

INSTITUTO UNIVERSITARIO ASOCIACION CRISTIANA DE JÓVENES

LICENCIATURA EN EDUCACION FÍSICA, RECREACION Y DEPORTE

**EVALUACIÓN DE VARIABLES DINÁMICAS Y ANGULARES
DURANTE UN PROTOCOLO DE FATIGA DE SALTOS
VERTICALES CONTINUOS**

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.

ALEJANDRO RODRIGUEZ

RAFAEL TERRA

MONTEVIDEO

2015

Resumen

El objetivo de este estudio fue investigar la forma en que la fatiga afecta la mecánica de los saltos verticales. Para ello se cuantificaron las alturas alcanzadas por el centro de masa, el tiempo de contacto y de trabajo positivo, variables asociadas con la secuencia de movimiento, articular de cadera, rodilla y tobillo, así como la fuerza vertical y la potencia mecánica en una población de 7 deportistas durante un minuto de saltos continuos. Para obtener esos valores se realizó un análisis cinemático a través de cinemetría (reconstrucción tridimensional del movimiento a partir de imágenes). Los valores obtenidos en los saltos realizados en los primeros 15 segundos se compararon con aquellos obtenidos en los saltos realizados en los últimos 15 segundos a través de un test de t de medidas pareadas. Los resultados mostraron cambios en la coordinación entre segmentos que afectan el rendimiento cuando los saltos verticales son realizados en condición de fatiga aguda. En base a los resultados obtenidos en el estudio y considerando datos tomados de la bibliografía se sugiere que la potencia articular, principalmente a nivel de la rodilla, decae con la fatiga afectando la potencia en el momento del despegue y la altura alcanzada en los saltos.

Palabras clave: Fatiga. Saltos verticales. Potencia mecánica.

1. INTRODUCCIÓN

Tanto en los deportes de oposición, individuales como en equipo, se presentan continuamente situaciones en las que se requiere de la capacidad de salto vertical para lograr mayor eficacia en el juego (FÁBRICA *et al.*, 2008; ZIB, LIDOR, 2010). En estas situaciones los deportistas suelen encontrarse bajo los efectos de la fatiga. Esta condición se puede definir desde el punto de vista metabólico como la disminución de la disponibilidad de sustratos energéticos para el músculo esquelético durante el ejercicio (SAHLIN, TONKONOGI Y SÖDERLUND, 1998).

Según Nicol, Avela y Komi (2006), las alteraciones metabólicas asociadas a la fatiga conducen en última instancia al surgimiento de diferencias en las capacidades mecánicas de las unidades musculo-tendinosas. Así, la fatiga muscular es una condición en la que la capacidad de generar fuerza y realizar trabajo mecánico por parte de las unidades musculo-tendinosas se encuentran disminuidas y la mecánica general del movimiento se altera, reduciendo tanto la precisión como la potencia durante un gesto motor (FÁBRICA, 2011).

La potencia mecánica en saltos verticales ha sido considerada como variable para evaluar el grado de fatiga muscular de miembros inferiores en forma indirecta. La misma corresponde al producto de la componente en la dirección vertical de la fuerza (F_y) por la componente vertical de la velocidad del centro de masa (CM), o bien al trabajo (variación de energía) durante el tiempo de apoyo.

Uno de los protocolos más utilizados en estudios donde se quieren analizar aspectos asociados a la fatiga consiste en la realización de un minuto de saltos verticales máximos continuos (BOSCO; TARKKA; KOMI, 1982). Para analizar el descenso de las capacidades durante ese protocolo se comparan diferentes variables de los saltos realizados en los primeros 15 segundos con los valores obtenidos en los últimos 15 segundos (FÁBRICA, 2011).

En estudios previos se encontró que la altura máxima alcanzada en diferentes tipos de saltos verticales depende tanto de la capacidad de fuerza muscular del deportista (BOSCO, 2000) como de su coordinación intermuscular (BOBBERT; CASIUS, 2011). Ambos aspectos cambian significativamente cuando la capacidad de fuerza muscular se encuentra alterada como ocurre durante la fatiga muscular (CHIN, 1997). Bonnard *et al.* (1994), analizaron los movimientos de varios segmentos corporales durante saltos verticales realizados en condiciones de fatiga. En base a la cuantificación de variables espacio-temporales, estos autores proponen la existencia de mecanismos compensatorios

relacionados con la coordinación para contrarrestar en parte la disminución en las capacidades de generar fuerza que ocurren a nivel muscular bajo condiciones de fatiga.

En comparación con otros abordajes biomecánicos las variables espacio-temporales tienen la ventaja de permitir la realización de un análisis detallado del movimiento que resulta sencillo de interpretar (IZQUIERDO, 2008). Sin embargo, este tipo de abordaje no permite la cuantificación de las magnitudes que determinan el movimiento, es decir, las fuerzas (IZQUIERDO, 2008). Las variables dinámicas relacionadas con los registros de fuerza, en particular con F_y , determinan lo que ocurre con el desplazamiento del CM del individuo durante un salto vertical (DOWLING; VAMOS, 1994; FABRICA, 2011). Dicho de otra manera, para un individuo dado, el mismo registro de fuerza vertical va a determinar que salte a una misma altura, sin embargo, no necesariamente los mismos registros de variación angular u otras variables espacio-temporales van a determinar una misma altura del salto. De este modo, el registro sincronizado de variables espacio-temporales con parámetros asociados a los registros de fuerzas hace posible realizar un análisis más exhaustivo de lo ocurrido en el rendimiento del salto bajo fatiga.

En cuanto a las variables espacio-temporales a considerar durante un salto vertical, Rodacki, Fowler y Bennett (2001) en un estudio donde se analizan los efectos de la fatiga, proponen para evaluar la secuencia de movimientos de miembros inferiores durante el impulso una serie de variables como las de mayor relevancia. Estas son: el momento de inicio del movimiento y el pico de velocidad angular para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. Estudios más recientes basados en el análisis de los inicios de movimiento articular y los picos de velocidad, han mostrado que se puede asumir la existencia de una secuencia proximal-distal (cadera, rodilla y tobillo) (BOBBERT; CASSIUS, 2011). Mediante la implementación de un modelo teórico Bobbert y Cassius (2011), proponen que existe una relación articular proximal-distal óptima que permite alcanzar un valor de altura máximo del CM. No obstante, estos resultados no han sido plenamente confirmados con datos experimentales. Por otra parte, la bibliografía no presenta antecedentes de estudios donde se analice este aspecto en saltos continuos realizados en condiciones de fatiga muscular.

En cuanto a las variables dinámicas a considerar, Dowling y Vamos (1994), explican que el valor máximo de F_y constituye el parámetro más habitualmente considerado. Estudios posteriores han relativizado la importancia del valor pico de F_y , en particular para los saltos realizados en condición de fatiga (BERMUDEZ; FÁBRICA, 2014). El conocimiento del pico de F_y máxima no aporta información suficiente para entender el porqué de la altura alcanzada en un salto vertical, pero los cambios en el trazado de F_y durante el periodo de apoyo pueden llevar a cambios en la energía total a nivel del CM en el momento del

despegue. Esto se puede explicar porque la variación de energía hasta el momento del despegue corresponde al trabajo realizado durante el tiempo de apoyo, y el trabajo a su vez es el producto de la fuerza (F_y) que actúa sobre el CM y el desplazamiento de este. De esta manera se puede establecer que la altura alcanzada en un salto vertical va a depender de la energía total en el momento del despegue, esa energía dependerá de la curva de fuerza y ambas cosas son un reflejo de la potencia generada por el saltador durante la fase de impulso.

En este trabajo se realiza una comparación de valores espacio-temporales y dinámicos obtenidos al comienzo y al final de un protocolo de fatiga realizado con saltos continuos. Se observaron cambios que analizados en conjunto con datos de la bibliografía conducen a sugerir que la potencia articular, principalmente a nivel de la rodilla, decae con la fatiga afectando la potencia en el momento del despegue y la altura alcanzada en los saltos.

2. METODOLOGÍA

2.1 Sujetos

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 participaron de este estudio. 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

El presente estudio posee un carácter cuantitativo de tipo experimental, dado que analiza el efecto de diferentes variables a partir de un estímulo en una muestra determinada. La obtención 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 sujetos de estudio se prepararon con vestimenta negra ajustada. Una vez preparados, se les explicó 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.

Una vez que los atletas se encontraban dispuestos para la tarea, se realizó una activación muscular con el objetivo de preparar el sistema musculo-esquelético para la posterior ejecución de la tarea motriz. La misma consistió en: dos minutos de movilidad articular general de miembros inferiores, estiramientos estáticos de los principales grupos musculares que intervienen en los saltos (seis segundos por grupo muscular), cinco minutos

de trote continuo a ocho km/h, estiramientos dinámicos (cinco segundos por músculo) y una activación muscular específica, 5 *counter movement jump* (CMJ) máximos con pausas completas. Luego de la activación muscular, se les solicitó a los sujetos que realicen un minuto de saltos continuos verticales máximos por única vez.

La captura de imágenes para el estudio se realizó a una frecuencia de 200 cuadros por segundo con 8 cámaras sincronizadas. Los datos fueron colectados con el sistema VICON MOTION SYSTEMS (Oxford Metrics Ltd.). Se obtuvieron dos archivos por cada individuo, uno con todos los saltos de los primeros 15 segundos y otro con los saltos correspondientes a los últimos 15 segundos del protocolo de fatiga.

2.3 Procesamiento de datos espacio temporales

Los datos obtenidos fueron analizados con el programa Nexus 1.8.5.61009h (Vicon Motion Systems) y utilizando rutinas de cálculo implementadas en 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 determinó la duración total del contacto y las fases de trabajo mecánico positivo según el criterio establecido por Rodackl, 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 considerado como el 100%, el punto más bajo del CM. El tiempo de fase de trabajo positivo (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 determinó 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 salto (H) fue determinada del valor máximo de la componente vertical de posición del CM.

De las curvas de ángulos en el plano sagital y las derivadas primeras de los valores angulares respecto del tiempo para cada salto en cada periodo de tiempo se determinaron las siguientes variables espacio-temporales:

IMC: tiempo de inicio de la extensión de cadera con respecto al instante de despegue.

IMR: tiempo de inicio de la extensión de rodilla con respecto al instante de despegue.

IMT: tiempo de inicio de flexión plantar de tobillo con respecto al instante de despegue.

VMC: velocidad máxima alcanzada durante la extensión de cadera.

VMR: velocidad máxima alcanzada durante la extensión de rodilla.

VMT: velocidad máxima alcanzada durante la flexión plantar de tobillo.

Finalmente a partir de los datos exportados de posición del CM, se calcularon las siguientes variables dinámicas:

Fym: máximo valor de fuerza generada contra el piso durante el impulso.

Pmec. Máximo valor de potencia desarrollado durante el tiempo de impulso

La Figura 1 muestra el resultado gráfico de los valores del proceso de cálculo de Fym y Pmec.

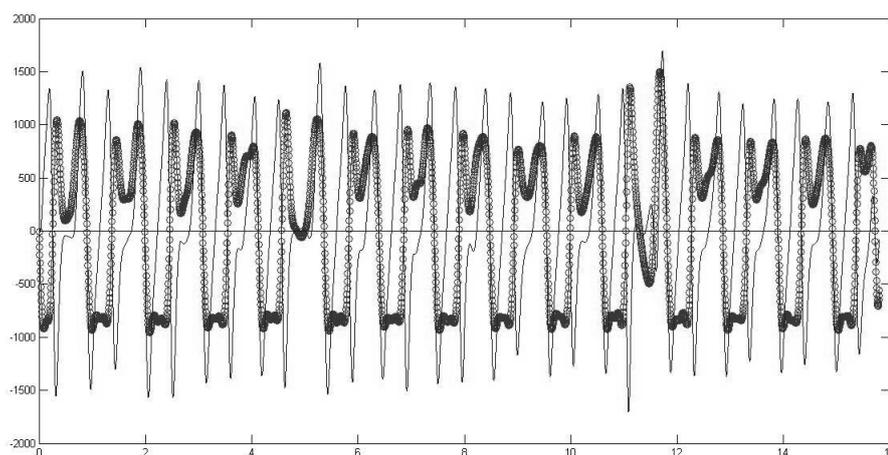


Figura 1: Variación de la Pmec (trazo más oscuro) y Fym (trazo más claro). El registro corresponde a los saltos realizados durante los primeros 15 s por uno de los individuos analizados.

Fuente: Elaboración propia (2015)

2.4 Análisis de datos

Los valores obtenidos fueron promediados por individuo y en cada período de 15 segundos. Los datos fueron comparados utilizando el programa SPSS Statistics 17.0. En primera instancia se contrastó la normalidad de las distribuciones de los datos utilizando el test de Shapiro-Wilk. Este test fue seleccionado por ser uno de los más potentes para muestras pequeñas (SHAPIRO; WILK, 1965).

Se compararon los valores obtenidos en los primeros 15 s (Periodo 1) con los correspondientes obtenidos en los últimos 15 s (Periodo 2) del protocolo de fatiga. Para ello se utilizó el test de t de Student para muestras dependientes apareadas. Se rechazó la hipótesis nula que las medias de valores obtenidos son iguales en ambos periodos cuando $p \leq 0,05$.

3. PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

La tabla 1 muestra los valores promediados de los 7 individuos de la altura alcanzada en los saltos y la duración de las diferentes fases del apoyo consideradas para los dos periodos de tiempo. Todos los valores resultaron significativamente diferentes al comparar los resultados obtenidos al comienzo y final del protocolo de saltos continuos ($p \leq 0,05$).

Tabla 1: Para cada Periodo se indica la media y desvío estándar. La tercera columna especifica el p resultante del análisis del test t de medidas apareadas para cada par de variables.

	Periodo 1	Periodo 2	p
H (cm)	24,1±2,2	17,1±1,2	0,000
TCT (s)	0,67±0,05	0,78±0,04	0,000
TWP(s)	0,21±0,02	0,36±0,05	0,000

Fuente: Elaboración propia (2015)

La figura 2 resume los valores obtenidos para la secuencia de inicios de movimiento articular. Los valores de p que resultaron de las comparaciones de los inicios de movimientos fueron para IMC ($p=0,002$), para IMR ($p=0,000$), para IMT ($p=0,000$).

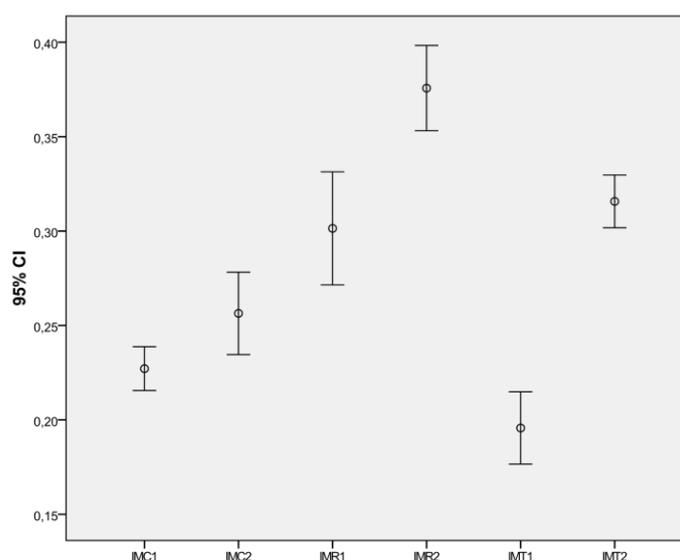


Figura 2: Valores medios y desvíos obtenidos de los valores promediados de inicio de movimiento articular de cada uno de los individuos en ambos periodos de análisis. Los valores están expuestos en segundos.

Fuente: Elaboración propia (2015)

En esta figura, se puede apreciar que ocurrió un marcado aumento en los momentos de inicios de movimientos relativos al instante del despegue principalmente para las articulaciones de rodilla y tobillo al aumentar el grado de fatiga muscular.

En la Figura 3 se presentan los valores medios de los picos de velocidades de las articulaciones pertenecientes al tren inferior del cuerpo de los deportistas. Los valores de la gráfica reflejan que existió una caída significativa de los picos de velocidad angular en los últimos 15 segundos del protocolo de saltos verticales para todas las articulaciones. Los valores de p encontrados (0,007), (0,000) y (0,000) para cadera, rodilla y tobillo respectivamente.

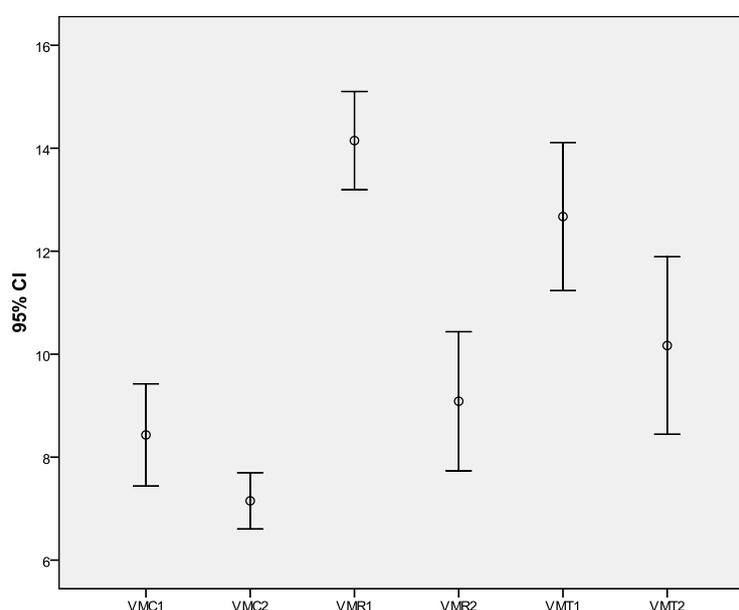


Figura 3. Valores medios y desvíos obtenidos de los valores promediados de velocidad máxima de las articulaciones implicadas de cada uno de los individuos para los dos periodos de análisis. Los valores están expuestos en radianes.

Fuente: Elaboración propia (2015).

Tabla 2: Se presentan los valores obtenidos para las variables dinámicas (F_y y P_{mec}) en el Periodo 1 y el Periodo 2 del minuto de saltos continuos (media y desvío estándar). Los valores de fuerza están expresados en Newtons (N) y la potencia en Watts (W).

	Periodo 1	Periodo 2	p
F_y (N)	1127,8±44,6	825,2±14,1	0,000
P_{mec} (W)	2478,3±142,2	1294,0±60,7	0,000

Fuente: Elaboración propia (2015)

Se puede observar que las dos variables dinámicas estudiadas descendieron significativamente al aumentar la fatiga.

3. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En el presente estudio se realizó un análisis con el propósito de determinar los efectos de la fatiga sobre la coordinación de los segmentos de miembros inferiores durante el desarrollo de un minuto de saltos verticales continuos.

Los valores de altura alcanzada en los primeros 15 segundos y en los 15 segundos finales del protocolo resultaron significativamente diferentes. La literatura no presenta antecedentes en los que se analice un minuto de saltos continuos, siendo los trabajos más cercanos aquellos en los que se analizan saltos de tipo CMJ realizados con y sin fatiga (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002). En dichos estudios se obtuvieron descensos en la altura alcanzada de aproximadamente 10 cm. Estos valores que resultaron comparables a los encontrados en el presente estudio. Como se puede apreciar en la tabla 1, se dio una caída absoluta promedio de la altura de aproximadamente 7 cm por causa de la fatiga. De hecho, tomando como 100% el valor medio alcanzado en los 15 primeros segundos de la prueba, esa disminución implica una reducción de la performance en los últimos 15 segundos del 70,9 %, que fue prácticamente el mismo descenso porcentual encontrado por Rodacki, Fowler y Bennett (2001) al comparar la altura de CMJ realizados antes y después de un protocolo idéntico al utilizado en este estudio.

Los tiempos TCT y TWP aumentaron significativamente en los saltos realizados sobre el final del protocolo de fatiga. Rodacki, Fowler y Bennett (2001), establecieron con respecto al TCT en los saltos realizados con fatiga que el inicio del movimiento ocurre un 10,3% más temprano respecto al instante de despegue y que todas las fases del movimiento aumentan, siendo el aumento relativo del TWP de 12, 2%. En el presente estudio la tendencia general fue la misma, pese a que los aumentos relativos resultaron de mayor magnitud, 16,4% para TCT y 71% para TWP. La marcada diferencia encontrada, fundamentalmente para el TWP podría ser un indicativo de que las acciones que determinan el cambio de altura alcanzada ocurren durante la elevación del CM. Una de las posibles respuestas que en este estudio no pudo ser contemplada debido a la posibilidad de frecuencia de captura de las cámaras, fue que el incremento en la duración de TCT podría ser afectado por el tiempo de la fase de transición. Si esa fase se extiende, el sujeto podría intentar compensar, en la medida de lo posible, la disminución del rendimiento extendiendo el TCT, de ese modo podría alcanzar un mayor nivel de activación en los grupos extensores fatigados (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; FÁBRICA, 2011).

En cuanto a la coordinación de los segmentos de miembros inferiores, los valores de inicio de movimiento articular que determinan la fase de trabajo positivo mostraron que durante los saltos continuos realizados no existe una secuencia de acción proximal-distal como se ha sugerido para otros saltos verticales (BOBBERT; CASIUS, 2011). Si se

observan los gráficos de la figura 2 en forma intercalada, se puede apreciar que tanto al comienzo (Periodo 1) como al final (Periodo 2) del minuto de saltos continuos la articulación que comienza la secuencia es la rodilla, dado que en ambas situaciones el tiempo de inicio en relación al instante de despegue es mayor. El cambio de secuencia, que pasa de ser rodilla-cadera-tobillo en el Periodo 1 a rodilla-tobillo-cadera en el Periodo 2 del protocolo de saltos continuos, se puede explicar principalmente por el gran adelanto en el tiempo que ocurre en el movimiento de la articulación del tobillo en condición de fatiga. Estos cambios no se corresponden con lo discutido por Rodacki, Fowler y Bennett (2001) y Rodacki, Fowler y Bennett (2002), quienes establecen que la fatiga no determina cambios significativos en la secuencia de movimiento. No obstante, estos autores realizaron un análisis de la variación normalizada por la duración del tiempo de apoyo. Dejando esto de lado, los adelantos en el movimiento articular principalmente de rodilla y tobillo constituye un primer elemento en favor de un cambio en la coordinación de los segmentos cuando aumenta el grado de fatiga. El siguiente elemento surge del análisis de las velocidades máximas desarrolladas por las articulaciones. En los primeros 15 segundos las velocidades máximas desarrolladas en rodilla y tobillo fueron marcadamente superiores a la velocidad de cadera. Dado que la potencia articular queda determinada por el producto entre el momento articular neto y la velocidad articular (WINTER, 1990). Se podría pensar que la potencia articular a nivel de las articulaciones distales es determinante del rendimiento y los cambios asociados a la fatiga determinan que ocasione una caída en la capacidad de generar potencia mecánica, principalmente a nivel de la rodilla (ver figura 3). Esta idea es consistente con lo expresado por Nagano *et al.* (2005), quienes establecieron estudiando saltos CMJ que la disminución en la capacidad de saltar está asociada con un déficit en la capacidad de generar potencia de los músculos mono-articulares, en particular con el Vasto Lateral que es determinante de la potencia articular de rodilla. El rol de la potencia articular en la rodilla había sido destacado también en Rodacki, Fowler y Bennett (2001) y Rodacki, Fowler y Bennett (2002).

Finalmente, la disminución observada tanto en los valores de fuerza pico vertical como en la potencia mecánica refleja notoriamente el descenso de performance. Es válido mencionar la posibilidad que la forma de procesamiento utilizada en este estudio pueda haber influido en lo observado, dado que se calcularon valores absolutos. Una mejor opción para presentar las variables dinámicas sería mediante el valor normalizado por la fuerza peso del individuo o relativo a la masa corporal como se ha hecho en trabajos anteriores (DOWLING; VAMOS, 1993). Si bien los resultados de este estudio confirman el hecho establecido por Dowling y Vamos (1993), donde afirman que la potencia mecánica desarrollada en la fase de trabajo mecánico positivo es el mejor predictor de la performance en saltos con contra-movimiento. El descenso significativo de los picos de fuerza vertical sugiere que ese parámetro dinámico es también un buen predictor contrariamente a lo que

se ha expresado en trabajos anteriores (DOWLING; VAMOS, 1993; BERMUDEZ; FABRICA, 2014).

4. CONCLUSIONES

El conjunto de los resultados obtenidos en este estudio permiten sugerir que la secuencia de acción articular al final de un protocolo de fatiga de un minuto de saltos continuos máximos, se modifica con respecto a los realizados al comienzo del mismo. El tiempo de contacto total y fundamentalmente el tiempo de elevación del CM se ven aumentados y es posible que la potencia articular principalmente a nivel de la rodilla decaiga. Todos estos factores de alguna manera influyen en la potencia mecánica y la fuerza que los individuos consiguen desarrollar al final del impulso disminuyendo la performance a medida que aumenta el grado de fatiga.

En futuros estudios, resultaría interesante ampliar el espectro de información, combinando datos obtenidos del análisis de cinemetría, registros de fuerza y electromiografía para comprender aún más sobre la mecánica de este gesto y la incidencia de la fatiga en el mismo.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BERMUDEZ, G; FÁBRICA, G. Factores determinantes del rendimiento cuando el *Counter Movement Jump* se realiza en fatiga aguda. **Revista Brasileira de Cineantropometría e Desempenho Humano**, Rio Grande do Sul, año 16, n. 3, p. 316, 2014.

BOBERT, M; CASSIUS, R. Spring-like leg behaviour, musculoskeletal mechanics and control in maximum and submaximum height human hopping. **Philosophical transactions of the royal society**. Amsterdam, n. 366, p. 1516-1529, abr., 2011.

BONNARD, M. *et al.* Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. **Neurosci Letters**, v.166, n. 1, p.101-105. ene., 1994.

BOSCO, C; TARKKA, I; KOMI, P. Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. **International Journal of Sports Medicine**, v.3 n. 3, p.137-140, 1982.

BOSCO, C. **La fuerza muscular**: Aspectos metodológicos. 1. ed. España: INDE, 2000, 390 p.

CAVAGNA, G. The landing-take-off asymmetry in human running. **The Journal of Experimental Biology**, v. 209, n. 20, p. 4051-4060, oct., 2006.

CHIN, E.R; BALNAVE, C.D; ALLEN, D.G. Role of intracellular calcium and metabolites in low-frequency fatigue of mouse skeletal muscle. **American Journal of Physiology**, Estados Unidos, v. 272, n. 2, p. 550-559, feb., 1997.

DOS SANTOS, A *et al.* . Aspectos Biomecânicos e Fisiológicos da Fadiga na Locomoção Humana: Conceitos, Mecanismos e Aplicações. **Ciencia em Movimento**, n. 23, p. 89-98, 2010.

DOWLING, J; VAMOS, L. Identification of kinetic and Temporal Factors Related to Vertical Jump Performance. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 9, p. 95-110, 1994.

FÁBRICA, G *et al.* Explosive force in football association: effects of competition and field location. **International Journal of Performance Analysis in Sport**, Cardiff, v. 8, n. 2, p. 56-67. Jul., 2008.

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.** 116 p. Tesis de doctorado (Pedeciba-biología). Universidad de la República, Montevideo, 2011.

IZQUIERDO, M; **Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte.** Buenos Aires; Madrid: Médica Panamericana, 2008. 769 p.

KOMI, P; BOSCO, C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscle by men and women. **Medicine and Science in Sports**, Finlandia, v. 10, n. 4, p 261-265. sep, 1978.

NICOL, C; AVELA, J; KOMI, P. The Stretch- Shortening Cycle. **Sports Medicine**, v. 36, n. 11, p. 977-999, nov, 2006.

NIGG, B; MAC INTOSH, B; MESTER, J. **Biomechanics and Biology of movement.** Estados Unidos: Benno Nigg, Brian MacIntosh, Joachim Mester Editores, 2000. 365-383 p.

RODACKI, A; FOWLER, N; BENNETT, S. Multi-segment coordination: fatigue effects. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 7, p. 1157-1167, 2001.

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

SAHLIN, K; TONKONOGLI, M; SÖDERLUND, K. Energy supply and muscle fatigue in humans. **Acta physiologica Scandinavica**, v. 162, n. 3, p. 261-266, 1998.

WINDHORST, U. Muscle proprioceptive feedback and spinal networks. **Brain research bulletin**, v. 73, n. 4, p. 155-202, 2007.

WINTER, D. **Biomechanics and motor control of human movement.** Toronto: John Wiley & Sons, Inc., 1990, 384 p.

ZIB, G; LIDOR, R. Vertical jump in female and male basketball players- A review of observational and experimental studies. **Journal of Science and Medicine in Sport**, Israel, v. 13, n. 3, p. 332-339, may, 2010.

SHAPIRO, S; WILK, M. An analysis of variance test for normality (complete samples). **Biometrika** v. 52, n.3/4, p. 591-611, dec, 1965.