

**INSTITUTO UNIVERSITARIO ASOCIACIÓN CRISTIANA DE JÓVENES
LICENCIATURA EN EDUCACIÓN FÍSICA, RECREACIÓN Y DEPORTE**

**ESTUDIO DE LA COORDINACIÓN DE LOS SEGMENTOS DE
MIEMBROS INFERIORES Y LA ALTURA ALCANZADA EN
SALTOS VERTICALES CON DIFERENTE GRADO DE
CONTRAMOVIMIENTO.**

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

**ANDRES ALMIRON
GUILLERMO ALVEZ**

**MONTEVIDEO
2015**

RESUMEN

En este estudio se cuantifican y comparan las secuencias de acción de cadera rodilla y tobillo y la performance durante saltos con contramovimiento en los que se realizan diferentes rangos de movimiento. Diez deportistas realizaron cinco saltos con contramovimiento máximos y cinco sub-máximos y se realizó una reconstrucción 3D de los movimientos. Se analizó el desplazamiento vertical del centro de masa, los tiempos de contacto, momentos de inicios de movimiento articulares de cadera, rodilla y tobillo, los picos de velocidades articulares y la energía cinética en el instante del despegue. Se encontró que es posible lograr la misma performance con un rango de contramovimiento y tiempo de contacto total menor. Además los tiempos de descenso y ascenso del centro de masa durante el apoyo cambiaron su duración relativa al disminuir el grado de contramovimiento aunque la secuencia articular se mantuvo. En base a esos resultados y considerando datos tomados de la bibliografía se sugiere que la potencia a nivel de rodilla es determinante en ambos saltos pero que esta puede ser alcanzada con diferentes estrategias de acción muscular.

Palabras clave: Coordinación. Miembros inferiores. Saltos

INTRODUCCIÓN

La altura máxima alcanzada por el centro de masa (CM) durante un salto vertical va a depender de la energía total que este punto tenga en el instante del despegue (FERRARO; FABRICA, 2012). Esta energía total es la suma de la energía potencial gravitatoria (asociada con la altura de despegue) y la energía cinética (asociada con la velocidad de despegue). Según lo que se discute en varios antecedentes tanto la altura como la velocidad del CM dependerán de la secuencia articular (coordinación) a nivel de miembros inferiores durante el apoyo (RODACKI, FOWLER Y BENNETT, 2001; 2002; BOBBERT; CASIUS, 2008).

En un trabajo de Bobbert y Casius (2008), donde se estudiaron saltos verticales de tipo *Squat jump* (SJ) partiendo desde diferentes alturas del CM se encontró que no existen diferencias importantes en la secuencia de movimiento al cambiar la posición inicial del cuerpo. En un estudio más reciente de Bobbert; Casius y Kistemaker (2013) variando la configuración inicial del cuerpo confirman la idea que la secuencia de movimiento articular no se ve significativamente alterada al variar la posición de las articulaciones, pero la literatura no presenta estudios semejantes para saltos con contramovimiento como el *Counter Movement Jump* (CMJ).

Este tipo de salto representa mayor interés porque su técnica de ejecución se asemeja más a lo que ocurre en un movimiento durante una situación deportiva (BOSCO, 1994; 2000). La fase de trabajo negativo que existe en un CMJ, es decir el tiempo que el CM se desplaza hacia abajo, lleva a que algunos grupos musculares tengan un estiramiento previo a su acción concéntrica. Ese pre-estiramiento determina cambios en la capacidad de ejercer fuerza muscular. Estos cambios han sido asociados con diferentes factores, una buena explicación al respecto se puede encontrar en HERZOG, (2000). De esta manera el análisis de la secuencia de movimiento articular y la energética del CM durante CMJs con diferente trabajo mecánico negativo puede aportar datos de interés en relación con los factores que influyen en el desarrollo de fuerza en movimientos con ciclo de estiramiento-acortamiento.

El análisis del movimiento articular requiere de un estudio en base a la reconstrucción de imágenes (RODACKI, FOWLER Y BENNETT, 2001; 2002; BOBBERT; CASIUS, 2008; BOBBERT ,2001). Los resultados de trabajos donde se realiza este tipo de análisis en general han establecido que en los saltos verticales existe una secuencia proximal-distal que responde a una secuencia de acciones musculares en ese mismo sentido (RODACKI, FOWLER Y BENNETT, 2001; 2002; BOBBERT; CASIUS, 2008;

BOBBERT, 2001). Esto significa que los músculos y segmentos más cercanos a la articulación de la cadera se activan y mueven antes que los relacionados con la rodilla y el tobillo. La secuencia proximal-distal en saltos verticales como el SJ y el CMJ se analiza durante el período de tiempo del apoyo en el cual el CM se eleva, fase conocida como trabajo mecánico positivo (TMP) (WILLEMS; CAVAGNA Y HEGLUND, 1995).

La transmisión de potencia articular desde cadera a rodilla, y desde rodilla a tobillo durante el TMP, como se dijo antes, determina las características del desplazamiento vertical del CM durante esa fase. Un estudio reciente (BOBBERT, 2001), mostró la importancia de que el movimiento vertical del CM durante la fase de impulso sea suave y continuo para lograr una buena altura durante un salto vertical. Asumiendo, esto se puede suponer que debería de existir una relación clara entre los valores articulares de miembros inferiores y la mecánica del CM. Conocer esta relación podría ser de utilidad en la planificación del entrenamiento.

Para la evaluación de los valores articulares se han considerado diferentes parámetros, pero dos de ellos fueron destacados por Rodacki, Fowler y Bennett (2002). Estos autores sugieren la evaluación de la diferencia temporal de los inicios del movimiento de extensión entre cadera-rodilla y rodilla-tobillo y el pico de velocidad angular de cada articulación durante el TMP. Si la altura alcanzada en el salto estuviera asociada principalmente con diferencias en los valores temporales, esto sugeriría que los aspectos coordinativos son determinantes en la capacidad de salto. Por otra parte si se encontrara que algunos de los picos de velocidad angular están fuertemente asociados con la mecánica del CM, esto podría marcar la importancia de entrenar la fuerza explosiva (potencia) para mejorar la capacidad de salto.

Por otra parte, lo que ocurre en la fase previa al TMP, periodo de trabajo mecánico negativo (TMN), puede conducir a que las acciones musculares en un CMJ resulten diferentes a las de la fase de TMP de un SJ. En primer lugar el tiempo de acción dinámica es mayor, existe una fase de transición y en la etapa previa al comienzo de la acción los músculos y sistema de control en el caso del CMJ cuentan con menos tiempo de adaptación a la postura. Esta situación puede llevar a pensar que a diferencia de lo que ocurre en un SJ según Bobbert y Casius (2008) durante un CMJ no ocurra una adaptación en el control y por tanto las acciones articulares resulten diferentes en CMJs en los que se realizan diferentes grados de contrabalanceo. Además, si la fase de TMP comienza desde diferentes ángulos de rodilla, los músculos extensores estarán a distintas longitudes y su variación de longitud durante la ejecución cambiará pudiendo afectar esto la capacidad de fuerza activa (HERZOG, 2000). Incluso si los músculos realizaran las mismas fuerzas y los

mismos momentos de fuerza en función del tiempo, éstos generarían diferentes aceleraciones articulares en las diferentes posturas, y por lo tanto la evolución de la dinámica del movimiento podría cambiar significativamente (VAN SOEST; BOBBERT, 1993).

En este trabajo se plantea un estudio en el cual se evalúan las alturas alcanzadas por el CM, los tiempos TMP y TMN, variables asociadas con la secuencia de movimiento, articular de cadera, rodilla y tobillo además de la energía cinética en el momento del despegue en saltos CMJ máximos en los que se llega a una flexión máxima de rodilla de 90° (CMJ1) y de 135° (CMJ2). Se realizó un análisis cinemático a través de cinemetría (reconstrucción tridimensional del movimiento a partir de imágenes) en 10 deportistas. Se observó que no existen diferencias significativas entre la altura de ambos saltos y por tanto la energía mecánica al final del impulso no cambia. La secuencia de movimientos de los segmentos también se mantiene constante, no obstante se observaron cambios en la velocidad máxima de las articulaciones lo que hace suponer que la misma alturas se logra con una acción muscular diferente.

Este tipo de información podría resultar de utilidad a entrenados y preparadores físicos, ya que puede contribuir a entender mejor la relación entre los aspectos coordinativos del salto y las variaciones en la capacidad de fuerza debido al grado de pre estiramiento.

METODOLOGÍA

Sujetos

Una muestra de 10 individuos, 8 hombres y 2 mujeres (edad $24,2 \pm 2,5$ años, altura $1,85 \pm 0,02$ m, masa corporal $77,9 \pm 2,81$ kg) todos jugadores de vóley con experiencia previa en test de saltos verticales y sin antecedentes de lesiones en los últimos seis meses participaron de este estudio. Todos ellos fueron previamente informados sobre los objetivos del mismo y posteriormente firmaron un consentimiento informado, aprobado por el Comité de Ética del Hospital de Clínicas,

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. Los individuos fueron equipados con ropa negra ajustada y utilizaron calzado deportivo de su propiedad. Una vez preparados, se les explicó la tarea a realizar, le fueron colocados a cada individuo 40 marcadores reflexivos sobre referencias anatómicas externas preestablecidas y se les tomaron una serie de medidas antropométricas a los efectos de

utilizar un modelo de cuerpo completo para analizar el movimiento mediante un sistema de reconstrucción 3D.

Cada sujeto realizó 5 CMJ1 y 5 CMJ2 en forma alternada. Durante los CMJ1 al deportista se le solicitó saltar tan alto como le sea posible, sin ayuda de los brazos y con las manos en la cintura durante toda la ejecución realizando un contramovimiento hasta alcanzar una flexión máxima de rodilla en el plano sagital de 90° . Con respecto a los CMJ2, la instrucción fue mantener la misma técnica empleada durante el CMJ1, pero disminuyendo la excursión angular hasta un valor prefijado que fue controlado con una marca externa. Se consideró un CMJ2 a todo salto en el que se alcanzaron los 135° de flexión con una tolerancia máxima de 5° .

La captura de imágenes para el estudio se realizó con 8 cámaras sincronizadas a una frecuencia de 200 cuadros por segundo. Los datos fueron colectados con el sistema VICON MOTION SYSTEMS (Oxford Metrics Ltd.).

Procesamiento de datos

Los datos obtenidos fueron analizados con el programa Nexus 1.8.5.61009h (Vicon Motion Systems) y utilizando rutinas de cálculo implementadas Matlab R2007b[®] (Mathworks, Inc.).

Se identificaron los instantes de tiempo en que se produjo el inicio del movimiento del CM en la dirección vertical, el momento en el que se produce la mayor flexión de la rodilla, y el momento de despegue.

Con estos tres valores se determinaron la duración total del contacto y las fases de trabajo mecánico positivo y negativo según el criterio establecido en el estudio de Rodacki, Fowler y Bennett (2001). El inicio del movimiento fue considerado como el instante en el que la coordenada vertical del centro de masa corporal disminuyó más de 5,0% a partir de la posición asumida antes de iniciar el movimiento, considerando como 100% el punto más bajo del CM. La diferencia entre este instante y el momento en que ocurre la máxima flexión de rodilla correspondió al TWN. El tiempo de TWP quedó definido como la diferencia de tiempo entre el cuadro siguiente a la máxima flexión de rodilla y el instante de despegue que se estableció a partir de la curva de aceleración del CM (cuando su valor es el de $g=9,81\text{m/s}^2$).

El tiempo de contacto total (TCT) correspondió a la diferencia entre inicio de movimiento y despegue

La altura máxima alcanzada en el salto (H) fue determinada de la diferencia entre el valor máximo de la componente vertical de posición del CM y el valor en el instante del despegue (cuando la aceleración vertical vale $9,8\text{m/s}^2$).

De las curvas de ángulos en el plano sagital se determinaron los momentos de inicio de movimientos articulares relativos al momento de despegue para poder evaluar las diferencias entre inicios de movimientos de cadera y rodilla (DCR) entre rodilla y tobillo (DRT) y entre cadera y tobillo (DCT):

De las curvas de velocidad angular se determinaron las siguientes variables:

.PVC: Máximo valor de velocidad angular de cadera alcanzado en el plano sagital durante el TMP.

PVR: Máximo valor de velocidad angular de rodilla alcanzado en el plano sagital durante el TMP.

PVT: Máximo valor de velocidad angular de tobillo alcanzado en el plano sagital durante el TMP.

Finalmente se calculó el valor máximo de energía cinética del CM a partir de la componente vertical de velocidad según la relación $1/2mV^2$.

Una de las componentes de energía mecánica en el instante de despegue:

MECV:

Análisis de datos

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; WILK, 1965). Los valores medios de las variables para cada individuo fueron comparados entre condiciones (CMJ1 vs CMJ2). Para ello se utilizaron test de t dependiente para muestras apareadas. Se rechazó la hipótesis nula de que las medias de valores obtenidos son iguales en ambos saltos cuando $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

Los valores de altura alcanzada en los saltos analizados y la duración de las diferentes fases del apoyo consideradas en este análisis se presentan en la tabla 1. Los valores de p detallados en la tabla muestran que no existieron diferencias significativas en las alturas alcanzadas al comparar ambos tipos de saltos. Por su parte, todos los valores temporales resultaron significativamente diferentes.

Tabla 1: Valores generales de alturas alcanzadas y fases de tiempos de contacto al realizar CMJ con diferentes grados de contrabalanceo. En cada caso se indica la media y SD. La tercera columna indica el p resultante del análisis del test t de medidas apareadas.

Fuente: Elaboración propia (2015).

	CMJ1	CMJ2	p
H (cm)	48,29±10, 9	48,26±12, 35	0,95
TCT (s)	0,62±0,07	0,40±0,06	0,000
TWP(s)	0,19±0,02	0,27±0,05	0,002
TWN (s)	0,44±0,09	0,13±0,02	0,000

La figura 1 presenta los valores obtenidos para la secuencia de inicios de movimiento articular de miembros inferiores en el plano sagital. Los valores de p que resultaron de las comparaciones de los inicios de movimientos fueron para CR (p=0,17), para RT (p=0,79), para CT (p=0,78), de manera que la secuencia de movimiento se mantuvo para ambos saltos.

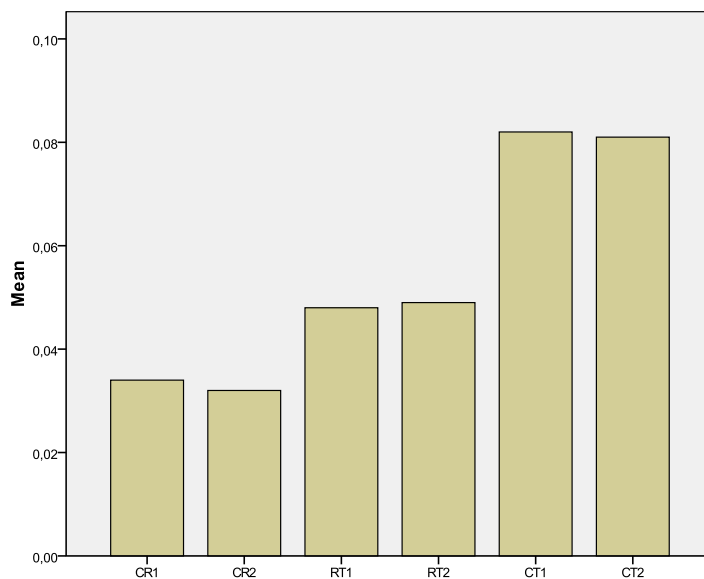


Figura I: Representación de los valores medios para las diferencias de inicios de movimiento en segundos. Los subíndices 1 y 2 indican el rango de contrabalanceo para cada par de articulaciones. La secuencia de movimiento se mantuvo constante (ver texto).
Fuente: Elaboración propia (2015).

La figura II resume los valores obtenidos para los valores máximos de velocidades angulares durante el tiempo de impulso. En esa figura se puede apreciar que en ambos saltos la mayor velocidad angular correspondió a la rodilla seguida de tobillo y cadera. Los valores de p que resultaron de las comparaciones de velocidades máximas fueron para PVC ($p=0,16$), para PVR ($p=0,000$), y para PVT ($p=0,000$).

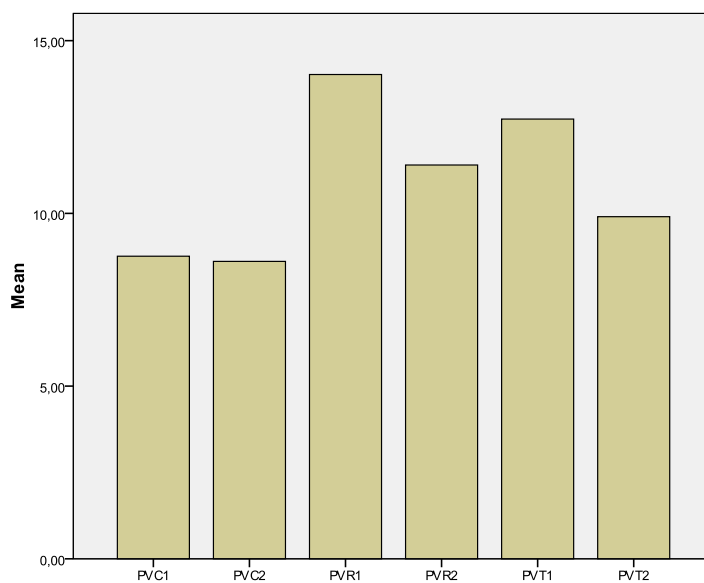


Figura II: Representación de los valores medios obtenidos para los máximos de velocidades angulares en cada salto. Los subíndices 1 y 2 indican el tipo de salto. Los resultados del análisis estadístico mostraron que las articulaciones de rodilla y tobillo presentaron velocidades significativamente diferentes menores cuando el contramovimiento fue de menor magnitud (ver texto).
Fuente: Elaboración propia (2015).

La figura III muestra los resultados obtenidos para los valores de MECV alcanzada en cada tipo de salto, valor que corresponde al instante de despegue. No se encontraron diferencias significativas en los valores de energía cinética a nivel del CM ($p=0,06$) al variar el rango de contramovimiento en los CMJ.

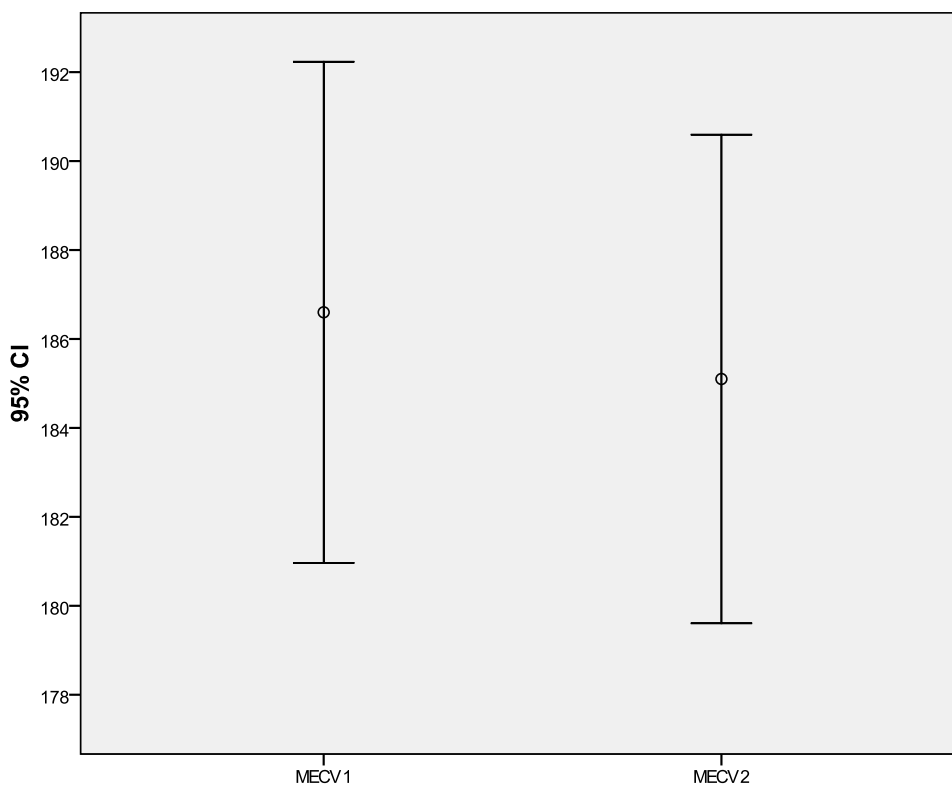


Figura III: valores medios con sus correspondientes desvíos obtenidos para la energía cinética del CM en el instante del despegue. Los subíndices 1 y 2 indican la condición. No se observaron cambios significativo al comparar los valores obtenidos cuando se varía el grado de contrabalanceo (ver texto).

Fuente: Elaboración propia (2015).

DISCUSIÓN

En este estudio se realiza un análisis espacio temporal de CMJ en los cuales el rango de contramovimiento fue diferente.

Los valores de altura alcanzada en cada tipo de salto ($48,29 \pm 10,9$ cm y $48,26 \pm 12,35$) para CMJ1 y CMJ2 respectivamente muestran que es posible lograr la misma performance con un rango de contramovimiento menor. La misma interpretación surge del análisis de la MECV que se presenta en la figura 3. Estos resultados concuerdan con los encontrados en dos estudios previos en los que se analizaron saltos sin contramovimiento en los que se comienza desde diferentes configuraciones de los segmentos (BOBBERT; CASIUS Y KISTEMAKER, 2013)

La comparación de las diferentes fases temporales en los saltos (ver tabla1) muestra una disminución en el TCT al disminuir el grado de contrabalanceo y que además se presentan cambios significativos en los periodos relativos de contrabalanceo (TWN) y de elevación del CM durante el contacto (TWP). Lo más destacable de esos resultados es la enorme reducción relativa al TCT que se observa para el TWN durante los CMJ2. Si se consideran los valores medios de los 10 individuos presentados en la tabla 1, se puede ver durante los CMJ1 que en términos relativos al TCT el TWP correspondió aproximadamente a un 30 % y el TWN a un 70%. Esta relación se invirtió durante los CMJ2 (67,5% y 35,5% respectivamente). Esto implica un cambio en los regímenes de acción de los músculos implicados en el movimiento (exentróico y centróico), lo que constituye un primer resultado de interés ya que el tiempo de contramovimiento determina cambios en la capacidad de desarrollar fuerza, trabajo y potencia por parte de los músculos, principalmente los extensores de pierna y pié (HERZOG, 2000). Entre los factores que determinan estos cambios la literatura destaca el aprovechamiento de la energía elástica (KOMI; BOSCO, 1978), el tiempo disponible para el desarrollo de fuerza y los altos valores de fuerza desarrollados al final de la fase de estiramiento (FABRICA, 2011).

En cuanto a los resultados de los movimientos articulares del tren inferior presentados en la figura 1, se puede decir que el cambio en el grado de contrabalanceo no implicó una variación en la secuencia proximal distal de movimientos articulares. Esto se refleja en que todas las diferencias ilustradas con las barras fueron positivas y en el resultado de las comparaciones de cada diferencia articular entre CMJ1 y CMJ2. Este resultado es concordante con la existencia de un patrón externo de movimiento que se mantiene aunque cambien las condiciones (en este caso las capacidades de acción muscular por variar el preestiramiento) como ha sido sugerido en trabajos anteriores (RODACKI, FOWLER Y BENNETT, 2001; 2002; BOBBERT; CASIUS, 2008).

Las velocidades máximas de extensión articular muestran que en ambos tipos de salto la rodilla es capaz de desarrollar más velocidad que el tobillo y este a su vez más velocidad que la cadera (figura 2). Es decir, la velocidad de rodilla parece ser determinante en ambos saltos. Una tendencia observada, que no se presenta en resultados, es que dentro de cada individuo cuando la rodilla se mueve más lento la altura alcanzada en el salto suele ser menor. Aunque en nuestro trabajo no se cuantificó la fuerza muscular, podemos sugerir que dado que la velocidad a nivel de la articulación de rodilla fue mayor, la potencia pico en esa articulación sería el determinante principal de la altura alcanzada en un CMJ sin importar el grado de contrabalanceo. Esto se sostiene en los resultados de Anderson y

Pandi (1993) así como también en los de Finni, Komi y Lepola (2000) que destacan la importancia de los extensores de pierna, respecto a los flexores plantares durante un CMJ.

Esos trabajos plantean que dado que los extensores de pierna realizan una contracción excéntrica durante el contrabalanceo de un CMJ, pueden esos músculos desarrollar mayor fuerza y almacenar más energía. Asumiendo que la potencia generada en la rodilla es determinante de la altura en un CMJ, la pregunta que surge al analizar conjuntamente los resultados obtenidos para velocidad articular y los tiempos de TMN es: ¿Como teniendo menor PVR y menor TWN es posible lograr la misma performance en un CMJ con menor grado de contrabalanceo?. La respuesta a esta cuestión requiere de estudios más completos, por ejemplo registros de la actividad electromiográfica. No obstante, una explicación posible puede surgir de considerar la relación fuerza-longitud para un musculo aislado (FRUMENTO, 1995). Una posibilidad para desarrollar la misma performance es que el grado de estiramiento de los extensores de pierna alcanzado con el menor contrabalanceo deje los músculos en una longitud por debajo del optimo (plateau de la relación tensión-longitud activa) al final del contrabalanceo, haciendo posible que durante el TMP los extensores desarrollen más fuerza activa. De esta manera, aunque la articulación no logre los mismos valores de velocidad la potencia alcanzada en la rodilla se compense con un mayor desarrollo de fuerza acercándose a la desarrollada durante un CMJ1.

CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos se concluye que:

Es posible alcanzar la misma performance (altura y energía mecánica en el momento del despegue) en CMJ con diferentes rangos de contramovimiento.

La secuencia de acción articular no cambia con el rango de contramovimiento.

Se sugiere que la acción de la rodilla es determinante en la performance, en función de esto es posible que la acción muscular de extensores de rodilla durante un CMJ con menor grado de contrabalanceo requiera de mayores valores de fuerza activa.

REFERENCIAS

ANDERSON, F.; PANDY, M. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. **J. Biomech**, n 26, p. 141-144. 1993.

BOBBERT, M. Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: A simulation study. **Journal of Experimental Biology**, n 204, p. 533-542. 2001.

BOBBERT, M.; CASIUS, L. Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? **Medicine and Science in Sports and Exercise**, n 37, p. 40-45. 2008.

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

BOSCO, C. **La fuerza muscular**: Aspectos metodológicos. 1era edición. España. INDE. 2000. 174 p.

BOSCO, C. **La valoración de la fuerza con el test de Bosco**. Barcelona: Editorial Paidotribo. 1994. 96 p.

FÁBRICA, G. **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**. 15-35 p. Tesis de doctorado (Pedeciba-biología). Universidad de la República, Montevideo, 2011.

FERRARO, D; FÁBRICA, C. Un modelo de optimización aplicado a saltos máximos en humanos. **Anales del III Encuentro de Investigadores del Norte**, Salto, 2012.

FINNI, T.; KOMI, P.; LEPOLA, V. In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in squat jump and counter movement jump. **European Journal of Applied Physiology**. n. 83, p.416-426. 2000

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

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

KOMI, P; BOSCO, C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscle by men and women. **Medicine and Science in Sports**, Finlandia, n. 4, p 261-265. 1978.

RODACKI, A.; FOWLER, N.; BENNETT, S. Multi-segment coordination: fatigue effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. n. 33, p. 1157-1167. 2001.

RODACKI, A.; FOWLER, N.; BENNETT, S. Vertical jump coordination: fatigue effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, n. 34, p. 105-116. 2002.

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

VAN SOEST, A.; BOBBERT, M. The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. **Biol Cybern**. n. 69, p. 195-204. 1993.

WILLEMS, P; CAVAGNA, G; HEGLUND, N. External, internal and total work in human locomotion. **Journal of Experimental Biology**. n. 198, p. 379-393. 1995.