan en radianes. Fuente: Elaboración propia.

individuo	PVCSJ	PV±CSJm	PVRSJ	PVRSJm	PVTSJ	PVTSJm
1	9,44±0,07	7,57±0,10	13,57±0,06	12,12±0,015	11,47±0,04	11,19±0,11
2	9,41±0,07	7,53±0,10	13,47±0,09	12,36±0,002	11,73±0,04	11,15±0,13
3	9,48±0,05	7,50±0,11	13,55±0,06	12,27±0,018	11,52±0,06	10,98±0,13
4	9,51±0,06	7,54±0,09	13,61±0,07	12,06±0,17	11,43±0,05	11,11±0,17
5	9,41±0,04	7,47±0,09	13,49±0,005	12,15±0,12	11,52±0,10	11,15±0,05
6	9,31±0,06	7,40±0,05	13,52±0,005	12,40±0,09	11,63±0,06	11,11±0,18
7	9,38±0,05	7,52±0,08	13,58±0,006	12,00±0,13	11,44±0,07	11,13±0,05
total	9,42±0,14	7,50±0,13	13,54±0,14	12,2±0,31	11,54±0,16	11,12±0,27

Las figuras 2 y 3 presentan las diferencias en los tiempos de activación muscular evaluados a través de los picos de participación de las FT calculados con los valores medios de diferencias para cada individuo en el SJ y SJm, respectivamente. Se encontró que existen

diferencias significativas en las relaciones de acción para VL-RF y GM-VL, no verificándose diferencias entre GM y RF ($p=0,42$).

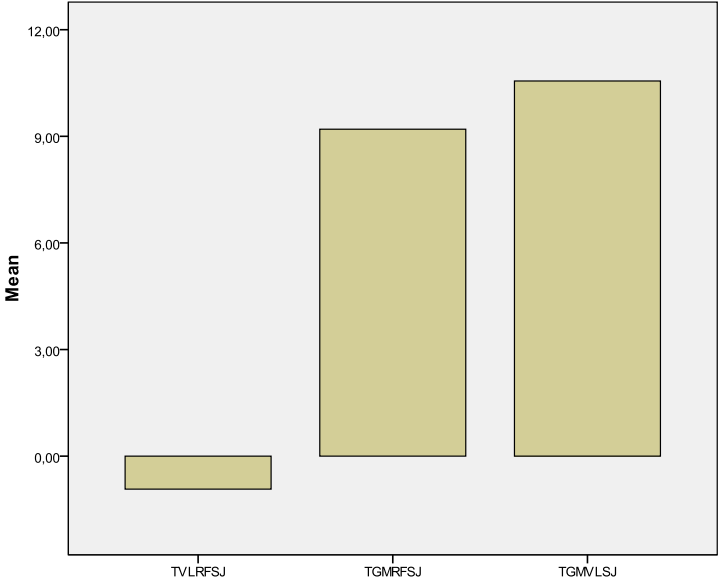


Figura 2: Diferencias de picos de activacion de FT obtenidos durante el SJ. Los valores medios están expresados en milisegundos. Fuente: Elaboración propia.

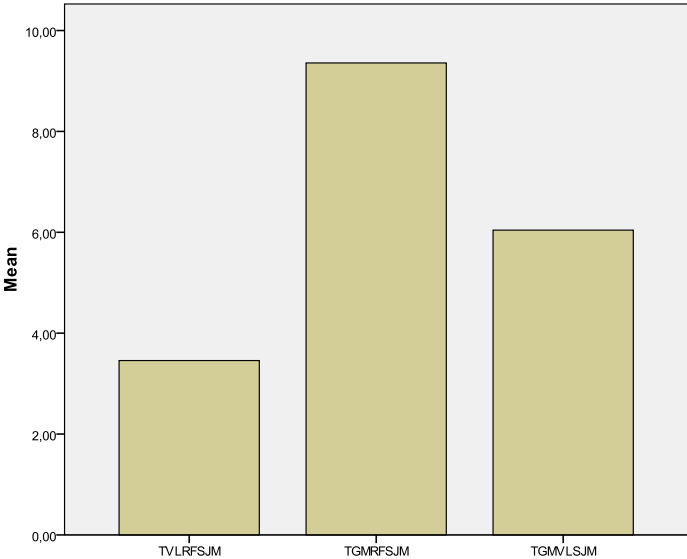


Figura 3: Diferencias de picos de activacion de FT obtenidos durante el SJm Los valores medios están expresados en milisegundos. Fuente: Elaboración propia.

4. DISCUSIÓN

En el presente estudio se buscó analizar la secuencia proximal-distal en dos situaciones diferentes de partida en el SJ, a los efectos de observar lo que ocurre cuando la capacidad de generar fuerza de los músculos cambia con el rango de estiramiento.

La altura alcanzada por el centro de masa para cada salto fue diferente, siendo la diferencia en términos medios de 9,4 cm. Este valor fue semejante al reportado por Bobbert *et al.*, (2008) que en un estudio similar encontraron una diferencia de más de 7 cm. Esta disparidad en la performance puede deberse a una falta de coordinación o a una disminución del tiempo de apoyo que podría determinar que los músculos no alcancen su máximo estado activo para desarrollar fuerza y generar trabajo, como fue establecido en (BOBBERT; CASSIUS; KISTEMAKERS, 2013). Además de ese factor, al partir de distintos grados de extensión de rodilla la longitud muscular (principalmente de los extensores de pierna) cambia y “por tanto” la capacidad de desarrollar fuerza trabajo y potencia de esos músculos podría variar (FRUMENTO 1995; PANDY; FINNI, 1990).

El análisis de los valores angulares de las articulaciones de los miembros inferiores refleja una secuencia de movimiento rodilla, cadera, tobillo en el SJ. Este resultado en principio parece ir en contra de la existencia de una secuencia proximal- distal como establecen varios antecedentes (BOBBERT, CASSIUS; KISTEMAKERS 2013). No obstante, esto puede deberse a la presencia de un pequeño contrabalanceo que no fue posible evitar. En los SJm, la secuencia proximal-distal se aprecia con claridad, este resultado conduce a pensar que cuando los extensores de pierna están más extendidos, el contrabalanceo resulta más controlable. Al cambiar el valor angular de partida, la comparación reflejó diferencias significativas ($p < 0,05$) para todas las articulaciones, Esto es esperable si se asume que el tiempo de contacto cambió en cada salto debido a la diferente excursión angular. Nosotros no analizamos el tiempo de contacto en cada salto, lo que constituye una limitante del presente estudio, ya que la comparación de los valores de inicio de movimiento articular corregidos por el tiempo de impulso hubiera permitido un análisis más claro de los cambios en la secuencia.

Dado que la potencia depende directamente de la velocidad angular Bobbert, Cassius y Kistemakers (2013) y que los valores angulares de velocidad de rodilla y tobillo resultaron mayores que los de cadera, este resultado se puede considerar consistente con el hecho de que para lograr un buen salto vertical, se debe transmitir la potencia en sentido proximal-distal a través de las articulaciones. La tendencia general observada muestra que al modificar la posición inicial del salto se presenta una pequeña caída en los valores de velocidades angulares. La magnitud de los cambios fue semejante para las articulaciones de cadera y rodilla, que cayeron significativamente al disminuir el ángulo de flexión de rodilla en

la posición inicial. El tobillo “por su parte” mantuvo sin cambios su velocidad máxima de extensión ($p=0,11$). Esto puede marcar la importancia de la acción extensora de los flexores plantares en dicho gesto y también sugiere que la diferencia de alturas alcanzadas en cada salto puede estar asociada con lo que ocurre en cadera y rodilla. Si esto último es así, entonces se podría esperar que “de los músculos estudiados” el VL y RF resulten determinantes y los resultados de los análisis electromiográficos deberían de ser concordantes con ello.

El análisis de la secuencia de activación no reflejó una activación muscular proximal-distal en ninguno de los rangos de frecuencia considerados para ninguna de las dos condiciones. No obstante, el análisis de la acción de un mismo tipo de fibra en diferentes músculos no necesariamente debe reflejarse en el mismo rango de frecuencia (PEQUERA, 2015). Diferencias en la proporción de los tipos de fibras de los tres músculos analizados podrían determinar que su comportamiento fuera diferente. Por tal motivo y contemplando que la composición muscular varía también en función de cada individuo, es probable que no exista un único rango de frecuencia común a todos los músculos y a todos los individuos.

Asumiendo una secuencia proximal distal, el orden de activación de los músculos analizados debería ser RF, VL y GM. El rango de frecuencias que mostró una participación tardía para el GM en los SJm fue el de 200 a 400 Hz y el rango de frecuencia que mostró una participación temprana de RF y VL fue de 300 a 500 Hz.

En los SJ se deberían esperar cambios en las acciones musculares asociados a la acción temprana de la rodilla. Considerando los mismos rangos de frecuencia que reflejan una secuencia de acción muscular proximal-distal en el SJm, para el SJ la acción muscular fue VL-RF y GM. Esto es consistente con lo secuencia de acción de movimiento observada para dicho salto.

En términos generales, los resultados obtenidos del análisis electromiográfico son coherentes con lo establecido en (BOBBERT; CASSIUS; KISTEMAKERS, 2013), quienes utilizando un modelo teórico plantearon que si cambian los inicios de activación muscular se puede lograr la misma performance desde diferentes posiciones iniciales en el SJ.

4. CONCLUSIONES

La altura del salto se ve afectada por la posición inicial de partida.

La presencia de una mayor velocidad angular en rodilla y tobillo que en cadera, se puede interpretar como reflejo de la necesidad de transmitir la potencia en sentido proximal-distal.

La secuencia de FT fue consistente con las secuencias articulares observadas en cada salto.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BOSCO, C. **Aspetti fisiologici della preparazione física del calciatore**. Roma: Società Stampa Sportiva. 1990. 184 p.

BOSCO, C. **La valoración de la fuerza con el test de Bosco**. Barcelona: Editorial Paidotribo. 1994. 190 p.

BOSCO, C. **La fuerza muscular: Aspectos metodológicos**. Barcelona: INDE. 2000. 368 p.

BOBBERT, M *et al.* Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. **Journal of Applied Physiology**, n 105(5), p 1428- 1440, 2008.

BOBBERT, M; CASIUS, L; KISTEMAKER, T. Humans make near-optimal adjustments of control to initial body configuration in vertical squat jumping. **Journal of Neuroscience**, n 237, p 232- 242, 2013.

DE LUCA, C. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Appl Biomech**, n 13, p 135-163, 1997.

DE SA FERREIRA, A; SILVA, F; SILVA, J. Aspectos metodológicos da Eletromiografia de superfície. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, Brasil, n 31(2), p 11-27, 2010.

FRUMENTO A. **Biofísica**. Tercera edición. Madrid, Mosby. 1995. 599 p.

FURMENTO, A; PANDY, M; FINNI, S. An optimal control model for maximum- height human jumping. **Journal of Biomechanics**, n 23(12), p 1185- 1198, 1990.

GONZALEZ, J; GOROSITAGA, E. **Fundamento del entrenamiento de la fuerza: Aplicación al alto rendimiento deportivo**. 3. ed. Barcelona: INDE. 2002. 321 p.

GONZALEZ, J; JIMENEZ, V; CUADRADO, P. Análisis de variables medidas en salto vertical relacionadas con el rendimiento deportivo y su aplicación al entrenamiento. **Revistas Científicas de América Latina y el Caribe**, España y Portugal, n 6 (17), 1696-5043, 2010.

HERZOG, W. **Skeletal Muscle Mechanics: From Mechanisms to Function**. New York: John Wiley & Sons, Ltd. 2000. 365 p.

HERMENS, M.J.; FRERIKS, B. Development of recommendations for EMG sensors and sensor placement procedures. **J. Electromyogr. Kinesiol.** n 5, p. 361-364, 2000.

HODSON-TOLE, E. F; WAKELING, J. M. Variations in motor unit recruitment patterns occur within and between muscles in the running rat (*Rattus norvegicus*). **Journal of Experimental Biology**, n 210(13), p 2333- 2345, 2007.

LEE, S *et al.* EMG analysis tuned for determining the timing and level of activation in different motor units. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n 21(4), p 557-565, 2011.

PEQUERA, G. et al. Frequency Domain Methodology to Analyze Muscle Activation Sequences during Explosive Movements. **Biomedical Engineering Conference University of Concepcion**, Chile, 2014.

PEQUERA, G. **Análisis tiempo-frecuencia de la señal de EMG en movimientos explosivos**: estudio de la coordinación en el salto vertical. 2015. 210 p. Tesis de Maestría por el Programa de Desarrollo de las Ciencias Básicas (PEDECIBA). PEDECIBA BIOLOGÍA Sub-área: Biofísica, Montevideo, 2015.

RODACKI, A; FOWLER, N; BENNETT, S. Multi-segment coordination: fatigue effects. **Med. Sci. Sports Exer.** n. 33, p. 1157-1167. 2001.

RODACKI, A; FOWLER, N; BENNETT, S. Vertical Jump coordination: fatigue effects. **Medicine and science in sport and exercise.** n 34(1), p 105- 116, 2002.

SHAPIRO, SS; WILK, MB. An analysis of variance test for normality (complete samples). **Biometrika**, n 52 (3-4), p 591-611, 1965.

VERKHOSHANSKY, Y. **Todo sobre el método pliométrico**. 2. Ed. Barcelona: Paidotribo. 2003. p 192.

WAKELING, D. et al. Determining patterns of motor recruitment during locomotion. **Journal of Experimental Biology**, n 205(3), p 359-369, 2002.

ZANDWIJK, V; BOBBERT, M. Sensitivity of vertical jumping performance to changes in muscle stimulation onset times: a simulation study. **Biological Cybernetics**. n 81(2), p 101-108, 1999.