



ANÁLISIS CONJUNTO DEL CONTROL MUSCULAR EL MOVIMIENTO ARTICULAR Y LA RIGIDEZ VERTICAL DURANTE CMJ REALIZADOS EN DIFERENTES CONDICIONES DE CAPACIDAD DE FUERZA MUSCULAR.

Proyecto de Maestría PEDECIBA Biología, sub-área Fisiología.

Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana de la Facultad de Medicina, UdelaR.

Estudiante: Lic. Fernando López

Orientador: Dr. Gabriel Fábrika

Co-orientador: Dr. Eduardo Migliaro

Tribunal:

Presidente: Dr. Richard Fariña

Vocal: Dr. Carlo Biancardi

Vocal: Dr. Gustavo Brum

Noviembre 2016



PAGINA DE APROBACION

TÍTULO: Análisis conjunto del control muscular el movimiento articular y la rigidez vertical durante CMJ realizados en diferentes condiciones de capacidad de fuerza muscular.

AUTOR: Lic. Fernando López Mangini.

ORIENTADOR: Dr. Gabriel Fábrika.

CO-ORIENTADOR: Dr. Eduardo Migliaro.

El tribunal docente integrado por los abajo firmantes aprueba la Tesis de Maestría por el Programa de Desarrollo de las Ciencias Básicas (PEDECIBA):

Dr. Richard Fariña.

Presidente del Tribunal

Dr. Carlo Biancardi.

Dr. Gustavo Brum.

Vocales

Fecha de defensa:



Agradecimientos

Un especial agradecimiento al “Canario” Gabriel Fábrika por todos estos años de trabajo en conjunto y continua orientación y tutoría en mi desarrollo como estudiante y persona. Ha sido una pieza clave para poder llevar adelante la Licenciatura, esta Maestría y sin duda lo será en el Doctorado y en futuros proyectos de investigación. Es un ejemplo de constancia en el trabajo, con una visión integral de la ciencia, convencido del camino a seguir y con resultados consistentes en el tiempo. Muy dedicado y abocado a los demás, siempre dispuesto para ayudar y aportar, fiel a su estilo y principios, proporciona siempre una óptica distinta, lógica e integradora a las diversas situaciones que se le presentan. Así fue que comenzó en una pequeña unidad en el basamento del Hospital de Clínicas y hoy se ha transformado en un laboratorio de investigación en Biomecánica de primer nivel con tecnología de última generación y un gran capital humano. Sin duda un ejemplo a seguir. Ojalá los demás estudiantes tengan la misma suerte de encontrarse con un tutor así para su carrera y desarrollo. GRACIAS!

Cabe decir que este viaje que comenzó por el 2008, fue gracias a Richard Fariña con quien conversábamos de biomecánica en sus clases de Paleontología y tuvo la visión de contactarme con el Canario, con la intuición de que podría ser un muy buen equipo para llevar adelante todo este proyecto.

Así viene siendo. Muchas Gracias a todos.



Tabla de Contenidos

1. INTRODUCCIÓN

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo general

2.2. Objetivos específicos

3. ASPECTOS METODOLÓGICOS

3.1. Muestra

3.2. Diseño experimental

3.3. Colecta y procesamiento de datos

3.3.1 Colecta y procesamiento de datos de EMG

3.3.2 Colecta y procesamiento de variables espacio-temporales

3.3.3 Estimación de los valores de rigidez

3.3.4. Análisis estadísticos

4. RESULTADOS

4.1. Resultados de los procesos de EMG

4.2. Resultados de los análisis espacio-temporales

4.3. Resultados de las estimaciones de rigidez

5 DISCUSIÓN

5.1. Discusión de los resultados del proceso de EMG

5.2. Discusión de los resultados espacio-temporales.

5.3. Discusión de las estimaciones de rigidez

5 CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

6 BIBLIOGRAFÍA



RESUMEN

Los saltos verticales son un gesto utilizado en distintos deportes y se han convertido en un indicador de interés para el estudio de la potencia de deportistas y su relación con la performance. Los saltos verticales con contramovimiento son comúnmente utilizados en la evaluación de deportistas y como modelo de investigación. El estudio de los saltos, puede segmentarse en tres niveles generales de análisis. Un primer nivel es el análisis del control muscular, un segundo nivel está dado por el estudio de aspectos asociados con la coordinación de segmentos y un tercer nivel es la evaluación del movimiento a través de parámetros que describan el movimiento del cuerpo en su conjunto. En general en los estudios presentes en la literatura se ha recurrido a uno o dos de estos niveles de análisis en forma conjunta. En el presente estudio se analizó el control muscular y la secuencia de movimientos articulares de miembros inferiores conjuntamente con la rigidez del sistema, durante saltos verticales con contramovimiento ejecutados en diferentes condiciones de capacidad de fuerza muscular. Participaron siete individuos, los cuales realizaron saltos del tipo *Countermovement jump* (CMJ) con y sin fatiga muscular aguda. Se recabaron datos cinemáticos y electromiográficos (EMG) de cuatro músculos de los miembros inferiores: *Rectus femoris*, *Biceps femoris*, *Vastus lateralis* y *Gastrocnemius*. El control muscular se estimó a partir de los resultados de las señales electromiográficas de estos músculos siguiendo un proceso de análisis temporal de las señales que ha sido utilizado en varios trabajos presentes en la literatura. Para evaluar la técnica del movimiento, se utilizó cinemetría de manera de analizar la coordinación articular en miembros inferiores, mediante el rastreo de marcadores anatómicos, utilizando 8 cámaras de alta velocidad sincronizadas y un sistema de reconstrucción 3D. Se consideraron los inicios



de movimiento, valores y tiempos de máxima velocidad en cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital durante la fase de trabajo mecánico positivo. Para determinar la rigidez de los miembros inferiores, se cuantificó la pendiente de la relación fuerza vertical (calculada a partir de componente vertical de la aceleración del centro de masa del cuerpo (COM)) y el desplazamiento vertical del COM, durante la fase de apoyo efectivo. Además, se evaluó el ajuste de los datos a una función lineal, cuadrática y cúbica. Los resultados electromiográficos obtenidos en este estudio soportan la idea de que existe una coordinación proximal-distal y que esta se altera en condiciones de fatiga. Se apoya la hipótesis de que la función de los músculos monoarticulares es la generación de fuerza y que los biarticulares tienen un papel fundamental en el mantenimiento de la secuencia proximal-distal, ya que su secuencia temporal presentó cambios en fatiga. Además, los resultados encontrados son consistentes con la existencia de un patrón de coordinación generalizado en el sentido que se identificaron agrupaciones de músculos de acción temprana y tardía, que actúan en forma predominante durante diferentes etapas del movimiento. Los movimientos articulares durante el impulso, confirmaron la existencia de una secuencia proximal-distal durante la fase de trabajo mecánico positivo del tiempo de impulso, observándose cambios en este nivel al comparar ambas condiciones. Se evidenció un aumento en la duración de los tiempos de contacto, siendo más extensos en condición de fatiga. Con respecto a los picos de velocidad articular, se observaron variaciones significativas entre condiciones, siendo la rodilla la articulación que parece tener un rol protagónico. El conjunto de los resultados espacio-temporales obtenidos en este estudio conducen a concluir que la secuencia de acción articular general no cambia con la condición pero sugieren que el nivel de potencia articular generado principalmente a nivel de la rodilla podría variar.



Los valores de K_{vert} encontrados resultaron semejantes a los reportados en la literatura para este tipo de saltos, pero no presentaron una correlación significativa con la altura del salto en ninguna de las dos condiciones. Los ajustes para la relación fuerza vertical-desplazamiento del COM a una función cúbica ($r = 0,99$) fueron significativamente mayores que para una cuadrática ($r = 0,79$) o una relación lineal ($r = 0,67$). En este estudio se discute como esa relación cúbica es consistente con los resultados encontrados para los comienzos de extensión articular, los picos de velocidad angular y sus respectivos tiempos en las articulaciones de tobillo, la rodilla y la cadera y también con los resultados electromiográficos obtenidos. El análisis conjunto de los tres niveles estudiados apoya la existencia de un patrón de coordinación muscular proximal-distal, el cual se ve afectado en condiciones de fatiga. Ese patrón es coherente con los movimientos articulares, aunque la secuencia general se mantiene constante en ambas condiciones. K_{vert} no parece ser un buen predictor y facilitador en el control de saltos verticales y por tanto el modelo masa-resorte lineal debe ser considerado cuidadosamente para poner a prueba la hipótesis de que están directamente relacionadas con el deporte y el rendimiento.



Lista de abreviaturas

BF - Biceps femoris

COM – Centro de masa

CMJ – salto con contramovimiento

CMJm - salto con contramovimiento máximo

CMJs - salto con contramovimiento sub-máximo

CR - Par articular cadera - rodilla

CT - Par articular cadera - tobillo

CVM – Contracción voluntaria máxima

EMG - Electromiografía

g - aceleración gravitatoria

GAS - Gastrocnemius

H – altura del salto

IMC – índice de masa corporal

Kvert – Rigidez vertical

LL –Longitud del miembro inferior

MTU – Unidad musculo-tendinosa

n - número de saltos.

RF - Rectus femoris



RMS – Root mean square

RT - Par articular rodilla - tobillo

VL - Vastus lateralis

TCT - tiempo de contacto total

t_v - tiempo de vuelo total

TWN - tiempo de fase de trabajo negativo

TWP - tiempo de fase de trabajo positivo



1. INTRODUCCIÓN.

La altura alcanzada durante saltos verticales es considerada un importante predictor del rendimiento en varios deportes que requieren una acción explosiva, como el voleibol o el básquetbol (Bosco, 2007, Dal Pupo *et al.*, 2012). Por tal razón y debido a que 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), los saltos verticales han sido muchas veces considerados como modelo de estudio (Rodacki *et al.*, 2002; Fábrika *et al.*, 2008; Zib y Lidor 2009). Dentro de los saltos habitualmente considerados en las evaluaciones, el *Counter Movement Jump* (CMJ) ha recibido especial atención por parte de los investigadores (Bobbert *et al.*, 1988; Bobbert *et al.*, 1994; Bobbert *et al.*, 2011; Rodacki *et al.*; 2001; Rodacki *et al.*, 2002). Este interés se basa principalmente en que el CMJ es un gesto que implica un ciclo estiramiento-acortamiento (SSC) para varios músculos de miembros inferiores (Komi y Gollhofer, 1997). De esta manera, además de contar con una técnica fácilmente controlable, como modelo de estudio, los CMJ cuentan con la ventaja respecto a otros saltos verticales de acercarse bastante a las condiciones de salto que ocurren en el deporte (Bobbert, 1996; Fábrika *et al.*, 2008).

Diferentes abordajes se han utilizado para intentar comprender las razones que conducen a lograr una mayor o menor altura durante un CMJ. Entre estos abordajes se encuentra la cuantificación del control de los músculos que determinan el movimiento. Aunque no pueden obtenerse directamente medidas del control nervioso, las actividades eléctricas de los músculos están directamente relacionadas con este (Zandwijk *et al.*,



2000). Así, una opción comúnmente utilizada para evaluar el control es cuantificar la actividad eléctrica de los principales músculos implicados en el movimiento desde la superficie corporal, técnica conocida como electromiografía de superficie (De Luca, 1997). Mediante el procesamiento de las señales obtenidas con esta técnica, se puede evaluar el grado de participación relativo de los músculos en el tiempo, así como su coordinación temporal (De Sá Ferreira *et al.*, 2010; Hug, 2011). Las medidas cuantitativas más utilizadas para estimar el control muscular son; los tiempos de inicio de actividad muscular (Di Fabio, 1987; Bonatto *et al.*, 1998) y la intensidad de la señal (valor máximo e integral de la señal) (Zandwijk *et al.*, 2000; Rodacki *et al.*, 2001; Bobbert y Cassius, 2011).

Considerando que las acciones musculares son las determinantes de los movimientos de los segmentos corporales, en un segundo nivel de análisis se encuentra el estudio de la técnica del movimiento. Esto implica cuantificar la relación temporal de los movimientos de los principales segmentos corporales asociados con el gesto que se esté estudiando, es decir cuantificar y evaluar las relaciones entre los movimientos articulares. En el caso del CMJ varios trabajos han abordado este aspecto conjuntamente con evaluaciones de EMG, entre estos estudios se destacan los análisis de Rodacki *et al.*, (2001) y Rodacki *et al.*, (2002). No obstante, en esos estudios hay algunos aspectos metodológicos que dejan dudas respecto a las asociaciones entre los resultados obtenidos (Fabrica, 2011).

En comparación con otros abordajes biomecánicos, las variables espacio-temporales, como los valores articulares u otros más generales, como el tiempo de



impulso y altura máxima alcanzada, tienen la ventaja de permitir la realización de un análisis del movimiento que resulta sencillo de interpretar (Izquierdo, 2008).

Para evaluar la secuencia de movimientos de miembros inferiores durante un salto vertical, Rodacki, *et al.*, (2001), destacaron la relevancia del momento de inicio del movimiento y el pico de velocidad angular para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.

Otros investigadores basados en el análisis de los inicios de movimiento articular y los picos de velocidad, han planteado que se puede asumir la existencia de una secuencia proximal-distal (cadera, rodilla y tobillo) durante un CMJ (Bobbert y Casius, 2011). Mediante la implementación de un modelo teórico, dichos autores proponen que existe una relación articular proximal-distal óptima, que permite alcanzar un valor de altura máximo en un salto y que ésta es reflejo del patrón de control muscular. No obstante, estos resultados no han sido plenamente confirmados con datos experimentales.

Finalmente, las acciones musculares que determinan los movimientos articulares van a definir el movimiento del cuerpo en su conjunto. Para analizar un CMJ desde un punto de vista global es necesario cuantificar parámetros que den cuenta del movimiento del cuerpo como una unidad y esto implica asumir un modelo para el movimiento del COM (Saibene y Minetti, 2003). Durante el tiempo de impulso de un CMJ, el cuerpo puede ser modelado como un resorte lineal conectado a una masa que equivale a la masa corporal, de la misma forma que se ha hecho para la carrera (Blickham, 1989; Mc Mahon y Cheng, 1990). Ese modelo conocido como modelo masa- resorte, asume que los miembros inferiores en su conjunto se comportan como



resortes que se comprimen y estiran durante la fase de impulso, es decir mientras los pies se encuentran en contacto con el piso.

En el caso de saltos con contramovimiento, la longitud de los miembros apoyados (distancia entre tobillo y cadera) decrece en la primera fase, cuando el COM desciende y aumenta durante la segunda fase cuando el COM se eleva. Bajo este supuesto, se puede calcular un valor de rigidez para todo el sistema que queda definido por la relación entre la magnitud de la componente vertical de la fuerza de reacción del piso y la variación vertical del COM durante el apoyo efectivo (Mc Mahon y Cheng, 1990). De esta manera, la rigidez del sistema constituye un valor global asociado al movimiento del cuerpo en su conjunto. Durante los saltos verticales, la rigidez del sistema se ha asociado con el rendimiento deportivo y quizás por esa razón dicha variable ha cobrado una popularidad sin precedentes en esta área durante los últimos años (Serpell *et al.* 2012).

Los datos presentes en la literatura indican que los valores bajos de rigidez están asociados con bajas alturas de salto y los valores altos con alturas de salto mayores y que ello está asociado con cambios en la activación muscular (Bobbert y Cassius, 2011). Esa conclusión, resulta bastante intuitiva si se considera que la rigidez de la pierna se ha asociado principalmente con la rigidez muscular y que a su vez está se encuentra asociada con el control que el sistema nervioso ejerce sobre los músculos (Greene y Mc Mahon, 1979).

Existen distintas formas de calcular la rigidez, siendo la rigidez vertical (K_{vert}) y rigidez de la pierna (K_{leg}), las que han sido ampliamente estudiadas (Granatta *et al.*, 2002; Brughelli y Cronin, 2008; Bobbert y Cassius, 2011). Aunque estas dos variables se calculan considerando diferentes puntos para el desplazamiento del cuerpo, cuando el



movimiento se produce principalmente en un plano, sin desplazamiento horizontal, como es el caso del impulso durante un CMJ, Kleg y Kvert tienen el mismo valor (Mc Mahon y Cheng, 1990; Brughelli y Cronin, 2008).

Por lo general, el cálculo de la rigidez del sistema se lleva a cabo como el cociente entre el valor pico de fuerza y el desplazamiento vertical del centro de masa (Brughelli y Cronin, 2008). Sin embargo, algunos trabajos relativamente recientes han utilizado la pendiente de la relación fuerza-desplazamiento (Granatta *et al.*, 2002; Bobbert y Cassius, 2011). Esta última forma, claramente proporciona una mejor representación del comportamiento mecánico durante todo el tiempo de impulso (Granatta *et al.*, 2002).

En cuanto a la utilidad de determinar un parámetro global como Kvert en el estudio de los saltos, algunos autores consideran que hacer que el sistema músculo-esquelético se comporte globalmente en forma lineal ayuda a simplificar el control neural (Biewener y Daley, 2007; Auyang *et al.*, 2009). En este sentido, mientras que el tejido tendinoso que se encuentra en serie con las fibras musculares quizás pueda ser considerado como un resorte simple, está claro que la fuerza de la fibra muscular depende de manera compleja de la longitud de las fibras musculares, la velocidad de contracción y el estado activo. En función de ello, se ha planteado que la hipótesis de considerar el conjunto de miembros inferiores como un sistema masa-resorte lineal puede resultar una simplificación excesiva (Bobbert y Cassius, 2011). Utilizar todos los valores de fuerza para la determinación de Kvert, permite evaluar si resulta correcto asumir un comportamiento lineal. Estudios previos realizados en el laboratorio en el que se llevó adelante este trabajo de maestría, han intentado estimar por separado los valores de rigidez de los elementos elásticos pasivos (SEE) y los elementos activos (CE) que en conjunto componen las unidades musculo tendinosas (MTU) de ambos miembros



inferiores. Los resultados preliminares obtenidos en dichos estudios conducen a la misma idea planteada por Bobbert y Cassius, (2011).

Evaluar si el comportamiento mecánico puede asumirse como lineal, el cálculo de K_{vert} y su relación con el control y la técnica, cobran mayor importancia en situaciones en las cuales las capacidades de fuerza muscular se ven alteradas como en fatiga (Chin *et al.*, 1997; Avela *et al.*, 1999; Windhorst, 2007; Kuitunen, 2010). Condición que 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 *et al.*, 1998). Según Nicol *et al.*, (2006), las alteraciones metabólicas asociadas a la fatiga conducen a cambios en el control que determinan el surgimiento de diferencias en las capacidades mecánicas de las MTU. Por otra parte, algunos trabajos previos sugieren que por causa de la fatiga aguda se dan cambios en la secuencia articular de movimiento aunque el patrón de control no presente cambios significativos (Rodacki, *et al.*, 2001). En base a la cuantificación de variables espacio-temporales, Bonnard *et al.*, (1994) propusieron 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. Estudios más recientes, han mostrado que tanto el nivel de activación como la secuencia temporal de acción muscular, pueden presentar variaciones en fatiga (Fábrica, 2011).

De esta manera, la fatiga muscular aguda es una condición en la que la capacidad de generar fuerza y realizar trabajo mecánico por parte de las MTU, se encuentran disminuidas y al parecer la mecánica general del movimiento se altera. No obstante, aún



no está claro si el patrón de control muscular se ve alterado y hasta el momento, no existen referencias claras respecto a lo que sucede con Kvert cuando se ejecutan CMJ con cambios impuestos sobre las características de generación de fuerza muscular. Los cambios asociados a la fatiga hacen que resulte interesante considerar esta condición en estudios donde se quiera comprender mejor la relación entre control muscular, técnica de movimiento y comportamiento mecánico global.

Este trabajo de tesis, está enfocado en el estudio de la relación entre la coordinación musculo-articular y la rigidez a nivel de los miembros inferiores, durante el CMJ, evaluando posibles cambios cuando las capacidades de fuerza muscular se ven alteradas por la fatiga.

Los resultados encontrados contribuyen a entender cómo influye el control del sistema nervioso a nivel muscular, en la técnica y en la organización global del movimiento y como esto varía por causa de la fatiga, confirmando algunas hipótesis previas y contrastando con otras. El aspecto más importante y novedoso es la discusión relacionada a si es correcto asumir que el cuerpo se comporta como un sistema lineal en un CMJ.



OBJETIVOS

2.1. Objetivo general.

Estudiar las relaciones entre el control muscular, la técnica de movimiento y el comportamiento mecánico global del sistema durante el impulso de CMJ realizados en diferentes condiciones de capacidad de fuerza muscular.

2.2. Objetivos específicos.

- Evaluar si existen cambios en parámetros que describen la secuencia temporal y el nivel de activación de los principales músculos de miembros inferiores durante el impulso de CMJ realizados en condiciones normales y de fatiga aguda.
- Analizar el comportamiento de las principales articulaciones de miembros inferiores en el plano sagital durante el impulso de CMJ realizados con y sin fatiga aguda.
- Estudiar si es correcto asumir el modelo masa-resorte como lineal y si tiene sentido el cálculo de K_{vert} cuando se realizan CMJ con y sin fatiga aguda.
- Evaluar las posibles asociaciones entre los parámetros que describen la participación de los principales músculos implicados en el salto, los movimientos articulares en miembros inferiores y K_{vert} durante CMJ realizados en condición normal y de fatiga aguda.



HIPÓTESIS

De acuerdo con los estudios previos, se espera que al comparar los CMJ realizados con y sin fatiga aguda, se observen cambios en los valores de EMG de algunos músculos con ajustes en lo que respecta tanto a secuencia como intensidad de activación, para sostener la existencia de un patrón de control generalizado, que se refleje en la secuencia articular de cadera, rodilla y tobillo y que estos cambios se asocien con variaciones en K_{vert} .



3. ASPECTOS METODOLÓGICOS.

3.1. Muestra.

Una población de siete jugadores de vóley amateurs, con previa experiencia en test de saltos verticales y sin lesiones reportadas en el último año, participaron voluntariamente de este estudio. Todos ellos firmaron un consentimiento informado aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Medicina de la Universidad de la República, Uruguay. La Tabla 3.1.1 presenta los datos demográficos y variables antropométricas de los individuos, que resultan más relevantes en función de los cálculos realizados.

Tabla 3.1.1 Características físicas de los individuos que participaron en el presente estudio. IMC (Índice de Masa Corporal), LL (largo de la pierna).

Individuo	Edad (años).	Masa (Kg).	Talla (m).	IMC (Kg/m²).	LL (m).
1	23	75.0	1.80	23.15	0.90
2	19	70.0	1.70	24.22	0.80
3	24	73.5	1.77	23.32	0.88
4	23	68.0	1.69	23.78	0.83
5	24	71.2	1.75	23.27	0.87
6	26	74.3	1.73	24.80	0.84
7	19	72,0	1,90	19,94	0,95
mean±s.d.	22.57±2.64	72.00±2.49	1.76±0.07	23.21±1.55	0.87±0.05



3.2. Diseño experimental.

Todas las instancias de obtención y procesamiento de datos se llevaron a cabo en el Laboratorio de Biomecánica de la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana de la Facultad de Medicina, UdelaR.

Cada individuo fue citado al laboratorio una única vez y el tiempo total de permanencia en cada instancia fue aproximadamente de dos horas. Antes de comenzar cada estudio, el ambiente del laboratorio se acondicionó a una temperatura de 21°C. Una vez que los individuos fueron informados del protocolo a realizar, fueron preparados para el registro de datos espacio-temporales y electromiográficos (descritos en secciones subsiguientes).

Posteriormente se realizaron una serie de actividades de acondicionamiento previo al análisis que incluyeron: 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 que consistió en 5 CMJ máximos con pausas completas.

Finalizada la entrada en calor los individuos realizaron una serie de contracciones voluntarias máximas (CVM) sobre una camilla. Estas CVM fueron: flexión plantar, dorsiflexión, extensión y flexión de rodilla, cada una con una duración de 5 segundos. Durante estas secciones se obtuvieron registros EMG a los efectos de poder normalizar los valores de EMG obtenidos para cada músculo durante los saltos.

Una vez colectados los datos correspondientes a la actividad muscular durante las CVM, se procedió a realizar la primera serie de saltos máximos sin fatiga (CMJm).

Cada sujeto realizó una serie de 5 CMJm con pausa buscando alcanzar la máxima altura posible en cada intento. Durante la ejecución de los saltos, los sujetos partieron de la posición erecta, descendiendo hasta alcanzar un ángulo de flexión de rodilla de 90° a partir de la cual comenzaron una fase de impulso vertical (fase de trabajo mecánico positivo) hasta lograr despegar del suelo (Figura 3.1).

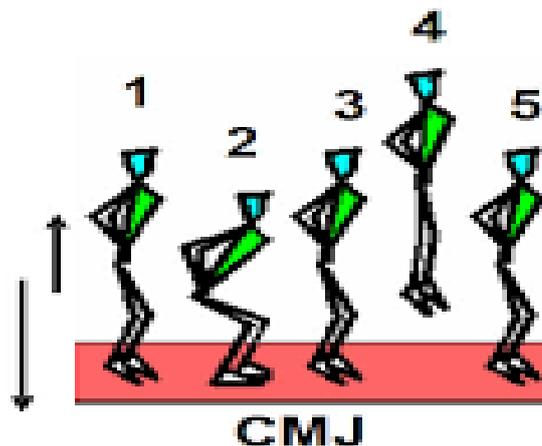


Figura 3.2.1 Técnica del gesto analizado en este trabajo. La numeración del 1 al 2 corresponde a la fase de trabajo mecánico negativo, 2 al 3 fase de trabajo mecánico positivo, 4 vuelo y 5 aterrizaje.

La variación angular de la articulación de la rodilla en el plano sagital durante los saltos fue controlada posteriormente por cinemetría, descartándose del análisis aquellos saltos en los que la flexión de rodilla presentó una variación mayor de 5° con respecto al ángulo pre-establecido como referencia (90°).



Culminada la serie de CMJm se procedió a realizar el protocolo de fatiga. La condición de fatiga fue obtenida mediante la realización de 1 minuto de saltos verticales continuos (Bosco *et al.*, 1982). El número de saltos realizados durante este período de tiempo varió entre 50 y 58 repeticiones. Para confirmar la presencia de fatiga se consideró la caída de altura entre el inicio y el final del protocolo y se comparó la potencia mecánica entre los primeros y últimos 15 segundos. Dicho indicador fue calculado luego de las instancias experimentales utilizando la siguiente ecuación:

$$W = g^2 \cdot t_v 60 [4 n (60 - t_v)]^{-1}$$

Donde g representa la aceleración gravitatoria, t_v es el tiempo de vuelo total sobre 60 segundos y n el número de saltos.

El intervalo entre el protocolo de fatiga y la segunda serie de saltos fue de 5 minutos, transcurrido este tiempo los individuos volvieron a realizar una serie de 5 CMJ buscando alcanzar la máxima altura en cada intento. Como se supone que la fatiga aguda produce cambios que tienden a disminuir la altura alcanzada, llamamos a estos, saltos submáximos (CMJs).

Se seleccionaron los mejores 3 saltos de cada individuo en cada condición para ser analizados posteriormente.

3.3. Registro y procesamiento de datos.

3.3.1 Registro y procesamiento de datos de EMG.

La EMG de superficie es una técnica de monitoreo de la actividad eléctrica de las membranas excitables (De Luca, 1997; Enoka, 2000). La señal electromiográfica corresponde a la suma algebraica de todas las señales detectadas en cierta área y puede ser afectada tanto por las características musculares (anatómicas y fisiológicas), así como por el control del sistema nervioso (Enoka, 2000) (Fig. 3.2).

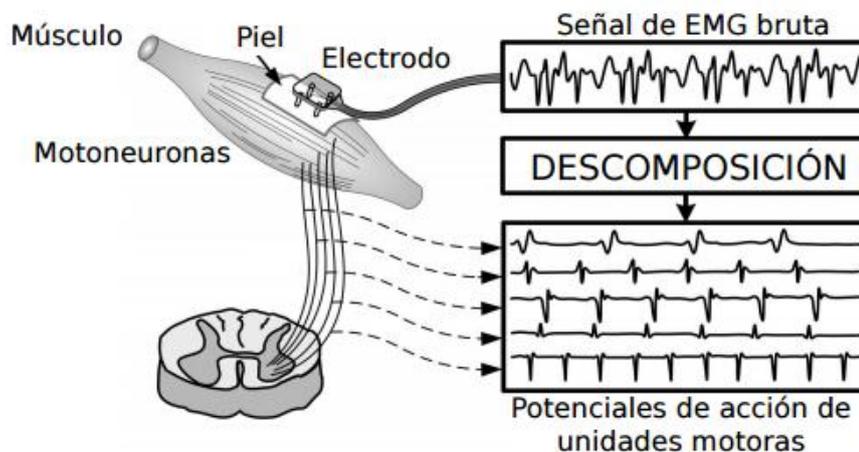


Figura 3.3.1 Esquema que representa está compuesta la señal electromiográfica.
Modificado de De Luca, 1982.

Para los registros de EMG en este trabajo se utilizaron dos electromiógrafos Miotool 400 (*Miotec*® Equipamentos Biomédicos Ltda.) (Fig. 3.3) y el software Miograph® 2.0 con una frecuencia de adquisición de datos de 1000 Hz y una ganancia de 1600.



Figura 3.3.2 Equipo y accesorios utilizados en este estudio para obtener los registros electromiográficos.

Previo a la colocación de los electrodos, para minimizar la influencia de la impedancia de la piel, las zonas de colocación fueron rasuradas, suavemente lijadas para remover las células muertas y quitar las impurezas y limpiadas con alcohol. Se colocaron electrodos de superficie de Ag-AgCl de 12 mm de circunferencia con una distancia de centro a centro de 2 cm. La ubicación de los electrodos se realizó siguiendo el protocolo padrón con configuración bipolar (De Luca, 1997) para 4 músculos: *Rectus femoris* (RF), *Biceps femoris* (BF), *Vastus lateralis* (VL) y *Gastrocnemius* (GAS).

Debido a las características rápidas y explosivas de los saltos, todos los sitios fueron aseguraron con cinta para reducir artefactos producidos por el movimiento (Voigt *et al.*, 1998) y prevenir la desconexión de los cables.

Una vez ubicados los electrodos de registro se realizaron medidas de resistencia considerando aceptables para continuar con el análisis valores menores a 5 kOhm.



Se obtuvieron registros electromiográficos durante los CMJ realizados en cada condición y durante las CVM de 5 s. Esas CVM fueron: flexión plantar, dorsiflexión, extensión y flexión de rodilla. Durante la flexión plantar y la dorsiflexión la rodilla fue mantenida a 180° y la cadera a 90°, mientras que durante la flexión y extensión de rodilla, esta articulación fue fijada a 90°.

Los registros brutos obtenidos fueron procesados utilizando los programas SAD (Laboratorio de Medições Mecánicas, Universidade Federal do Rio Grande do Sul) y Matlab 12.0[®] (*Mathworks, Inc.*). Las señales electromiográficas fueron filtradas utilizando un filtro Butterworth de tercer orden con frecuencias de corte entre 10 y 500 Hz y se sincronizaron con los registros de movimiento considerando un pulso ingresado a los dos sistemas de registro. Teniendo en cuenta el retraso electro-mecánico las señales electromiográficas fueron temporalmente desplazadas 0.012 s (Komi y Gollhofer, 1997).

Luego de un primer análisis visual, las señales brutas filtradas y sincronizadas fueron suavizadas. El concepto de suavizado involucra la supresión de altas frecuencias, por tanto puede ser realizado a través de un filtro pasa-bajo. La cantidad de suavizado puede ser regulada a través de la frecuencia de corte del filtro, cuanto menor sea la frecuencia de corte mayor será el suavizado. Dos de los métodos más comúnmente utilizados para suavizar las señales electromiográficas son el *Root Mean Square* (RMS) y la media del valor absoluto (De Sá Ferreira *et al.*, 2010). El suavizado por RMS ha sido utilizado para analizar las señales temporales de saltos en trabajos previos realizados en condición de fatiga (Rodacki *et al.*, 2002) o en condiciones sub-máximas (van Zandwijk, 2000) y por lo tanto este fue el proceso por el que se optó en éste estudio. El RMS de toda la señal se calculó para cada músculo utilizando una ventana

de tiempo de 0.25 s, la figura 3.4 muestra un ejemplo de señal bruta obtenido y el registro una vez realizado el proceso para uno de los músculos analizados.

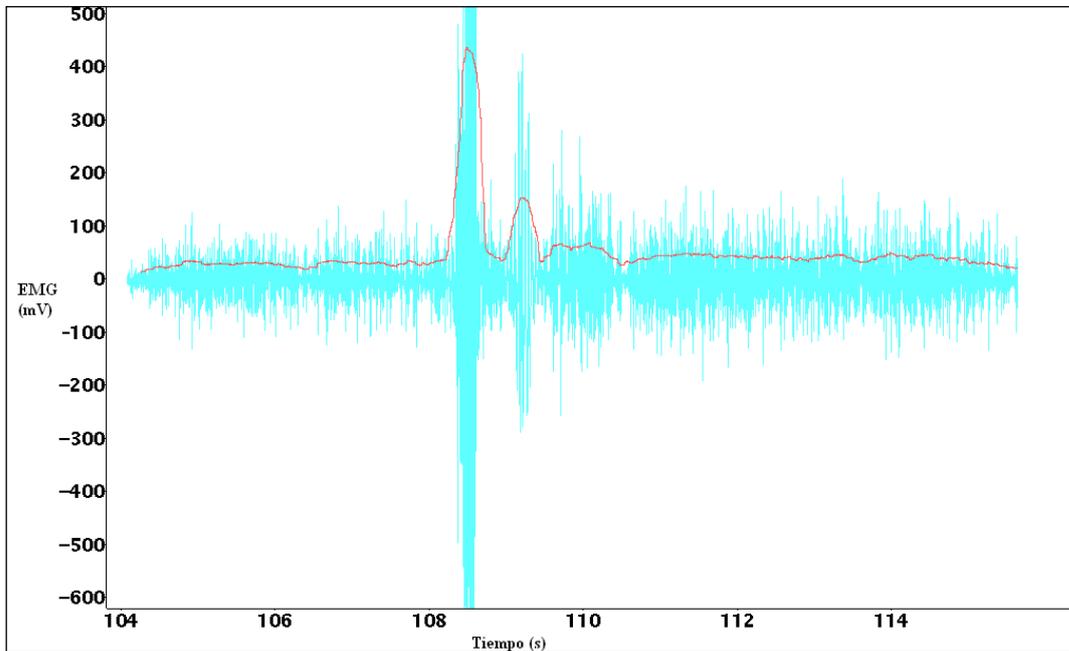


Figura 3.4. En celeste registro bruto obtenido para un músculo y en rojo resultado obtenido luego del filtrado y suavizado con RMS.

Luego de realizado el RMS se dividió cada una de las curvas por el valor máximo obtenido para cada músculo en la correspondiente CVM. Para los análisis, las señales fueron recortadas en el período correspondiente a la fase de trabajo mecánico positivo, la cual fue determinada de la posición del COM obtenida por cinetría. Posteriormente se procedió a la determinación de un conjunto de valores, a los efectos de evaluar la coordinación de los músculos analizados y el grado de participación relativo de cada uno de ellos. Estos valores fueron:

- 1- Comienzo y fin de la participación de cada músculo en relación a la duración del ciclo (este instante fue establecido considerando el cambio mayor de pendiente en la integral del RMS).



2- Pico de actividad (valor máximo de la curva de RMS).

3- Integral del RMS (área encerrada bajo la curva entre los puntos de comienzo y fin de actividad).

4- Diferencias temporales entre comienzos de participación para los diferentes músculos estudiados.

3.3.2 Colecta y procesamiento de variables espacio-temporales.

La cinemetría es el abordaje metodológico que permite realizar un análisis cinemático del movimiento a partir del registro de imágenes. Utilizando cinemetría es posible determinar la disposición espacial del cuerpo y su variación durante el transcurso de un movimiento y por tanto las variables de interés cuando se utiliza este abordaje son denominadas variables espacio-temporales. Este tipo de estudios consideran que el cuerpo está constituido por una serie de segmentos rígidos articulados. El número de segmentos considerados varía según el objetivo del análisis, en este trabajo se consideraron quince segmentos corporales. Tres correspondientes al miembro inferior, tres por cada miembro superior, dos para el tronco y uno para la cabeza y cuello.

Las variables espacio-temporales analizadas en este estudio fueron los valores angulares de articulaciones de miembros inferiores (cadera, rodilla y tobillo) en el plano sagital, las correspondientes velocidades y la posición, velocidad y aceleración del COM. El proceso para obtener estos valores consistió en rastrear marcadores colocados en el cuerpo del individuo sobre puntos anatómicos de referencia, para luego poder determinar la posición de los centros de masa de los segmentos, su disposición y calcular el COM instante a instante.

Para este proceso los individuos fueron filmados con 8 cámaras Bonita (1 MPx *optical camera*, 250 fps featuring a *varifocal lens* (4 to 12mm) and NIR *strobe*) sincronizadas automáticamente (*Giganet unit*) y las imágenes fueron procesadas con el sistema incluido en el VICON MOTION SYSTEMS (Nexus 1.8.5.61009h) (*Oxford Metrics Ltd*). La colocación de los marcadores y tomas de medidas antropométricas requeridas por el sistema fueron realizadas conjuntamente con la preparación para la adquisición de datos electromiográficos. La figura 3.3.2.1 muestra la ubicación de los marcadores utilizados en este estudio y en las tablas 3.3.2.1 a 3.3.2.5 se explica la nomenclatura correspondiente con esa figura separada por sectores del cuerpo.

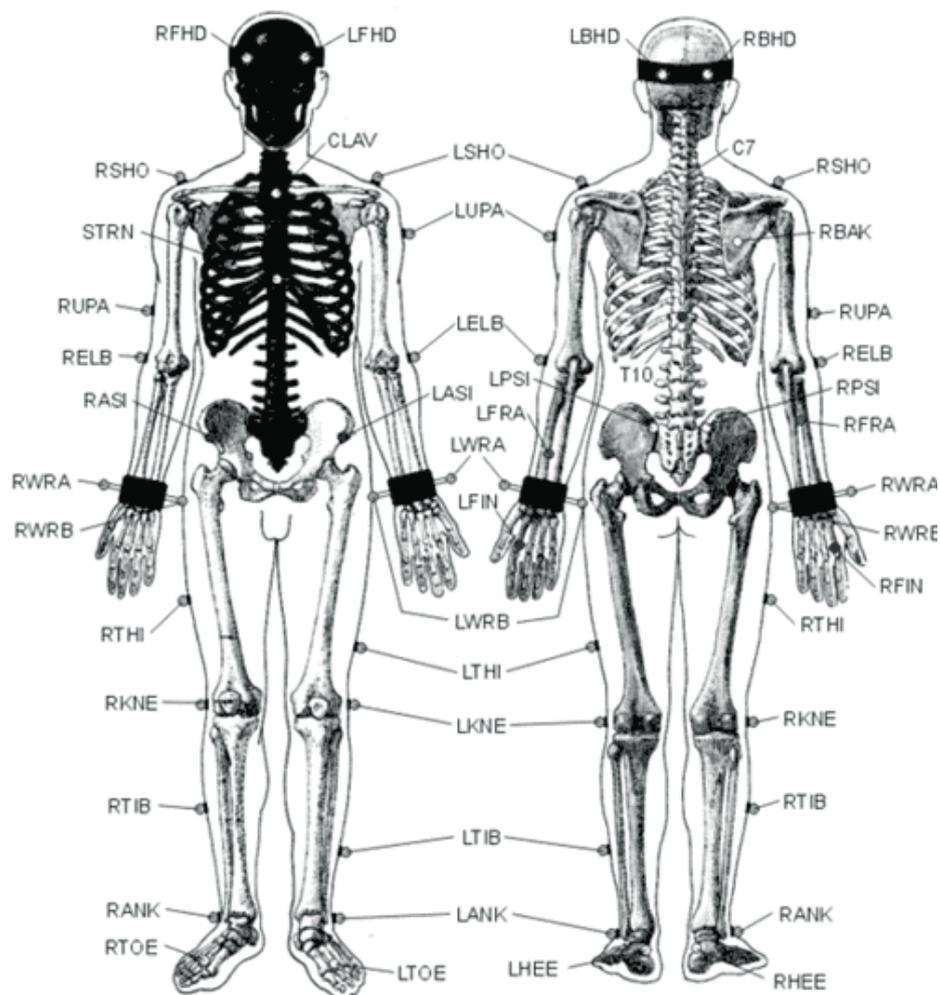




Figura 3.3.2.1. Ubicación de los marcadores utilizados para los análisis de movimiento realizados en este estudio.

Tabla 3.3.2.1. Nomenclatura y detalles sobre la zona de ubicación de los marcadores correspondientes a la cabeza.

LFHD	Situado aproximadamente sobre la sien izquierda
RFHD	Situado aproximadamente sobre la sien derecha
LBHD	Colocado en la parte posterior de la cabeza, en un plano horizontal con los marcadores delanteros
RBHD	Derecha cabeza colocado en la parte posterior de la cabeza, más o menos en un plano horizontal de los marcadores delanteros

Tabla 3.3.2.2. Nomenclatura y detalles sobre la zona de ubicación de los marcadores correspondientes al tronco.

C7	Apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical
T10	Apófisis espinosa de la décima vértebra torácica
CLAV	Manubrio esternal, a la altura de las articulaciones esterno-clavicular
STRN	Apófisis xifoides del esternón
RBAK	Situado en el centro de la escápula derecha



Tabla 3.3.2.3. Nomenclatura y detalles sobre la zona de ubicación de los marcadores correspondientes a los miembros superiores. La primera letra indica lado izquierdo (L) o derecho (R).

LSHO y RSHO	Colocado en la articulación acromio-clavicular
LUPA y RUPA	Se coloca en la parte superior del brazo entre los marcadores de codo y hombro. Debe ser colocado de forma asimétrica con RUPA
LELB y RELB	En epicóndilo lateral, en el eje de la articulación del codo
LFRA y RFRA	Se coloca en el antebrazo entre los marcadores de la muñeca y el codo. Debe ser colocado de forma asimétrica con RFRA
LWRA y RWRA	Apófisis estiloides del radio
LWRB y RWRB	Apófisis estiloides del cúbito.
LFIN y RFIN	Dorso de mano, en cabeza del segundo metacarpiano

Tabla 3.3.2.4. Nomenclatura y detalles sobre la zona de ubicación de los marcadores correspondientes a la pelvis.

LASI	Sobre la espina ilíaca antero-superior izquierda
RASI	Sobre la espina ilíaca antero-superior derecha
LPSI	Espina ilíaca postero-superior izquierda
RPSI	Espina ilíaca postero-superior derecha



Tabla 3.3.2.5. Nomenclatura y detalles sobre la zona de ubicación de los marcadores correspondientes a los miembros inferiores. La primera letra indica lado izquierdo (L) o derecho (R).

LKNE y RKNE	Cóndilo externo rodilla izquierda
LTHI y RTHI	Cara lateral de muslo, por debajo del balanceo de la mano
LANK y RANK	Maléolo externo izquierdo
LTIB y RTIB	En cara lateral de pierna
LTOE y RTOE	En la cabeza del segundo metatarsiano
LHEE y RHEE	En el calcáneo, a la altura del marcador LTOE

Las medidas antropométricas de entrada para la construcción del modelo del cuerpo utilizado en este estudio fueron las siguientes:

Altura del sujeto en mm.

Masa del sujeto en Kg.

Longitud del miembros inferiores (distancia entre trocánter femoral a maléolo interno del tobillo) en mm.

Distancia entre espinas (distancia entre espinas ilíacas anterosuperiores) en mm.

Ancho de rodillas (ancho de la rodilla a la altura del eje de flexión) en mm.

Ancho de tobillos distancia entre maléolo lateral y medial) en mm.

Ancho de muñecas (distancia entre la apófisis estiloides del cúbito y la apófisis estiloides del radio) en mm.

Espesor de manos (distancia entre la superficie dorsal y palmar de la mano) en mm.

Ancho de codos (distancia entre epicóndilo y epitróclea del húmero) en mm.

Hombros (distancia vertical desde el centro de la articulación gleno-humeral hasta el marcador en la articulación acromio-clavicular) en mm.

Una vez marcados y medidos los individuos se procedió a realizar una captura de imágenes en situación estática. Durante la misma, los individuos fueron filmados algunos segundos de pie en una posición que facilita la identificación manual de cada uno de los marcadores, para etiquetarlos y posteriormente aplicar el modelo, la Figura 3.3.2.2 resume la secuencia de pasos realizados.

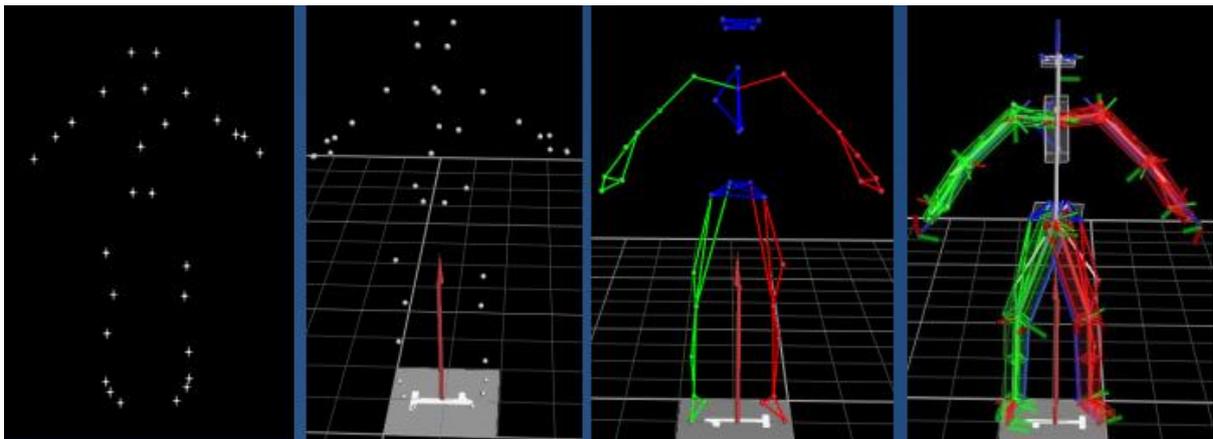


Figura 3.3.2.2. Resumen del proceso realizado durante la captura de datos espacio-temporales. Revisada la reconstrucción y retirados los marcadores técnicos, los individuos procedieron a realizar los saltos.

Cuando fue necesario, se utilizaron herramientas para rellenar las trayectorias en los períodos de tiempo en los que algún marcador no fue identificado. La figura 3.3.2.3 resume algunos de los principales inconvenientes encontrados durante el procesamiento inicial de las imágenes.

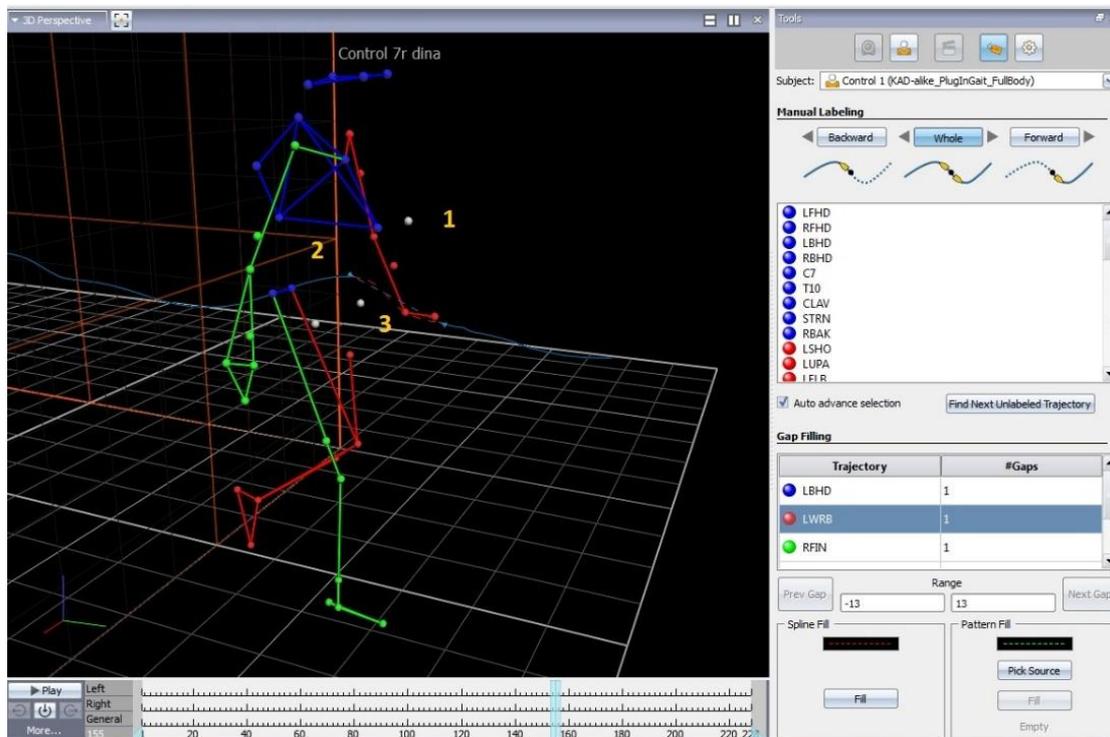


Figura 3.3.2.3. Algunos de los principales inconvenientes que se presentaron durante el procesamiento inicial de los datos en el sistema VICON. El punto1 indica un marcador identificado por las cámaras que no corresponde a un marcador real, el cual debe ser eliminado manualmente. El numeral 2 indica un marcador no reconocido durante una parte del ciclo, en la figura se muestra la reconstrucción de su trayectoria. El punto 3 muestra un marcador que durante una parte del ciclo no es reconocido por el sistema, estos puntos debieron ser etiquetados en forma manual nuevamente.



Se identificaron los instantes de tiempo en que se produjo el inicio del movimiento del COM 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 Rodacki *et al.*, (2001). El inicio del movimiento fue considerado como el instante en el que la coordenada vertical del COM disminuyó más de 5,0% a partir de la posición asumida antes de iniciar el movimiento (Figura 3.3.2.4), considerado como el 100% el punto más bajo del COM. La diferencia entre este instante y el momento de mínimo valor en la vertical para el COM (Figura 3.3.2.5), se consideró como tiempo de fase de trabajo negativo (TWN). El tiempo de fase de trabajo positivo (TWP) quedó definido como la diferencia de tiempo entre el cuadro siguiente al final del TWN y el instante de despegue que se determinó a partir de la curva de aceleración del COM (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.

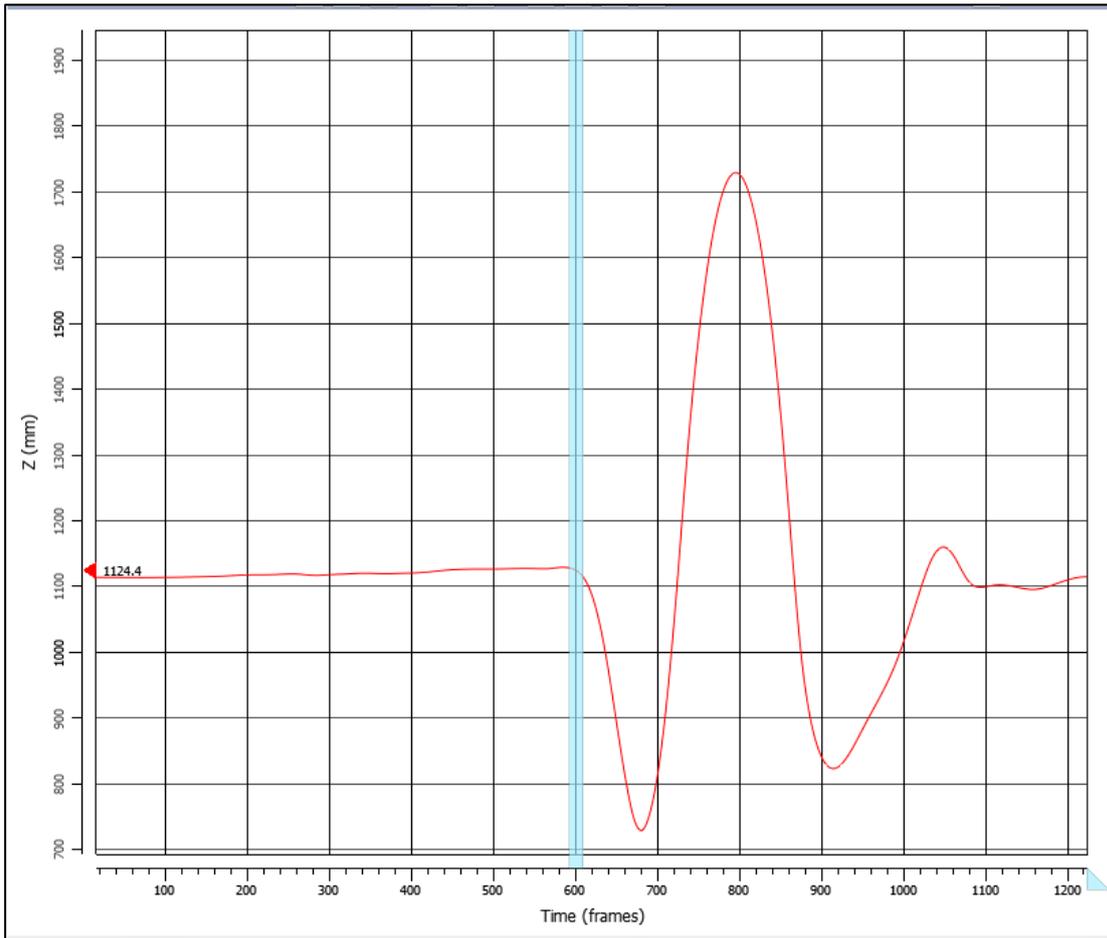


Figura 3.3.2.4. Variaciones en la dirección vertical (eje Z) de COM durante uno de los saltos estudiados.

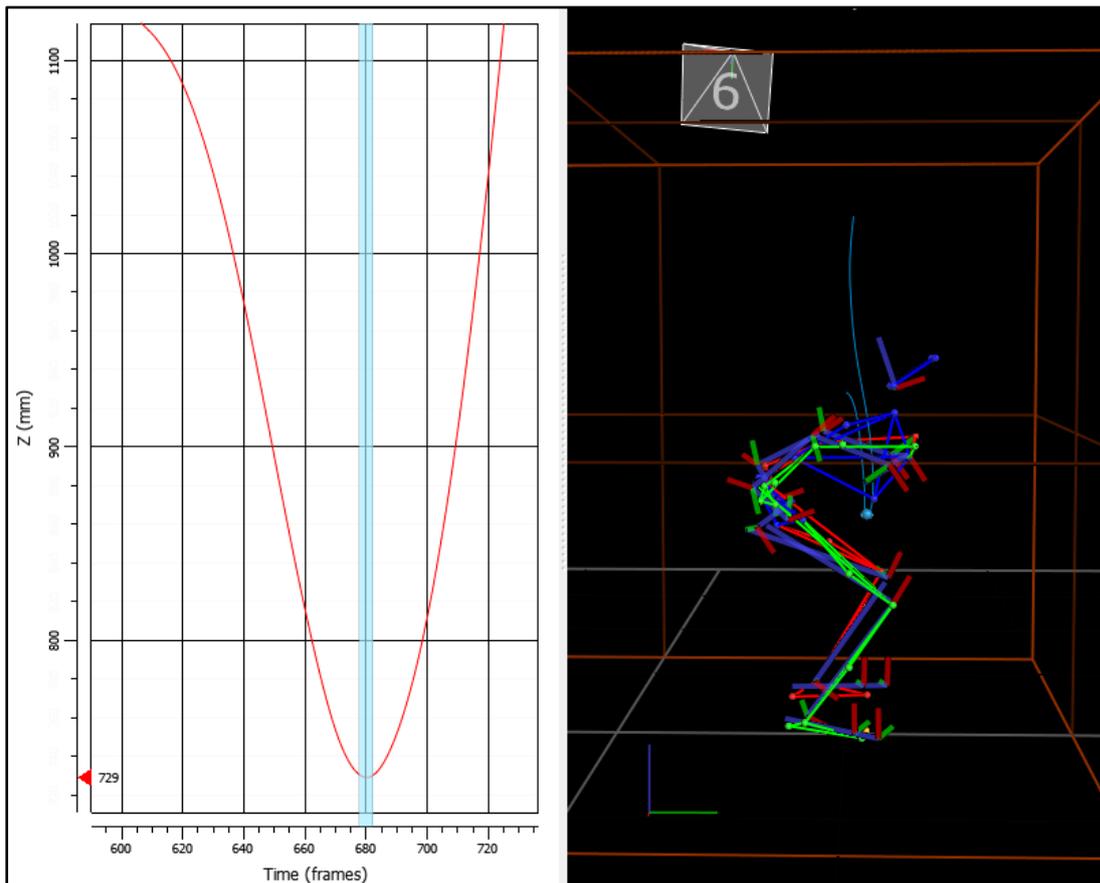


Figura 3.3.2.5. Determinación del instante final del TWN y comienzo del TWP durante uno de los saltos estudiados.

La altura máxima alcanzada del salto (H) fue determinada de la diferencia entre el valor máximo de la componente vertical de posición del COM 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 (Figura 3.3.2.6) se determinaron los momentos de inicio de movimientos articulares relativos al tiempo de despegue para poder evaluar las diferencias entre inicios de movimientos de cadera y rodilla (CR) entre rodilla y tobillo (RT) y entre cadera y tobillo (CT):

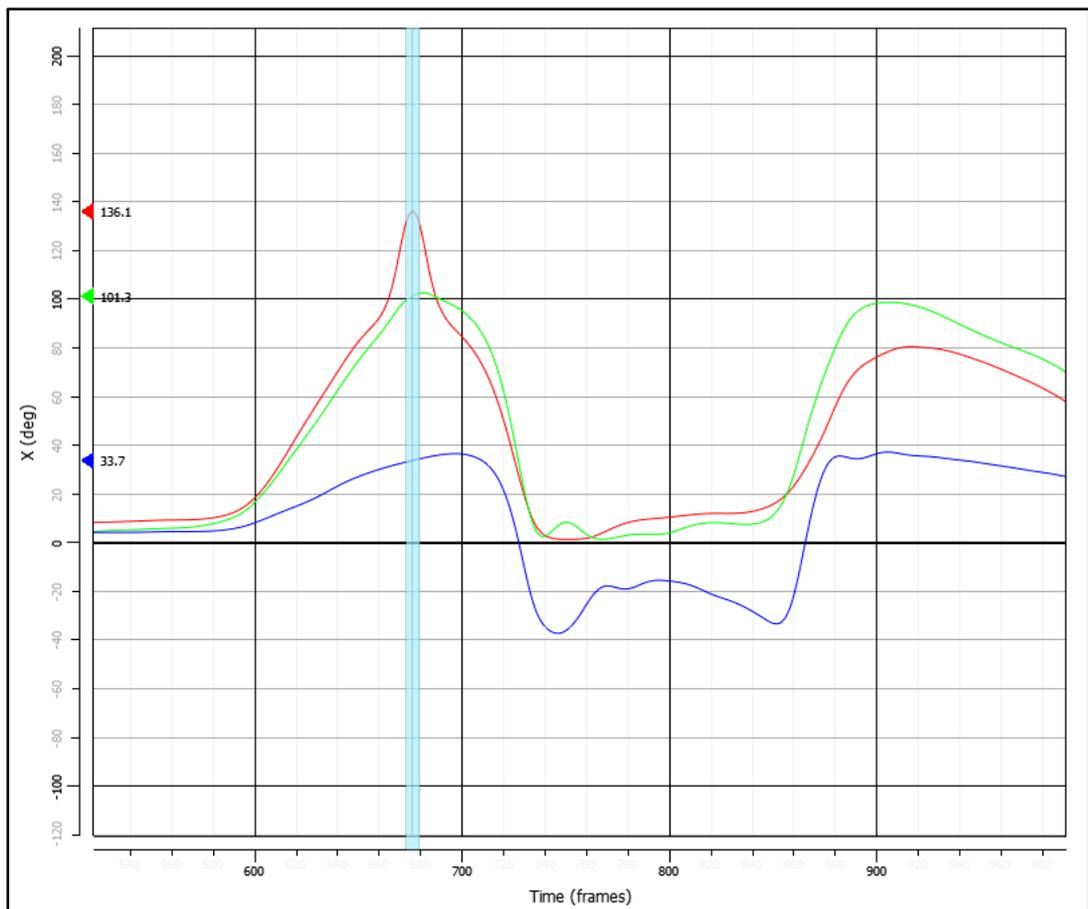


Figura 3.3.2.6. Ejemplo de valores de secuencia articular para miembro inferior en el plano sagital obtenidos durante uno de los saltos realizados en este estudio. El registro rojo corresponde a la cadera, el verde a la rodilla y el azul al tobillo.

De las curvas de velocidad angular (Figura 3.3.2.7 a 3.3.2.9) se determinaron las siguientes variables:

- PVC: Máximo valor de velocidad angular de cadera en el plano sagital durante la fase de trabajo positivo.
- PVR: Máximo valor de velocidad angular de rodilla en el plano sagital durante la fase de trabajo positivo.
- PVT: Máximo valor de velocidad angular de tobillo en el plano sagital durante la fase de trabajo positivo.

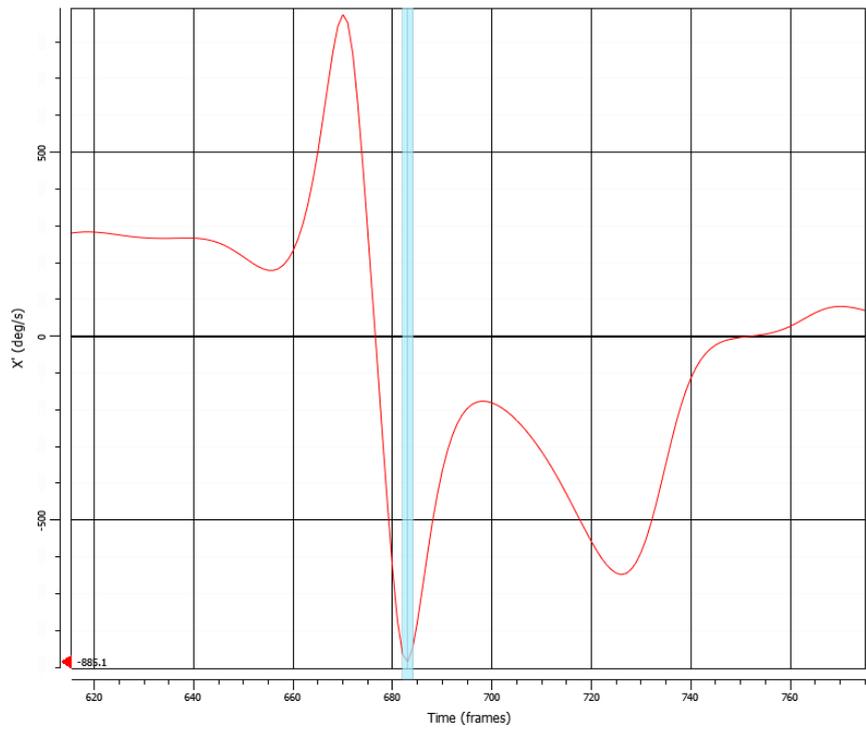


Figura 3.3.2.7. Ejemplo de registro de velocidad angular para la cadera en el plano sagital.

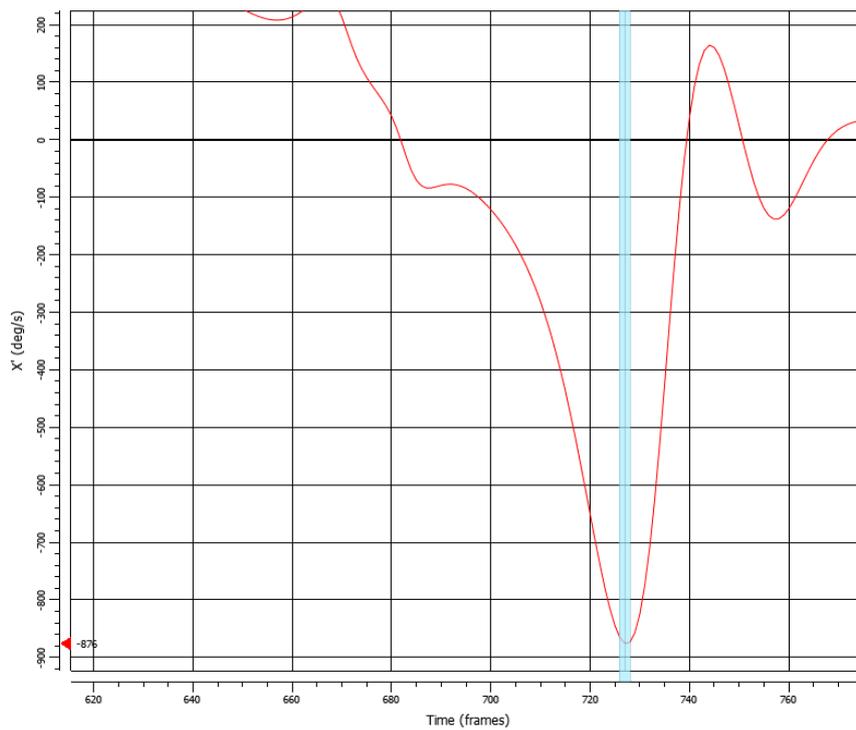


Figura 3.3.2.8. Ejemplo de registro de velocidad angular para la rodilla en el plano sagital.

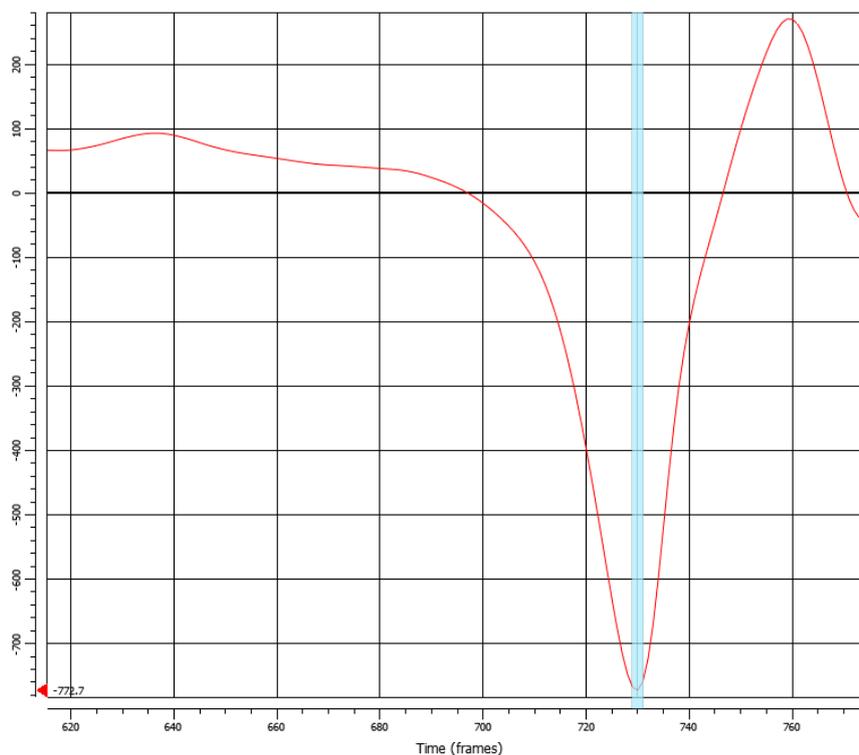


Figura 3.3.2.9. Ejemplo de registro de velocidad angular para el tobillo en el plano sagital.

3.3.3 Estimación de los valores de rigidez.

En la literatura, K_{vert} es calculada por la relación entre la fuerza vertical máxima de reacción contra el piso (F_z) y el desplazamiento vertical máximo del COM durante la fase de contacto, que coincide con la máxima compresión de la pierna actuando como un resorte. Al igual que Granatta *et al.*, (2002) y Bobbert y Cassius, (2011), en el presente estudio K_{vert} fue calculada como la pendiente de la relación entre



la fuerza de reacción del piso y el desplazamiento vertical del COM, durante la fase de contacto. Estos cálculos fueron realizados en el programa Matlab R2012[®] (*Mathworks, Inc.*) tomando como valores de entrada los datos de componente vertical y desplazamiento obtenidos para el COM en la reconstrucción 3D. Los valores de la posición y aceleración vertical para cada salto fueron exportados. Se obtuvieron las curvas de fuerza vertical considerando las masas de los individuos, estas fueron recortadas en el mismo periodo de tiempo correspondiente al TWP y con los datos obtenidos se calculó la pendiente de la relación entre Fz y desplazamiento vertical del COM para obtener Kvert. Cada curva de esta relación se ajustó posteriormente a una función lineal, una cuadrática y una cúbica ya que el análisis visual luego del proceso inicial, mostro la existencia de uno o dos picos en el tramo recortado para cada uno de los saltos.

3.3.4. Análisis estadísticos.

Para determinar cada variable, se consideró el promedio de los valores obtenidos para los 3 saltos seleccionados de cada individuo en cada condición.

Para cada serie de saltos se calculó la media y desvío estándar de todas las variables y se evaluó el ajuste de los datos a una distribución normal a través de la prueba de Shapiro-Wilk. Se seleccionó este test por ser uno de los más potentes para muestras pequeñas (Shapiro Wilk, 1995)

En variables donde no se encontró normalidad se realizó el test no paramétrico de Kolmogorov-Smirnov para determinar la bondad de ajuste entre ambas condiciones.



Los valores medios de las variables para cada individuo fueron comparados entre condiciones (CMJm, CMJs). Para ello se utilizó en cada caso un 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 $p \leq 0,05$.

A los efectos de determinar cuáles de las variables definidas se asocian con la altura de los saltos en condición de fatiga y no fatiga se realizó el test de correlación de Pearson ($p < 0,05$) para cada variable con respecto a la altura lograda en cada condición.

4. RESULTADOS.

4.1. Resultados de los procesos de EMG.

En la tabla 4.1.1 se presentan los valores de las integrales de RMS obtenidos para cada músculo.

Tabla 4.1.1: Valores de los integrales de RMS para cada músculo, en los 3 saltos CMJm y CMJs seleccionados para cada individuo.

Individuo	Condición	Int BF	Int RF	Int VL	Int GAS
1	CMJm	0,135	0,377	0,460	0,573
1	CMJm	0,116	0,376	0,474	0,491
1	CMJm	0,152	0,432	0,447	0,631
1	CMJs	0,129	0,374	1,206	0,438
1	CMJs	0,125	0,447	1,618	0,468
1	CMJs	0,153	0,332	0,742	0,541
2	CMJm	0,368	0,508	0,297	0,352
2	CMJm	0,317	0,534	0,355	0,402
2	CMJm	0,279	0,487	0,367	0,392
2	CMJs	0,215	0,500	0,437	0,326
2	CMJs	0,207	0,535	0,494	0,259
2	CMJs	0,242	0,481	0,474	0,342
3	CMJm	0,288	0,709	0,492	0,252
3	CMJm	0,303	0,605	0,425	0,282
3	CMJm	0,298	0,643	0,501	0,225



3	CMJs	0,233	0,587	0,492	0,231
3	CMJs	0,421	0,560	0,525	0,269
3	CMJs	0,390	0,610	0,471	0,238
4	CMJm	0,131	0,359	0,296	1,410
4	CMJm	0,146	0,416	0,408	1,333
4	CMJm	0,171	0,303	0,436	1,485
4	CMJs	0,437	0,330	1,447	1,359
4	CMJs	0,353	0,365	1,005	1,403
4	CMJs	0,288	0,255	0,472	1,762
5	CMJm	0,360	0,225	0,430	0,221
5	CMJm	0,428	0,270	0,408	0,224
5	CMJm	0,313	0,292	0,454	0,213
5	CMJs	0,412	0,283	0,551	0,246
5	CMJs	0,315	0,257	0,459	0,222
5	CMJs	0,296	0,195	0,502	0,206
6	CMJm	0,334	0,351	0,268	0,408
6	CMJm	0,363	0,376	0,341	0,361
6	CMJm	0,369	0,396	0,362	0,403
6	CMJs	0,346	0,424	0,433	0,389
6	CMJs	0,279	0,343	0,399	0,359
6	CMJs	0,281	0,385	0,370	0,413
7	CMJm	0,326	0,684	0,531	0,332
7	CMJm	0,355	0,642	0,456	0,339
7	CMJm	0,406	0,756	0,447	0,301
7	CMJs	0,389	0,689	0,527	0,263
7	CMJs	0,354	0,843	0,479	0,283
7	CMJs	0,381	0,652	0,544	0,278

Los siguientes gráficos de las figuras 4.1.1 y 4.1.2 muestran la activación de cada músculo calculada mediante el promedio de las integrales en los tres saltos seleccionado en cada condición por separado.

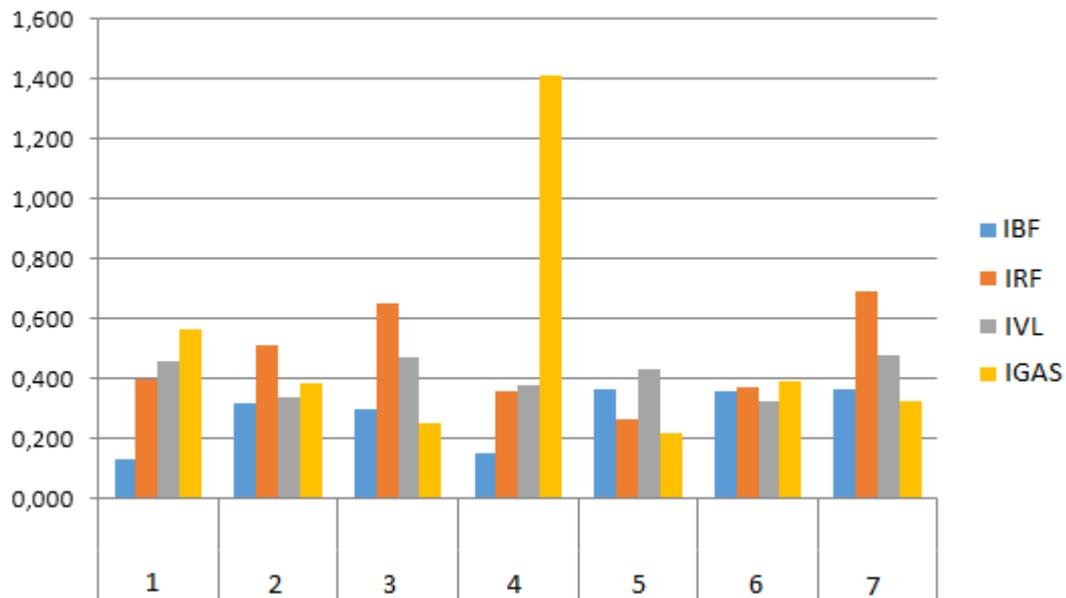


Figura. 4.1.1. Activación de cada músculo sin fatiga, calculada mediante el promedio de las integrales en los tres CMJm seleccionados para cada individuo.

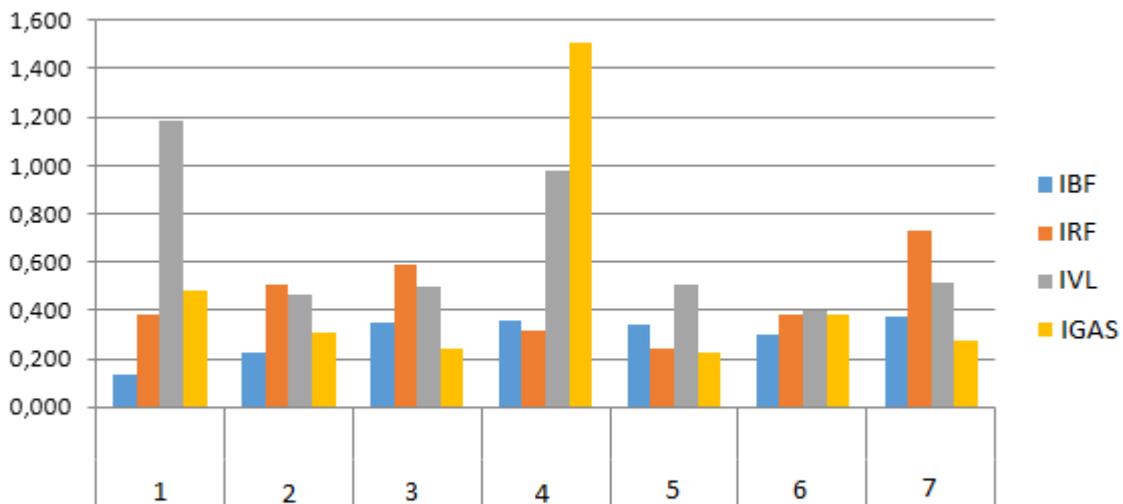


Figura. 4.1.2. Activación de cada músculo en condición de fatiga, calculada mediante el promedio de las integrales en los CMJs seleccionados para cada individuo.

La tabla 4.1.2 presenta los resultados estadísticos de la comparación de la actividad muscular, estudiados en CMJm y CMJs.



Tabla 4.1.2: Resultados del Test de Student para medidas pareadas ($p < 0,05$) de la actividad de cada músculo considerando los tres saltos seleccionados para los 7 individuos estudiados, en ambas condiciones.

Músculo	N de saltos	CMJm		CMJs		P-valor
		Mean	SD	Mean	SD	
IBF	21	0,28371	0,09920	0,29743	0,09556	0,5756
IRF	21	0,46386	0,15684	0,44986	0,16514	0,3876
IVL	21	0,41214	0,07145	0,64986	0,35589	0,0065
IGAS	21	0,50619	0,39428	0,49024	0,44038	0,3921

Los valores obtenidos muestran que en términos generales, no se observaron diferencias significativas en la actividad muscular entre condiciones, exceptuando al VL que presentó un gran aumento en su actividad en condición de fatiga.

La tabla 4.1.3 presenta los valores obtenidos para el pico de actividad de cada músculo.

Tabla 4.1.3. Valor máximo de actividad muscular para cada músculo en los 3 saltos CMJm y CMJs seleccionados para cada individuo.

Individuo	Condición	Pico BF	Pico RF	Pico VL	Pico GAS
1	CMJm	0,283	0,897	0,781	1,347
1	CMJm	0,213	0,831	0,814	1,105
1	CMJm	0,380	1,003	0,781	1,340
1	CMJs	0,254	0,773	2,225	0,997
1	CMJs	0,289	0,904	2,899	1,151
1	CMJs	0,310	0,713	1,319	1,202
2	CMJm	0,928	0,815	0,592	0,980
2	CMJm	0,665	0,876	0,753	1,138
2	CMJm	0,605	1,013	0,864	1,138
2	CMJs	0,347	0,998	0,787	0,983
2	CMJs	0,324	1,213	1,061	0,721
2	CMJs	0,436	0,937	1,026	0,929
3	CMJm	0,543	1,399	0,981	0,700
3	CMJm	0,465	1,476	0,916	0,814
3	CMJm	0,429	1,385	1,007	0,628

3	CMJs	0,399	1,218	1,024	0,599
3	CMJs	0,493	1,328	1,116	0,712
3	CMJs	0,570	1,458	0,998	0,643
4	CMJm	0,306	0,820	0,569	3,108
4	CMJm	0,346	0,911	0,743	3,151
4	CMJm	0,301	0,709	0,814	3,108
4	CMJs	0,908	0,662	2,306	3,324
4	CMJs	0,712	0,734	1,637	3,288
4	CMJs	0,586	0,594	0,977	3,488
5	CMJm	0,913	0,601	1,113	0,570
5	CMJm	1,123	0,687	0,890	0,567
5	CMJm	0,880	0,704	1,101	0,497
5	CMJs	1,075	0,780	1,221	0,590
5	CMJs	0,763	0,608	1,014	0,568
5	CMJs	0,733	0,508	1,207	0,443
6	CMJm	0,653	0,835	0,622	1,197
6	CMJm	0,750	0,886	0,706	1,011
6	CMJm	0,694	0,799	0,784	1,147
6	CMJs	0,576	0,940	0,876	1,022
6	CMJs	0,524	0,754	0,938	1,061
6	CMJs	0,464	0,830	0,694	1,107
7	CMJm	0,514	1,580	1,240	1,016
7	CMJm	0,571	1,623	0,984	0,933
7	CMJm	0,548	1,688	0,911	0,895
7	CMJs	0,560	1,525	1,064	0,686
7	CMJs	0,466	1,670	1,007	0,720
7	CMJs	0,554	1,525	1,102	0,807

Los gráficos de las figuras 4.1.3 y 4.1.4 comparan el promedio del pico de activación alcanzado por cada musculo en ambas condiciones por separado.

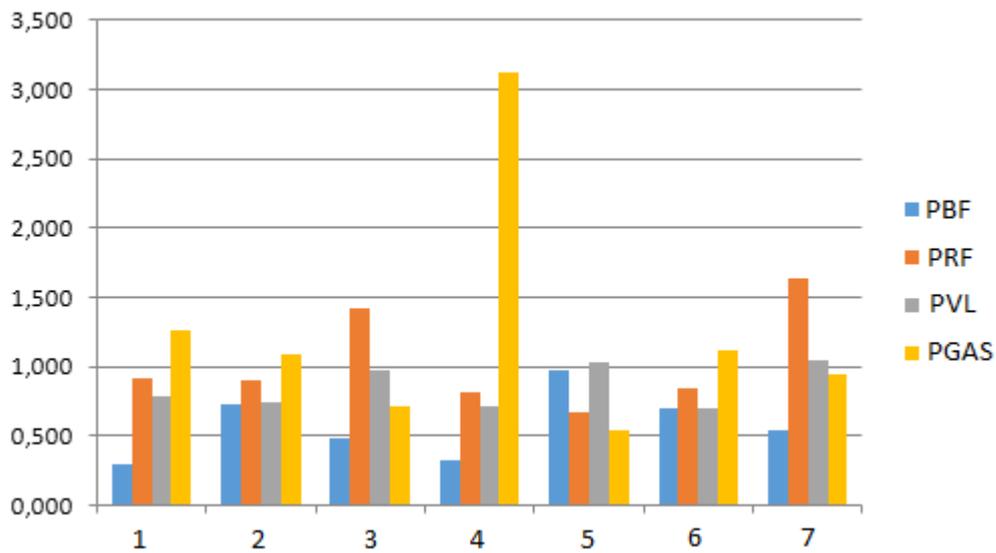


Figura. 4.1.3. Pico de actividad alcanzado por cada músculo sin fatiga, calculado mediante el promedio de los tres CMJm seleccionados para cada individuo

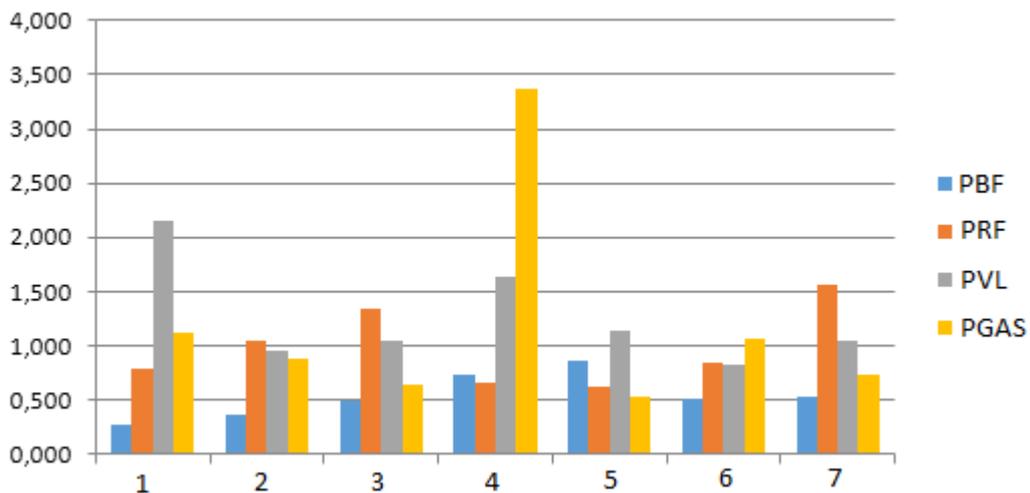


Figura 4.1.4. Activación de cada músculo en condición de fatiga, calculada mediante el promedio de los tres CMJs seleccionados para cada individuo.

La tabla 4.1.4 presenta los resultados estadísticos de la comparación del máximo de intensidad en la señal de los músculos estudiados para CMJm y CMJs.

Tabla 4.1.4: Resultados del Test de Student para medidas pareadas ($p < 0,05$) de la actividad máxima alcanzada por cada músculo considerando los tres saltos seleccionados para los 7 individuos estudiados, en ambas condiciones.



Músculo	N de saltos	CMJm		CMJs		P-valor
		Mean	SD	Mean	SD	
IBF	21	0.57667	0.24342	0.54014	0.20846	0.5320
IRF	21	1.02562	0.34333	0.98438	0.34924	0.2411
IVL	21	0.85552	0.17448	1.26181	0.55517	0.0066
IGAS	21	1.25667	0.81795	1.19243	0.93438	0.1327

Los valores máximos de actividad registrados muestran que en términos generales, no se observaron diferencias significativas en los picos de actividad muscular entre condiciones, a excepción del VL que presentó un gran aumento en su pico en condición de fatiga.

La secuencia de activación muscular se calculó para estudiar si existe un patrón temporal de activación y si hay variaciones en condición de fatiga. Los resultados de este proceso se presentan en la Tabla 4.1.5 que muestra la secuencia temporal de activación para cada músculo, en los 3 saltos seleccionados de cada individuo, en ambas condiciones.

Tabla 4.1.5. Secuencia temporal de activación de cada músculo, en los 3 saltos seleccionados CMJm y CMJs seleccionados para cada individuo.

Individuo	Condición	GAS-VL	GAS-RF	GAS-BF	VL-BF
1	CMJm	0,060	0,730	0,660	0,600
1	CMJm	0,000	0,690	0,680	0,680
1	CMJm	-0,030	0,700	0,740	0,770
1	CMJs	-0,090	1,010	0,993	1,080
1	CMJs	-0,150	0,870	0,785	0,935
1	CMJs	-0,078	0,900	0,798	0,880
2	CMJm	0,087	0,591	0,726	0,639
2	CMJm	0,132	0,636	0,639	0,507
2	CMJm	0,119	0,623	0,545	0,426
2	CMJs	0,135	0,699	0,860	0,725
2	CMJs	0,038	0,698	0,752	0,714
2	CMJs	0,156	0,805	0,843	0,687
3	CMJm	-0,017	0,549	0,580	0,597



3	CMJm	0,152	0,604	0,730	0,578
3	CMJm	-0,012	0,554	0,304	0,316
3	CMJs	0,014	0,831	0,741	0,727
3	CMJs	0,019	0,652	0,606	0,587
3	CMJs	-0,044	0,681	0,390	0,434
4	CMJm	0,142	0,503	0,545	0,403
4	CMJm	0,104	0,487	0,487	0,383
4	CMJm	0,187	0,51	0,435	0,248
4	CMJs	0,274	0,687	0,584	0,31
4	CMJs	0,345	0,706	0,603	0,258
4	CMJs	0,139	0,603	0,655	0,516
5	CMJm	0,159	0,922	0,875	0,716
5	CMJm	0,181	0,922	0,856	0,675
5	CMJm	0,152	0,922	0,873	0,721
5	CMJs	0,080	0,986	0,951	0,871
5	CMJs	0,150	1,055	1,006	0,856
5	CMJs	0,119	0,986	0,982	0,863
6	CMJm	0,047	0,411	0,350	0,303
6	CMJm	0,037	0,354	0,331	0,294
6	CMJm	0,000	0,392	0,313	0,313
6	CMJs	0,049	0,459	0,425	0,376
6	CMJs	0,082	0,567	0,458	0,376
6	CMJs	0,053	0,538	0,430	0,377
7	CMJm	0,083	0,744	0,556	0,473
7	CMJm	-0,004	0,744	0,581	0,585
7	CMJm	-0,040	0,700	0,825	0,865
7	CMJs	0,000	0,918	0,975	0,975
7	CMJs	-0,058	0,860	0,917	0,975
7	CMJs	0,000	0,917	0,917	0,917

Los gráficos de las figuras 4.1.5 y 4.1.6, reflejan la secuencia temporal de activación de los músculos estudiados, en ellos se presentan las diferencias calculadas por pares considerando el promedio de los tres saltos seleccionado en cada condición por separado.

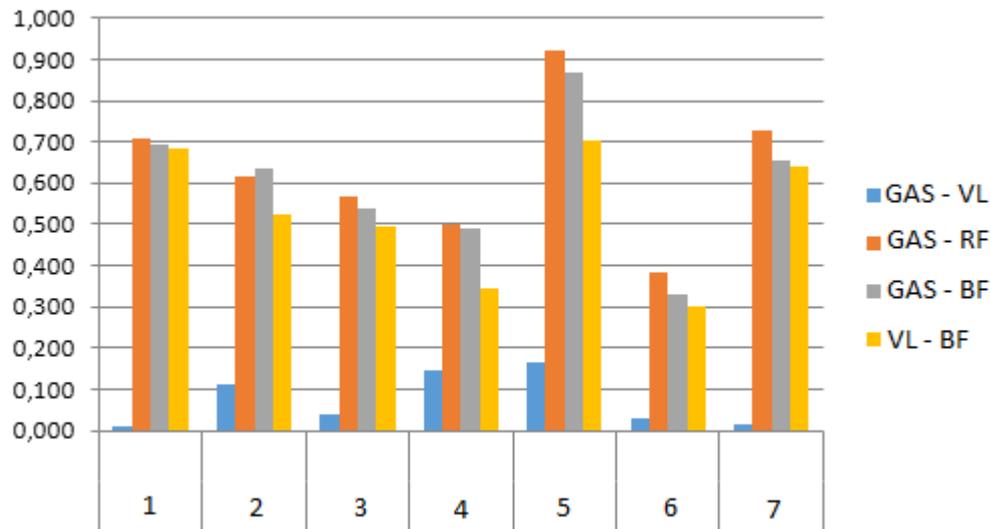


Figura 4.1.5. Diferencia en los tiempos de activación entre músculos (segundos) sin fatiga, calculado mediante el promedio de los tres CMJm seleccionados para cada individuo.

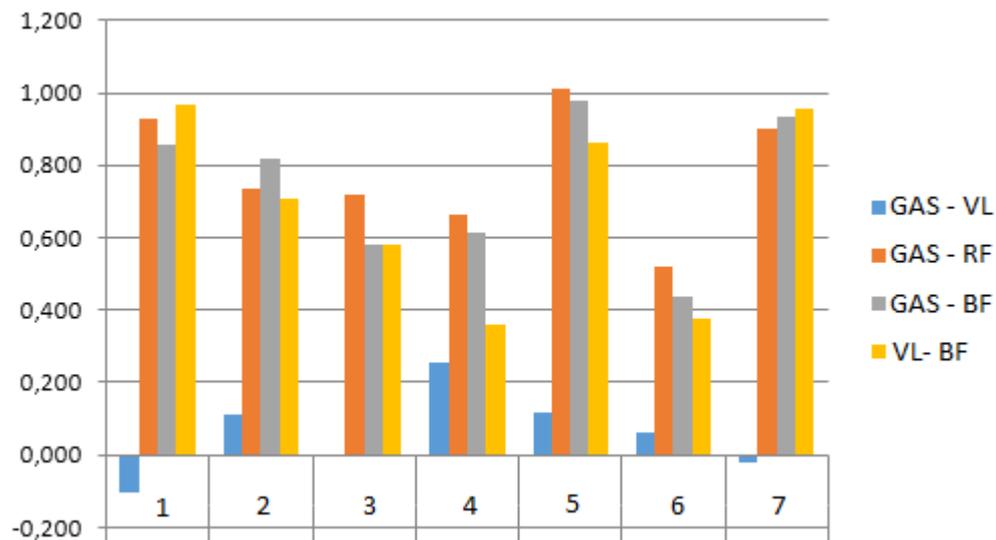


Figura 4.1.6. Diferencia en los tiempos de activación entre músculos (segundos) en condición de fatiga, calculado mediante el promedio de los tres CMJs seleccionados para cada individuo.

La Tabla 4.1.6 presenta las comparaciones estadísticas de las diferencias en los tiempos de activación para los pares de músculos entre los saltos realizados en cada condición CMJm y CMJs.



Tabla 4.1.6: Resultados del Test de Student para medidas pareadas ($p < 0,05$) de las secuencias de activación entre músculos, considerando los tres saltos seleccionados para los 7 individuos estudiados, en ambas condiciones.

Músculo	N de saltos	CMJm		CMJs		P
		Mean	SD	Mean	SD	
GAS-VL	21	0.07329	0.07536	0.05871	0.11886	0.4865
GAS-RF	21	0.63276	0.16604	0.78229	0.16958	0.0001
GAS-BF	21	0.60148	0.18490	0.74624	0.20629	0.0001
VL-BF	21	0.52819	0.17929	0.68757	0.25378	0.0002

Los valores obtenidos muestran que en términos generales, existieron diferencias significativas en las secuencias de activación muscular entre condiciones, a excepción del par GAS-VL.

4.2. Resultados de las variables espacio-temporales.

La evaluación del efecto del protocolo de fatiga, como proceso realizado en base a valores espacio-temporales, se presenta en esta sección.

Durante el minuto de saltos continuos del protocolo se dio una caída absoluta promedio de la altura de los saltos de 5cm al comparar el inicio con el final del período. Considerando 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, *et al.*, (2001) al comparar la altura de CMJ realizados antes y después de un protocolo idéntico al utilizado en este estudio. Además, los valores de potencia calculados en los primeros 15 segundos ($2478,3 \pm 142,2$ Watts) y en los 15 segundos finales del protocolo ($1294,0 \pm 60,7$ Watts) resultaron significativamente diferentes.



En base a estos resultados se puede asumir que los CMJs fueron realizados en condición de fatiga aguda.

A continuación se presentan los resultados de las comparaciones de las variables espacio-temporales que fueron seleccionadas para analizar la técnica de movimiento comenzando por aquellas que describen el movimiento globalmente y finalizando con los valores articulares que constituyen una descripción más detallada.

La tabla 4.2.1 presenta los valores medios para las alturas alcanzadas en los saltos analizados conjuntamente con la duración de las diferentes fases del apoyo consideradas en este análisis. Como puede verse todos los valores resultaron significativamente diferentes al comparar los resultados obtenidos en ambas condiciones.

Tabla 4.2.1. Valores generales de alturas alcanzadas en ambas situaciones estudiadas y fases de tiempos de contacto. En cada caso se indica la media y SD. La tercera columna indica el p resultante del análisis del test t de medidas apareadas.

	CMJm	CMJs	p
H (cm)	0,30±0,05	0,28 ±0,05	0,05
TCT (s)	0,62±0,07	0,82±0,12	0,005
TWP(s)	0,19±0,02	0,23±0,04	0,001
TWN (s)	0,44±0,09	0,59±0,08	0,024

La técnica de movimiento fue analizada en base a la secuencia de acción articular de miembros inferiores. Como fue explicado en los métodos se consideraron para ello tanto los valores de inicio del movimiento articular como la velocidad máxima desarrollada por cada articulación durante la fase de trabajo mecánico positivo.

La figura 4.2.1 resume los valores obtenidos para la secuencia de inicios de movimiento articular. Las comparaciones de los inicios de movimientos para cada par de

articulaciones durante los CMJm y CMJs resultaron en test de t para CR ($p=0,000$), RT ($p=0,045$) y CT ($p=0,002$).

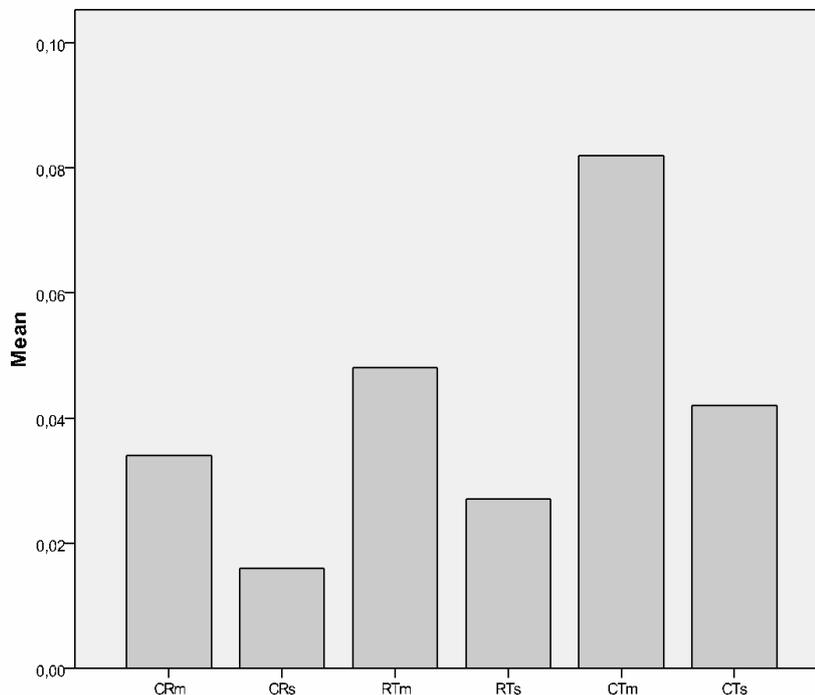


Figura 4.2.1. Representación de los valores medios para las diferencias de inicios de movimiento articular. Los subíndices m y s indican la condición de CMJm y CMJs respectivamente para cada par de articulaciones. Todos los inicios de movimiento presentaron diferencias significativas (ver texto).

La figura 4.2.2, por su parte resume los resultados obtenidos para los valores máximos (picos de velocidades angulares) obtenidos para cadera, rodilla y tobillo durante las fases de trabajo mecánico positivo. Los valores de p que resultaron de las comparaciones de velocidades máximas desarrolladas durante CMJm y CMJs fueron para PVC ($p=0,000$), PVR ($p=0,000$), y PVT ($p=0,002$).

En esa figura se puede apreciar que en términos relativos durante los CMJm la mayor velocidad angular correspondió a la rodilla seguida de tobillo y cadera, mientras que en los CMJs la secuencia de valores de velocidades fue tobillo, rodilla y cadera.

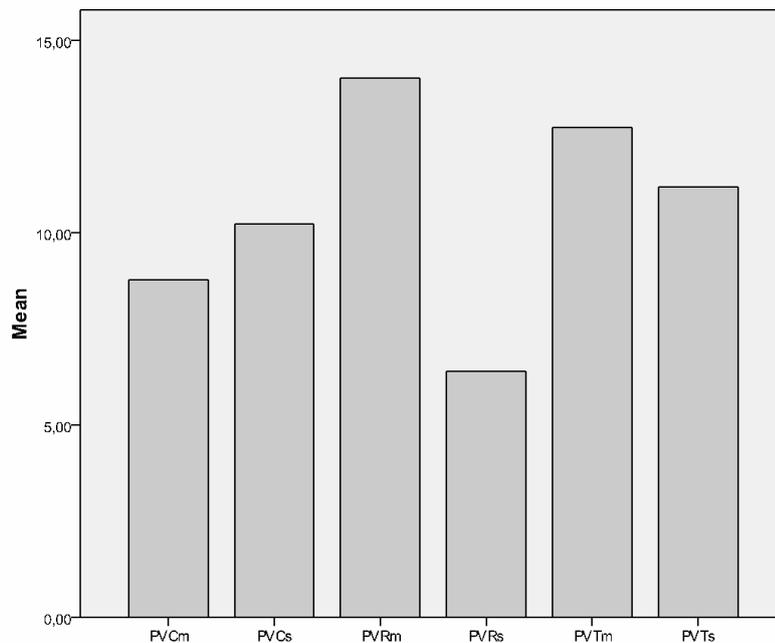


Figura 4.2.2. Representación de los valores medios obtenidos para los máximos de velocidades angulares en cada salto. Los subíndices m y s indican la condición de CMJm y CMJs respectivamente para cada par de articulaciones. Todas las articulaciones presentaron velocidades significativamente diferentes al comparar los valores obtenidos en cada condición (ver texto).

4.3. Resultados de las estimaciones de rigidez.

En este trabajo para evaluar el comportamiento global del sistema en primera instancia se analizó el valor de rigidez del sistema K_{vert} y posteriormente se evaluaron posibles asociaciones entre la componente vertical de fuerza y el desplazamiento del COM. Las figuras 4.3.1 y 4.3.2 muestran los resultados para dichas relaciones en cada uno de los saltos realizados y los valores promediados de las mismas para cada individuo.

Los valores de K_{vert} obtenidos de las pendientes, asumiendo un comportamiento lineal, resultaron semejantes a los reportados en la literatura para este tipo de saltos $1809,4 \pm 840,5$ y $1777,9 \pm 702,6$ para los CMJm y CMJs respectivamente. No obstante, no presentaron una correlación significativa con la altura del salto en ninguna de las dos condiciones estudiadas.

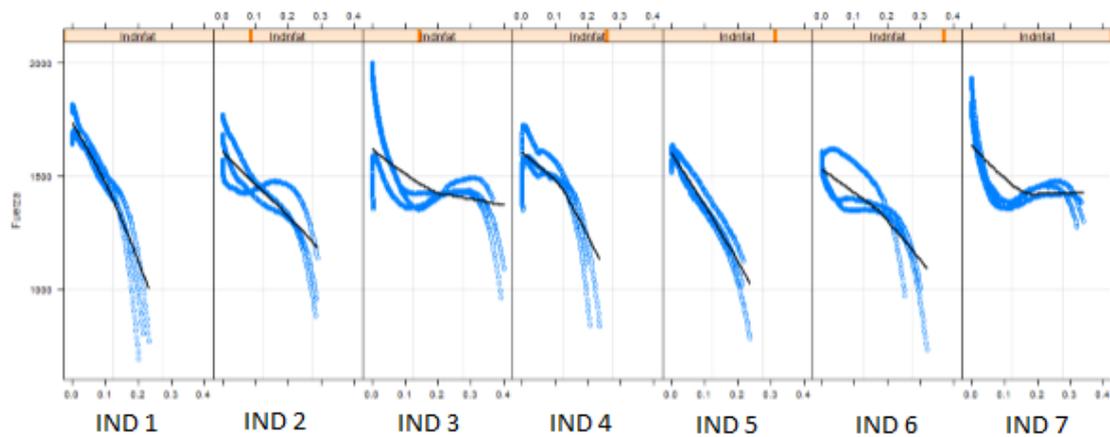


Figura 4.3.1. Relaciones Fuerza-desplazamiento del COM para cada salto seleccionado (azul) y valor promedio (negro) de cada individuo durante los CMJm.

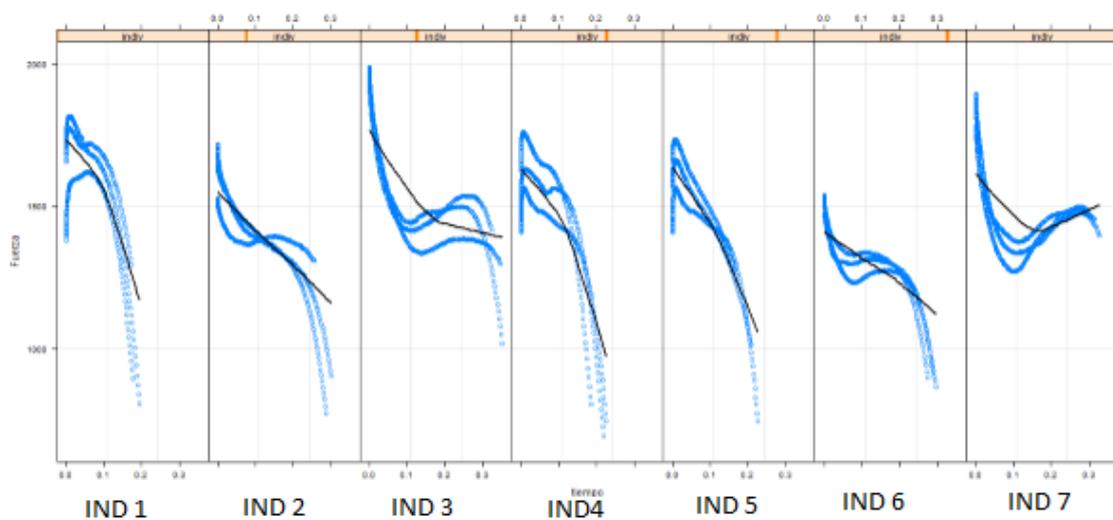


Figura 4.3.2. Relaciones Fuerza-desplazamiento del COM para cada salto seleccionado (azul) y valor promedio (negro) de cada individuo durante los CMJs.

Las figuras 4.3.3 a 4.3.9 presentan los resultados del segundo proceso. En cada figura se presentan los valores reales en trazo circular, el ajuste lineal en azul, cuadrático en rojo y cúbico en negro.

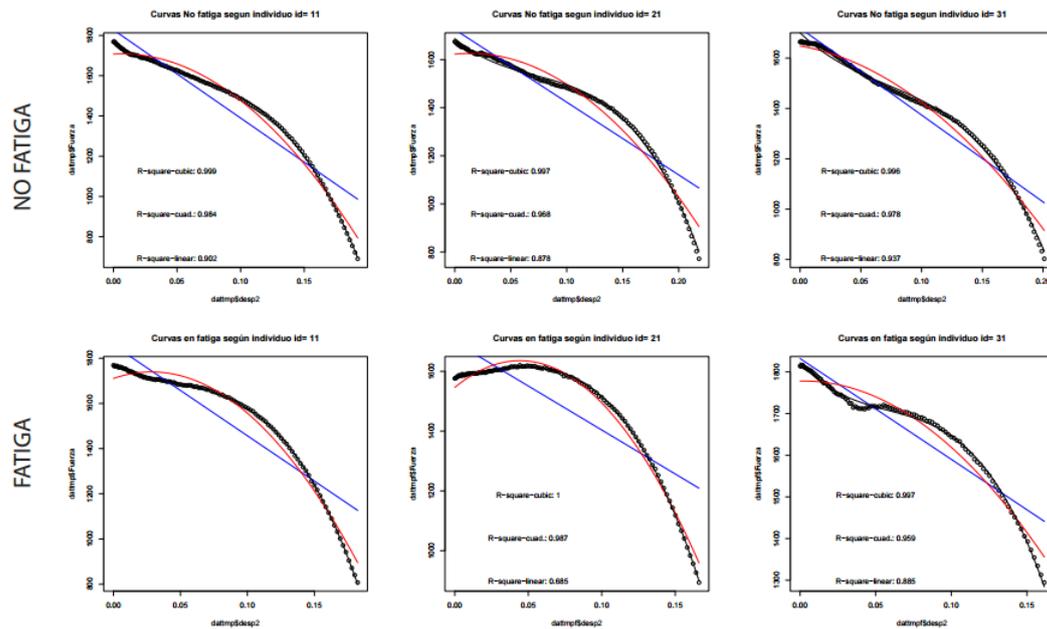


Fig 4.3.3. Resultados de los ajustes de las relaciones entre fuerza y desplazamiento del COM realizados para cada uno de los saltos analizados del individuo 1.

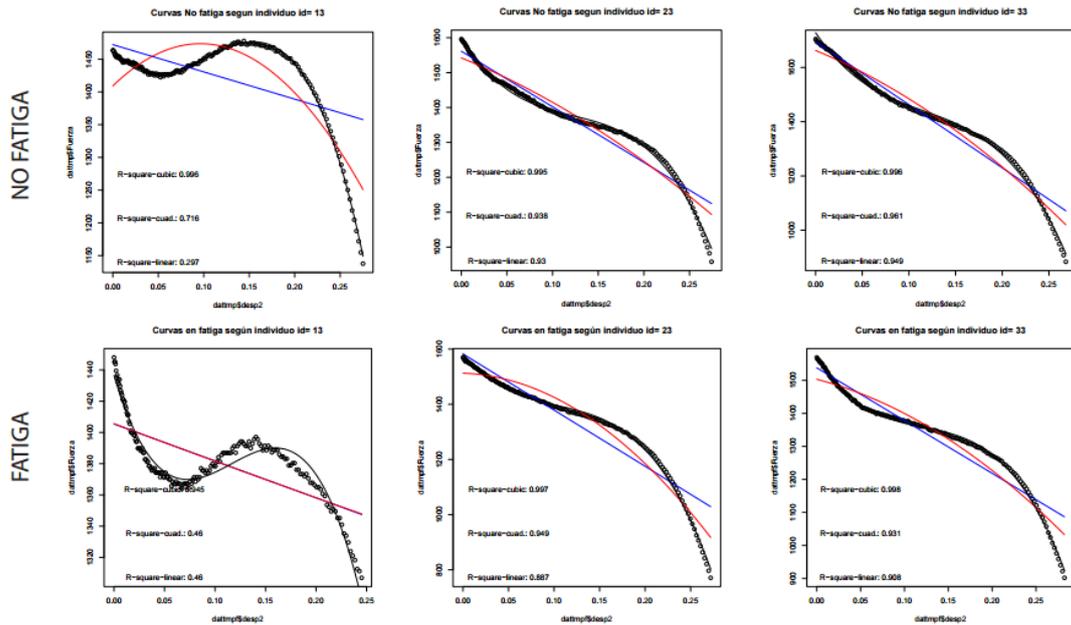


Fig 4.3.4. Resultados de los ajustes de las relaciones entre fuerza y desplazamiento del COM realizados para cada uno de los saltos analizados del individuo 2.

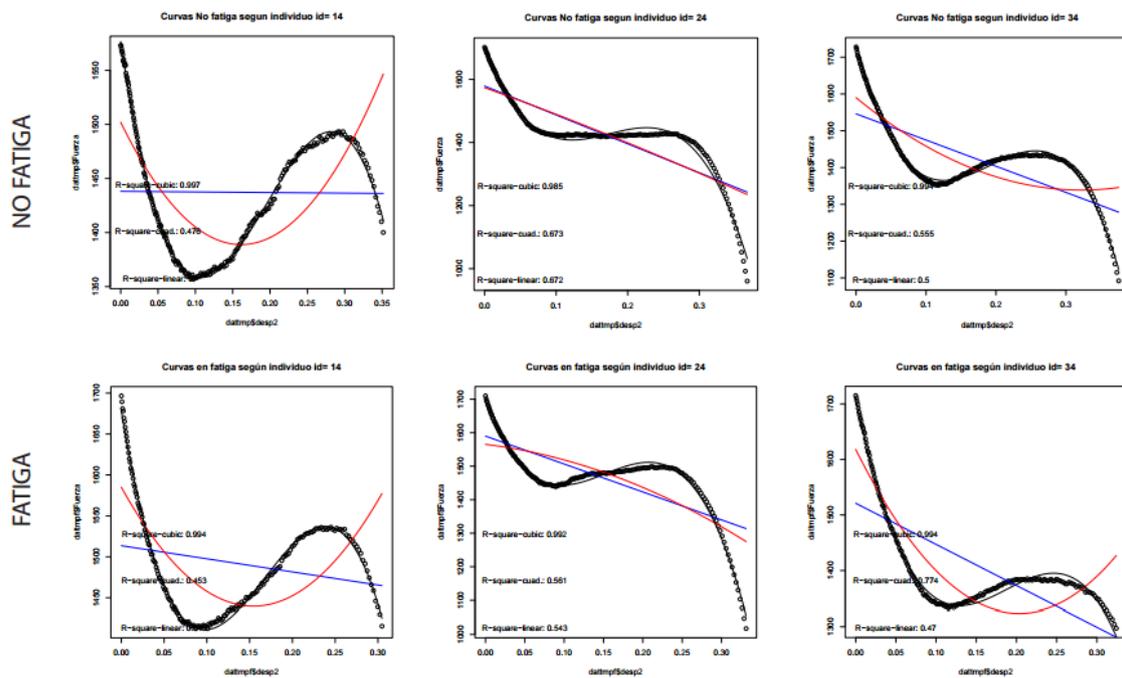


Fig 4.3.5. Resultados de los ajustes de las relaciones entre fuerza y desplazamiento del COM realizados para cada uno de los saltos analizados del individuo 3.

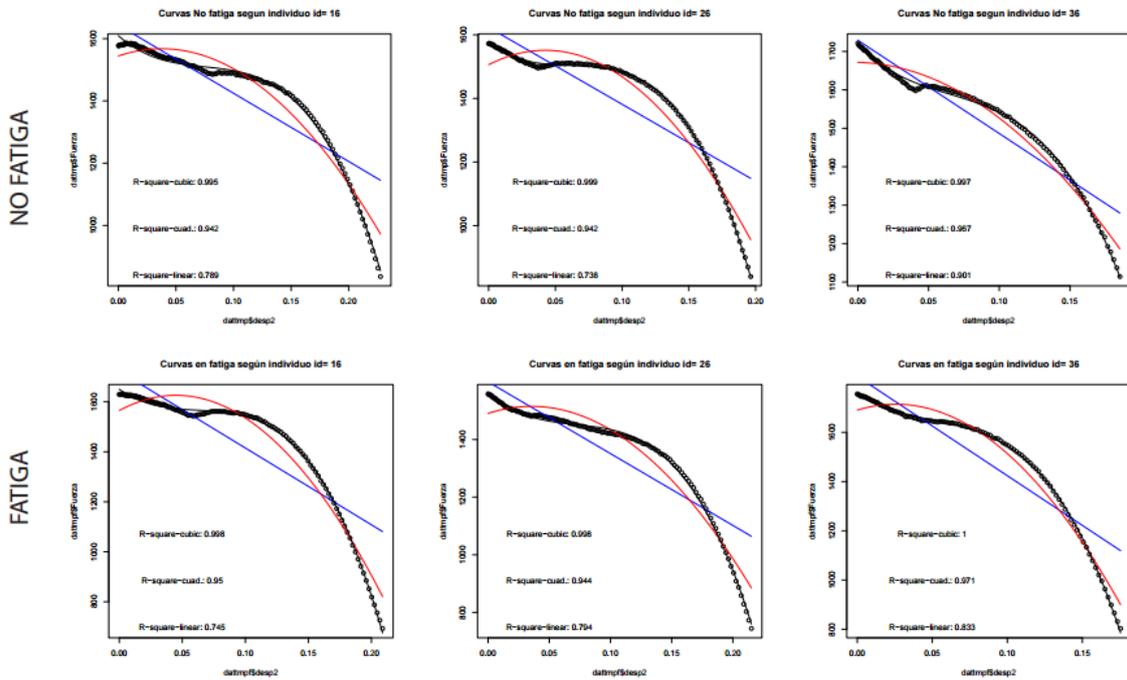


Fig 4.3.6. Resultados de los ajustes de las relaciones entre fuerza y desplazamiento del COM realizados para cada uno de los saltos analizados del individuo 4.

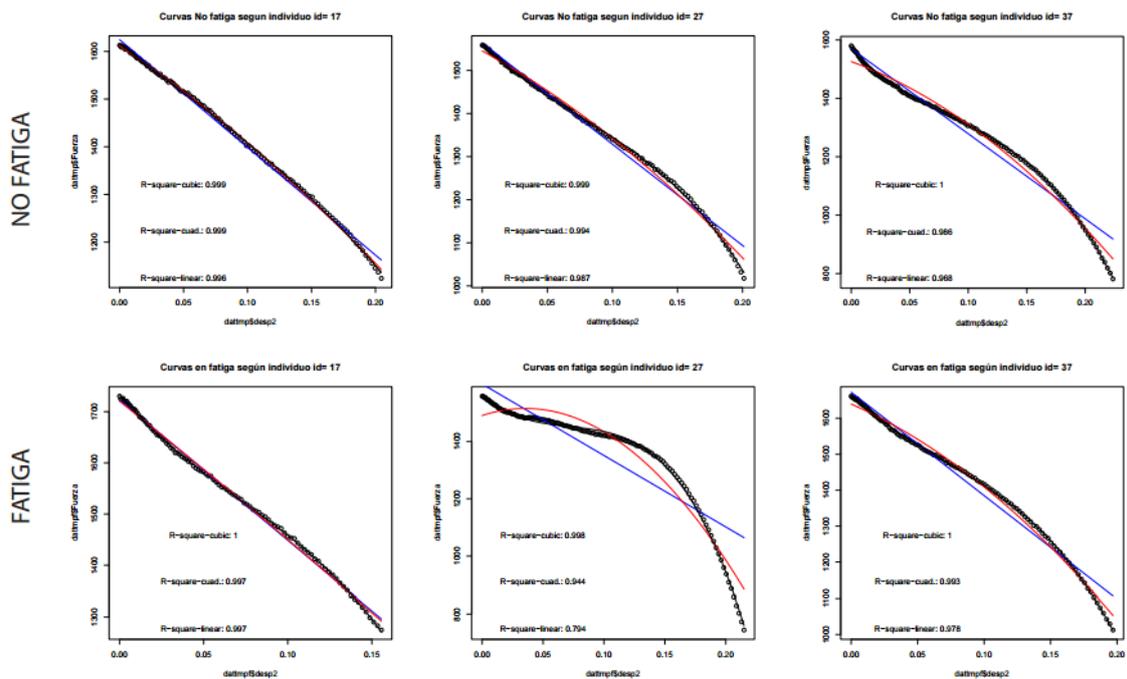


Fig 4.3.7. Resultados de los ajustes de las relaciones entre fuerza y desplazamiento del COM realizados para cada uno de los saltos analizados del individuo 5.

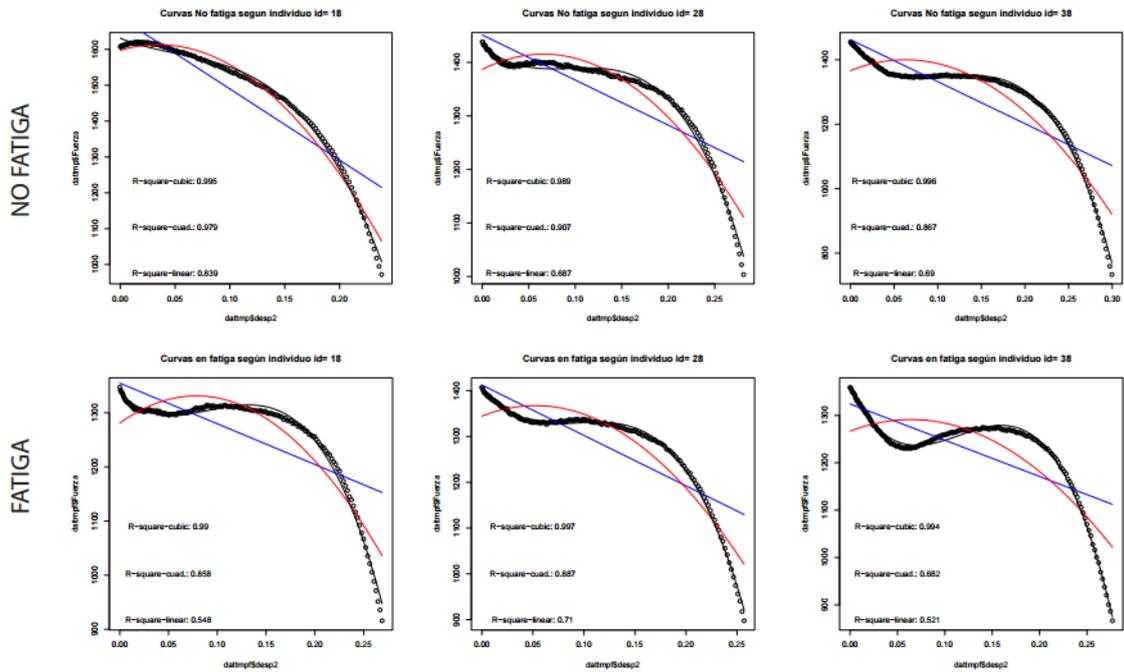


Fig 4.3.8. Resultados de los ajustes de las relaciones entre fuerza y desplazamiento del COM realizados para cada uno de los saltos analizados del individuo 6.

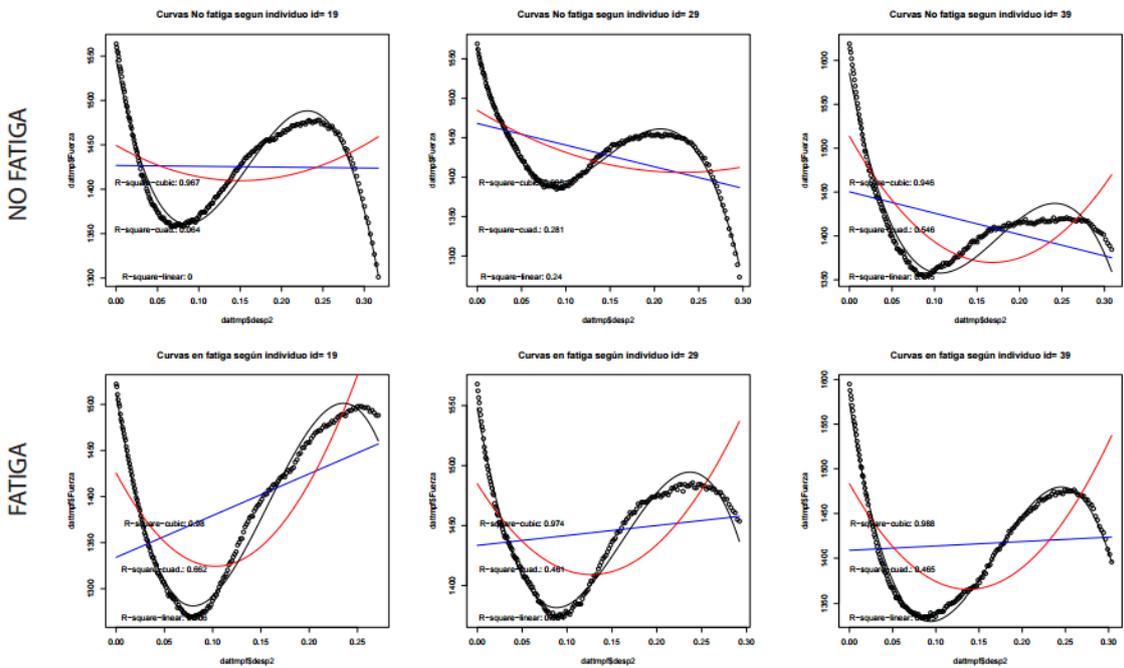


Fig 4.3.9. Resultados de los ajustes de las relaciones entre fuerza y desplazamiento del COM realizados para cada uno de los saltos analizados del individuo 7.



Como puede apreciarse en la secuencia de figuras 4.3.3 a 4.3.9, la relación entre fuerza y desplazamiento del COM no presenta buenos ajustes lineales. Las otras opciones, en particular el ajuste cúbico refleja mejor lo que ocurre durante la fase de trabajo mecánico positivo. Un detalle interesante es que las relaciones de cada individuo no parecen variar de forma significativa al cambiar la condición CMJm CMJs.

5 DISCUSIÓN.

5.1. Discusión de los resultados del proceso de EMG.

En este trabajo fueron considerados dos aspectos de la actividad muscular durante los saltos como el nivel de activación y la secuencia de participación. Para evaluar el nivel de activación se tomaron en cuenta dos variables, la integral y el pico de actividad, mientras que la secuencia fue determinada en base a un criterio que considera los cambios de pendiente en el nivel de activación.

Con respecto al nivel de activación, en términos generales, los resultados encontrados tanto para los integrales de la señal como para los picos, sugieren la existencia de cambios en el control durante los CMJm y los CMJs aunque estos cambios dependen del músculo que se considere.

El resultado más importante estuvo asociado con la acción del VL, para el cual existió un aumento significativo del integral y del pico de actividad durante la fase de trabajo mecánico positivo de los CMJs en relación a los CMJm. Considerando estudios previos realizados sobre la coordinación en saltos verticales (Bobbert y Ingen Schenau, 1988), ese aumento en el grado de activación observado para el VL, se puede asociar a su función de extensor de la articulación de la rodilla y a cambios en la energía rotacional a este nivel.



Si se considera la existencia de entidades funcionales agonista-antagonista durante los saltos verticales (Psek y Cafarelli, 1993), el análisis conjunto de los cambios observados para el VL con el obtenido para su antagonista el BF, que no cambió su nivel de activación (integral y pico de actividad), puede indicar un desajuste en el control del movimiento articular de la rodilla, durante la fase de trabajo mecánico positivo en los CMJs. Un aumento en la actividad de BF cuando aumenta la actividad de los extensores, puede asociarse con la co-activación del mismo para mantener la estabilidad articular a nivel de rodilla (Baratta *et al.*, 1988). Esta co-activación representa un mecanismo de protección, en particular durante movimientos rápidos de extensión (Snow *et al.*, 1995,) como los que ocurren durante un CMJ.

Los resultados a nivel de activación obtenidos para el BF concuerdan con los reportados por Rodacki *et al.*, (2002), quienes tampoco encontraron cambios significativos en el nivel de activación de ese músculo al comparar su actividad en fatiga y no fatiga durante saltos verticales. Si este cambio en el nivel de actividad está asociado a variaciones en el movimiento articular de rodilla, habría que analizar lo concluido por Pandy y Zajac (1991), quienes establecieron que el BF realiza una contribución despreciable a la aceleración angular durante el salto. Hay que tener en cuenta que un aumento de la actividad del BF, que contribuye a aumentar la rigidez articular de rodilla, podría en cierta medida constituir, además de un sistema de protección, un mecanismo eficiente de potenciación durante el período de trabajo positivo de los CMJ como se dice en Gollhofer *et al.*, (1987).

Por otra parte, los análisis realizados en este trabajo mostraron que RF y GAS no presentan cambios significativos en su nivel de actividad (integral y pico de actividad). El hecho que el RF no presente cambios de activación al realizar saltos en fatiga puede



resultar en un primer momento llamativo si se considera lo establecido en Rodacki *et al.*, (2002). Esos autores observaron que ocurren aumentos de actividad para ambos extensores de rodilla (VL y RF) de aproximadamente un 39% cuando los saltos de tipo CMJ se realizan luego de fatigar los extensores de pierna y de aproximadamente un 18% con la fatiga de flexores de pierna. No obstante, hay que tener en cuenta que el RF es un músculo bi-articular que también actúa como flexor de cadera y que por tanto su acción si bien favorece en parte la extensión de rodilla, necesaria para un buen salto, puede desacoplar la acción conjunta del movimiento al contribuir a la flexión de cadera cuando esta articulación debe extenderse. Es decir que un aumento de la actividad del RF por un lado favorecería el impulso a través de la extensión de la rodilla pero por otro lo desfavorecería frenando la extensión de cadera.

Para finalizar con lo encontrado en cuanto a nivel de actividad muscular, el aumento de actividad observado para el VL en los CMJs, en conjunto con la ausencia de cambios significativos en el nivel de actividad del GAS concuerda con resultados de estudios previos como el de Zandwijk *et al.*, (2000), donde se indica que el trabajo positivo realizado por extensores de rodilla es mucho mayor que el realizado por extensores de tobillo (Zandwijk *et al.*, 2000). El VL ha sido propuesto como uno de principales responsables de la aceleración angular de rodilla, la cual a su vez se ha dicho que es la articulación determinante de la altura alcanzada (Rodacki *et al.*, 2002). Cabe decir que los resultado de los análisis EMG discutidos hasta aquí concuerdan con los valores articulares obtenidos de las reconstrucción 3D que serán discutidos en el siguiente apartado.



Con respecto al análisis de la secuencia de participación de los músculos durante los CMJm y los CMJs, se puede decir que en términos generales los resultados concuerdan con la existencia de un patrón proximal-distal en ausencia de fatiga, pero la situación no resulta tan clara cuando los saltos fueron realizados en condición de fatiga aguda.

La coordinación se analizó a través de la secuencia temporal de activación muscular, tomando como referencia al GAS por ser el músculo más distal. Como puede verse en los gráficos de barra de la figura 4.1.5, aunque en cada individuo las diferencias temporales entre músculos difieren, las relaciones de estas diferencias siguen un patrón (una única excepción a esto se observó en el individuo 2 donde el tiempo entre GAS y BF resultó relativamente mayor). En la Figura 4.1.6 esa secuencia de diferencias se pierde.

La presencia de una secuencia de activación muscular proximal-distal se encuentra dentro de las características más importantes que presenta el patrón óptimo de activación según la mayoría de los trabajos que se han publicado hasta el momento (Rodacki *et al.*, 2001; Rodacki *et al.*, 2002, Bobbert y Cassius, 2011). Esa secuencia implica que en primer lugar se activan los músculos más próximos al tronco y luego los músculos más alejados del tronco. Este hecho sugiere que la diferencia de tiempo que existe entre la activación de un músculo proximal frente a un músculo distal es determinante del rendimiento. En ese sentido la alteración de esas diferencias que ocurrió en los CMJs es coherente con la caída del rendimiento (disminución significativa de H), así como con las variaciones de la técnica (tiempos de contacto y valores angulares).



No obstante, la secuencia temporal de activación observada en las figuras 4.1.5 y 4.1.6, permite asociar a los músculos estudiados en dos grandes grupos, los que presentan actividad temprana (BF y RF) y los que presentan actividad tardía (VL y GAS). Dentro del grupo de músculos que presentan actividad temprana, ambos presentaron diferencias significativas en su inicio de actividad al comparar CMJm con CMJs. De esos dos músculos de acción temprana resulta de interés la acción del RF, por ser extensor de rodilla y además por ser bi-articular.

La acción de los músculos mono-articulares y bi-articulares por separado es otro nivel de análisis que se ha considerado en estudios de coordinación de movimientos explosivos (Gregorie *et al.*, 1984). Se ha establecido que los músculos mono-articulares (que atraviesan una sola articulación) son generadores de fuerza, mientras que los músculos bi-articulares (que atraviesan dos articulaciones) se ocupan del control fino transfiriendo de una articulación a otra la fuerza generada por los músculos mono-articulares (Gregorie *et al.*, 1984; Jacobs *et al.*, 1996; Giroux *et al.*, 2015). De manera que los cambios en el inicio de la acción del RF pueden alterar la extensión de cadera y rodilla y por tanto la transmisión de potencia entre estas dos articulaciones (Bobbert y Ingen Schenau, 1988). Esto quizá explique la disminución en los valores de velocidad de extensión de rodilla que se observaron en los CMJs en relación con los valores desarrollados en los CMJm.

Una acción similar a la del RF realiza el GAS a través de la pierna. El GAS transfiere la potencia generada de rodilla hacia tobillo. Durante los CMJm podemos apreciar al observar las barras celestes de la figura 4.1.5 que esa transferencia parece transcurrir correctamente. La altura de las barras indica que existe poco desfase temporal entre la acción del VL (que sería uno de los principales generadores de la



fuerza extensora de la rodilla) y el GAS que sería el encargado de transmitir la potencia generada hacia la articulación más distal. Por su parte, durante los CMJs la magnitud de esa secuencia no presentó cambios significativos con respecto a los valores obtenidos en los CMJm. No obstante, si observamos las barras celestes de la figura 4.1.6 podemos ver que no siempre el GAS fue el último músculo de la secuencia, en dos casos su inicio se adelantó respecto al VL. Es posible que esto sumado a los cambios observados en el nivel de activación del VL entre otros aspectos, alteren en cierta medida la transmisión de la potencia en el sentido proximal distal.

De lo discutido hasta el momento podemos decir que los resultados encontrados en esta tesis soportan la idea de que existe una coordinación que permite una transmisión proximal-distal de potencia durante los CMJm (Rodacki *et al.*, 2001; Rodacki *et al.*, 2002) y que la misma presenta algunas alteraciones en condición de fatiga.

El incremento de la actividad del VL en fatiga, refleja la importancia de este músculo en cuanto es considerado uno de los músculos más fuertes de las extremidades inferiores (Pandy *et al.*, 1990) y su acción se ha propuesto como determinante en el resultado del salto (Zandwijk *et al.*, 2000).

Los músculos bi-articulares RF y GAS parecen tener un papel fundamental en el mantenimiento de la secuencia próximal-distal ya que esa secuencia se ve alterada durante los CMJs cuando estos músculos presentan retardos de diferente magnitud en su inicio de actividad.

Los resultados encontrados son consistentes con un patrón generalizado en el sentido que se identificaron agrupaciones de músculos de acción temprana (BF y RF) y de



acción tardía (VL y GAS) que actúan en forma predominante durante diferentes etapas del movimiento.

5.2. Discusión de los resultados espacio-temporales.

En este estudio se compararon las técnicas de movimiento y el rendimiento durante CMJm y CMJs. Dos tipos de variables espacio-temporales fueron analizadas a tales efectos, por un lado H, TCT, TWP y TWN describen el movimiento globalmente, por otro las diferencias de inicio de movimiento articular CR, RT y CT, junto a los picos de velocidad angular PVC, PVR y PVT permiten analizar la secuencia de movimiento.

En relación con el primer grupo de variables, los valores de H en cada tipo de salto ($0,30 \pm 0,05$ m y $0,28 \pm 0,05$ m) determinaron que porcentualmente los CMJs resultan un 10% más bajos que los CMJm, lo que permite confirmar su denominación como máximos y submáximos según el criterio establecido en Rodack *et al.*, (2001) y confirmar que el protocolo de fatiga tuvo un efecto considerable en el rendimiento de los CMJ.

La acción global durante el tiempo de contacto también presentó cambios significativos. El TCT durante los CMJs resultó significativamente mayor que el TCT durante los CMJm. Este resultado es consistente con lo reportado por Van Zandwijk *et al.* (2000), aunque en ese estudio, los autores establecen que existe una gran variabilidad en aquellos saltos en los que la altura alcanzada no fue máxima y en este trabajo los desvíos de los valores medios, aunque no fueron analizados específicamente, parecen ser semejantes en ambos saltos. De manera que los resultados de este trabajo son más claros respecto al aumento en la duración del tiempo durante el cual se determina el



resultado del salto en presencia de fatiga. Ese aumento en el tiempo de contacto también fue identificado para los CMJ realizados en fatiga en el estudio de Rodacki *et al.*, (2001).

Diferencias significativas entre las fases de trabajo negativo y positivo (TWP y TWN) fueron claramente observados al comparar los tipos de salto, no obstante cada fase mantuvo su proporción respecto del tiempo total de impulso que fue de aproximadamente 70% de descenso y 30% de ascenso del CMJ, como puede comprobarse operando con los valores presentados en la tabla 4.2.1. En el estudio de Rodacki *et al.*, (2001) también se encontró un aumento en los tiempos de trabajo negativo y positivo en los CMJ realizados con fatiga, que es donde se salta menos. Rodacki *et al.*, (2001) solo presentan valores de aumento porcentuales que fueron de 9,6% y 12,2 % para TWP y TWN respectivamente. De manera que los resultados de los tiempos obtenidos en este trabajo resultaron mayores (18% y 26% aproximadamente). Más allá de las diferencias en las condiciones del análisis y de los valores concretos ambos trabajos muestran un cambio en la duración de las fases proporcionales a la duración del tiempo de impulso, pareciendo ser esta una primera característica distintiva al comparar CMJm y CMJs. Esos cambios podrían ser analizados conjuntamente con los resultados obtenidos de los procesos de las señales de EMG, pero para ello resulta más claro considerar también lo ocurrido con los movimientos articulares.

Lo primero que surge de la observación de las diferencias de los inicios de movimiento articular en relación al instante de despegue es que la secuencia articular se mantiene. Esto puede observarse al comparar las alturas de las barras de la figura 4.2.1 en forma intercalada. El aumento de las diferencias para cada situación al comparar las alturas de las barras en el orden que se presenta en la figura, permite confirmar que existe una



secuencia proximal-distal de acciones articulares que va de la cadera al tobillo como ha sido sugerido en trabajos anteriores (Rodacki *et al.*, 2001; Rodacki *et al.*, 2002; Bobbert y Casius, 2011). Cabe aclarar que algunos de esos estudios han sido realizados en saltos verticales máximos sin contramovimiento, no obstante la acción global realizada durante la fase de trabajo mecánico positivo de un CMJ puede compararse con el impulso de esos saltos. En algunos de estos estudios se concluye que la altura del salto se asocia con una eficiente conversión de movimiento rotacional en sentido proximal a distal, lo que permite una correcta traslación del centro de masa (Gregorie *et al.*, 1984; Ingen Schenau *et al.*, 1995, Bobbert y Cassius, 2011).

Otro aspecto a destacar de los resultados de inicio de movimiento es que ocurrió una caída estadísticamente significativa de las diferencias en los instantes de inicio de movimiento entre las articulaciones. Estos cambios junto al aumento en el TWP sugieren la posibilidad de cambios en las velocidades articulares y deberían estar asociados a las variaciones en las acciones musculares discutidos anteriormente. Es posible que los músculos bi-articulares RF y GAS puedan tener un papel fundamental ya que como fue discutido anteriormente la secuencia de acción muscular se vio alterada durante los CMJs cuando estos músculos presentaron retardos de diferente magnitud en su inicio de actividad.

Con respecto a la variable velocidad angular, lo primero que surge al observar la figura 4.2.2, es que ocurrió un cambio en la relación de valores máximos al realizar los saltos en condición de fatiga. Mientras que en los CMJm la secuencia de valores de velocidad articular de mayor a menor fue rodilla, tobillo y cadera, en los CMJs la relación fue tobillo, cadera y rodilla. La articulación más proximal aumentó significativamente su velocidad máxima de extensión, mientras que la rodilla y el tobillo presentaron una



disminución significativa de la misma. Dado que la potencia corresponde al producto del momento articular neto y la velocidad articular, en función de estos resultados se puede sugerir la existencia de un cambio en los valores de potencia a nivel articular. Para poder estimar esto, se requeriría un estudio sincronizado de registros de plataformas de fuerza conjuntamente con la cinemetría (Winter, 1990).

Estudios previos habían marcado el rol preponderante de la articulación de la rodilla en la altura alcanzada en un salto. Bobbert y Cassius, (2011), por ejemplo encontraron que la articulación de la rodilla generaba su pico de velocidad antes que la cadera y el tobillo. Una posible explicación para este desarrollo de velocidad a nivel de la rodilla es que un alto valor de potencia en esa articulación medial puede ser transmitida en parte hacia el COM a través de la cadera y aumentar el impulso hacia el piso a través del tobillo, es decir actuar como una veloz “bisagra” que transmite potencia a los extremos de sus segmentos.

Los resultados espacio-temporales obtenidos en este trabajo resultaron consistentes con los análisis electromiográficos.

La existencia de una coordinación que permite una transmisión proximal-distal de potencia durante los CMJm (Rodack *et al.*, 2001; Rodacki *et al.*, 2002) se confirma con la secuencia de movimiento articular observándose variaciones en la magnitud durante los CMJs.

La importante variación en el PVR es coherente con el incremento de la actividad del VL que puede ser considerado un indicador de altos grados de fatiga muscular en este músculo durante los CMJs. Estos cambios, considerando la disminución de H durante los CMJs, reflejan la importancia de la acción del VL en los CMJ (Zandwijk *et al.*, 2000).



5.3. Discusión de las estimaciones de rigidez.

Un tercer nivel de análisis es la evaluación del movimiento a través de parámetros que describan el movimiento del cuerpo en su conjunto.

En el presente estudio analizamos la rigidez vertical del sistema como parámetro mecánico global que depende de la actividad muscular y la coordinación musculoesquelética. El estudio de esta variable se ha tornado de gran interés como indicador directamente relacionado con la performance a nivel deportivo. En el caso de los saltos, el desempeño se traduce como la altura alcanzada y siendo que K_{vert} representa una medida cuantitativa de las propiedades elásticas del sistema, parece lógico asumir que un valor alto de K_{vert} debería tener un impacto positivo en la altura del salto y en la eficiencia del despegue (Struzik et al., 2016).

No obstante, en este estudio, no se encontró correlación significativa en ninguna de las dos condiciones analizadas. La explicación de este resultado puede estar conectada con la tendencia a la no linealidad de las curvas de K_{vert} halladas para todos los individuos tanto en fatiga como no fatiga, que será discutida en los subsiguientes párrafos. Por otra parte, la no correlación entre condiciones parece razonable siendo que tanto K_{vert} como la performance del CMJ dependen del control y coordinación musculoesquelética y de los posibles ajustes realizados por el sistema nervioso en cada condición.

En un trabajo recientemente publicado por Struzik et al., 2016, encontraron este resultado donde K_{vert} no se relaciona con la altura del salto y sugiere que esto puede deberse a una escasa contribución de la energía potencial elástica al salto vertical o su disipación durante el contramovimiento y el despegue.

Por otra parte, cabe destacar que el concepto de K_{leg} se ha utilizado primariamente en saltos cíclicos como la carrera y que se ha encontrado una relación entre la rigidez y la



performance. No obstante, en el caso de los CMJ no parece haber una relación entre este parámetro y la performance del salto (Brughelli & Cronin 2008, Serpell et al., 2012, Lopez & Fabrica 2016, Struzik et al., 2016).

Los valores de K_{vert} calculados mediante la pendiente de la relación fuerza vertical y el desplazamiento vertical del COM, resultaron semejantes a los reportados en la literatura para este tipo de saltos (Bobbert y Cassius, 2011). Estos autores utilizaron la metodología propuesta por Granatta 2002, en los que se considera toda la curva y no solamente el valor máximo de fuerza, como en estudios realizados por McMahon & Chen 1990 y Brughelli & Cronin 2008.

Si analizamos los resultados de las curvas de rigidez presentados en las figuras 4.3.1 y 4.3.2 muestran que en términos estrictos no existe una tendencia lineal. La linealidad y por tanto parámetros como K_{vert} han sido ampliamente utilizados en el pasado (McMahon & Chen 1990, Brughelli & Cronin 2008) y algunos artículos recientes como Struzik et al., (2016) siguen considerando este parámetro como central en conclusiones dentro del área del deporte. No obstante, si se observan las figuras presentadas en los resultados de esos trabajos, no parece correcto asumir una relación lineal entre fuerza vertical y desplazamiento vertical del COM. En casi todos los casos, a medida que el COM asciende se da primero un aumento del valor de fuerza, esto ocurre casi al inicio de la fase de trabajo positivo, cuando el COM recién comienza a ascender, siguiendo luego un descenso y un nuevo ascenso de fuerza de menor magnitud. Esa misma tendencia se puede apreciar claramente en la mayoría de los resultados presentados en las figuras 4.3.3 a 4.3.9. Es decir que los individuos parecen realizar un “sobre impulso” durante la fase de trabajo mecánico positivo. Los ajustes realizados confirman este hecho mostrando además que la tendencia no depende de la condición. En relación con



esto último, en trabajos previos se había establecido que cuando el control muscular y la capacidad de fuerza muscular se ven alteradas por la fatiga muscular (Nicol *et al.*, 2006), asumir una caída lineal de los valores de fuerza durante la fase de ascenso del COM parece una simplificación extrema (Bermudez and Fabrica, 2014). En el trabajo de Bermudez y Fábrika, (2014) se establece que la caída en los valores de fuerza (que se correspondería con el valle en la relación) tiende a ser más marcada a medida que aumenta el grado de fatiga. Esta observación no surge claramente en los resultados de este estudio, en realidad, dejando de lado los valores puntuales, parece que el comportamiento general depende más del individuo que de la condición en que se realizan los saltos.

Con respecto a la relación lineal y las caídas de fuerza cabe agregar que en un trabajo donde se aplicó un modelo teórico para evaluar la regulación de la rigidez en CMJ (Bobbert y Cassius, 2011), los autores presentan resultados de los ajustes alcanzados con el modelo donde la relación entre componente vertical de fuerza y desplazamiento del COM no presentan una relación clara. En ese trabajo incluso los autores manifiestan que la rigidez de la pierna no parece ser una medida buena para describir el comportamiento. Los resultados reales analizados en este estudio son consistentes con estos, dado que los ajustes para la relación fuerza vertical-desplazamiento del COM a una función cúbica ($r = 0,99$) fueron significativamente mayores que para una cuadrática ($r = 0,79$) o una relación lineal ($r = 0,67$). Esta relación cúbica están en consonancia con los resultados encontrados para los comienzos de extensión articular, los picos de velocidad angular y sus respectivos tiempos en las articulaciones de tobillo, la rodilla y la cadera y también con los resultados electromiográficos obtenidos.



En base a los resultados discutidos en este apartado en primer lugar entendemos que se debe ser cuidadoso al asumir linealidad cuando los saltos son realizados en cualquier condición de capacidad de fuerza muscular. Segundo, la importancia de Kleg como predictor y facilitador del control debería ser revisada.

5 CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES.

Los resultados electromiográficos obtenidos en este estudio soportan la idea de que existe una coordinación proximal-distal y que esta se altera en condiciones de fatiga. Se apoya la hipótesis de que la función de los músculos monoarticulares es la generación de fuerza y que los biarticulares tienen un papel fundamental en el mantenimiento de la secuencia proximal-distal, ya que su secuencia temporal presentó cambios en fatiga. Además, los resultados encontrados son consistentes con la existencia de un patrón de coordinación generalizado en el sentido que se identificaron agrupaciones de músculos de acción temprana y tardía, que actúan en forma predominante durante diferentes etapas del movimiento. Los movimientos articulares durante el impulso, confirmaron la existencia de una secuencia proximal-distal durante la fase de trabajo mecánico positivo del tiempo de impulso, observándose cambios en este nivel al comparar ambas condiciones. Se evidenció un aumento en la duración de los tiempos de contacto, siendo más extensos en condición de fatiga. Con respecto a los picos de velocidad articular, se observaron variaciones significativas entre condiciones, siendo la rodilla la articulación que parece tener un rol protagónico. El conjunto de los resultados espacio-temporales obtenidos en este estudio conducen a concluir que la secuencia de acción articular general no cambia con la condición pero sugieren que el nivel de potencia articular generado principalmente a nivel de la rodilla podría variar. Los valores de Kvert



encontrados resultaron semejantes a los reportados en la literatura para este tipo de saltos, pero no presentaron una correlación significativa con la altura del salto en ninguna de las dos condiciones estudiadas. Los ajustes para la relación fuerza vertical-desplazamiento del COM a una función cúbica ($r = 0,99$) fueron significativamente mayores que para una cuadrática ($r = 0,79$) o una relación lineal ($r = 0,67$). Esta relación cúbica es consistente con los resultados encontrados para los comienzos de extensión articular, los picos de velocidad angular y sus respectivos tiempos en las articulaciones de tobillo, la rodilla y la cadera y también con los resultados electromiográficos obtenidos. El análisis conjunto de los tres niveles analizados apoya la existencia de un patrón de coordinación muscular proximal-distal, el cual se ve afectado en condiciones de fatiga. Ese patrón es coherente con los movimientos articulares, aunque la secuencia general se mantiene constante en ambas condiciones. Kvert no parece ser un buen predictor y facilitador en el control de saltos verticales y por tanto el modelo masa-resorte lineal debe ser considerado cuidadosamente para poner a prueba la hipótesis de que están directamente relacionadas con el deporte y el rendimiento.

6 BIBLIOGRAFÍA.

1. Auyang, A. G., J. T., Yen, and Y. H. Chang. (2009) Neuromechanical stabilization of leg length and orientation through interjoint compensation during human hopping. **Exp. Brain Res. Exp. Hirnforsch.** 192: 253–264.
2. Avela, J.; Kyröläinen, H.; Komi, P.V.; Rama, D. (1999). Reduced reflex sensitivity persist several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. **J Appl Physiol** 86:1292-1300.



3. Baratta, R.; Solomonow, M.; Zhou, B.H.; Letson, D.; Chuinard, R.; D'Ambrosia, R. (1988) Muscular co-activation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. **Am J Sports Med**, 16: 113-122.
4. Bermudez, G; Fabrica, C. (2014). Factores determinantes del rendimiento cuando el Counter Movement Jump se realiza en fatiga aguda. **Revista Brasileira de Cineantropometría e Desempenho Humano**, 16, n. 3, p. 316.
5. Biewener, A.; Daley, M.A. (2007). Unsteady locomotion: integrating muscle function with whole body dynamics and neuromuscular control. **Journal of Experimental Biology** 210: 2949-2960.
6. Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. **J Biomech**, 22: 1217–1227.
7. Bobbert, M.F.; Ingen Schenau, G.J.van (1988). Co-ordination in vertical jumping. **Journal of Biomechanics**, 21:249-262
8. Bobbert, M.F.; Soest, V. (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study.**Med.Sci. Sports Exerc**, 26: 1012-1020.
9. Bobbert, M.F. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? **Medicine & Science in Sport & Exercise**, 28 (11):1402-1412.
10. Bobbert, M.F., and L.J.R. Cassius. (2011). Spring-like leg behaviour, musculoskeletal mechanics and control in maximum and submaximum height human hopping **Phil. Trans. R. Soc. B**. 366: 1516–1529.



11. Bonato, P., T. D'Alessio, and M. Knaflitz, (1998). A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait **IEEE Trans. Biomed. Eng.** 45: 287–298,
12. Bonnard, M.; Sirin, A.V.; Oddsson, L.; Thorstensson, A. (1994). Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. **Neurosci Let**, 166:101-105.
13. Bosco, C.; Tarkka, I.; Komi, P.V. (1982). Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. **Int J. Sports Med**, 3.137-140.
14. Bosco, C. (2007). Força muscular. São Paulo: Phorte.
15. Brughelli, M.; Cronin, J. (2008). A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports** 18: 417-426.
16. Chin, E.R.; Balnave, C.D.; Allen, D.G. (1997). Role of intracellular calcium and metabolites in low-frequency fatigue of mouse skeletal muscle. **Am J Physiol**, 272: C550-C559.
17. Dal Pupo, J., Detanico, D. and Santos, S. G. d. (2012). Kinetic parameters as determinants of vertical jump performance. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano** 14, 41-51.
18. De Luca, J.C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. **J Appl Biomech.** 13: 135-163.



19. De Sa Ferreira, A.; Silva, F.; Silva, J. (2010). Aspectos metodológicos da Eletromiografia de superficie. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, 31(2): 11-27.
20. Di Fabio, R. P. (1987). Reliability of computerised surface electromyography for determining the onset of muscle activity. **Phys. Ther.** 67: 43-48,
21. Enoka, R.M. (2000). **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. São Paulo: Manole.
22. Fábrika, C.G; Alonso, R.; Rey, A.; Polero, P.; Berreta, G (2008). Explosive force in football association: effects of competition and field location. **International Journal of Performance Analysis in Sport**, 8 (2): 56-67.
23. Fabrica, Gabriel. 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.
24. Farley, C.T.; Blickhan, R.; Sato, J.; Taylor, C.R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. **J Appl Physiol**, 191:2127–2132.
25. Farley, C.T., Houdijk, H.H. van Strien, C. and Louie, M., (1998). Mechanisms of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. **J. Appl. Physiol.** 85: 1044-1055.
26. Farley, C.T.; Morgenroth, D.C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. **J Biomech** 32: 267–73.



27. Ferris, D.P., Liang K. and Farley C.T. (1999). Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. **J. Biomech.** 32 (8): 787-794.
28. Giroux, C., Guilhem, G., Couturier, A., Chollet, D. & Rabita, G. (2015). Is muscle coordination affected by loading condition in ballistic movements? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 25(1), 69-76.
29. Granatta, K.P., D.A. Padua, and S.E. Wilson. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks **J Electromyogr Kinesiol.** 12: 127-135.
30. Gregoire, L., Veeger, H. E., Huijing, P. A. & van Ingen, S. G. (1984). Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. **International Journal of Sports Medicine**, 5(6), 301-305.
31. Greene P.R. and T.A. Mc Mahon.(1979). Reflex stiffness of man's anti-gravity muscles during kneebends while carrying extra weights. **J Biomech** 12: 881-91.
32. Hobara, H.; Inoue, K.; Gomi, K. (2009). Continuous change in spring mass characteristics during a 400 m sprint. **J Sci Med Sport** doi:10.1016/j.jsams.2009.02.002
33. Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? **J Electromyogr Kinesiol** 21, 1, 1–12.
34. Ingen Schenau, G.J.van; Soest, A.J.van; Gabrieleels, F.J.M.; Horstink, M.W. (1995). The control of multi joint movements relies on detailed internal representations. **Hum. Movement Sci**, 14:531-538.



35. Izquierdo, Mikel; **Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte**. Buenos Aires; Madrid: Médica Panamericana, 2008. 769 p.
36. Jacobs, R., Bobbert, M. F. & van Ingen Schenau, G. J. (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. **Journal of Biomechanics**, 29(4), 513-523.
37. Komi, P.V; Gollhofer, A. (1997). Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. **J Appl Biomech**, 13: 451-460.
38. Kuitunen, S. (2010). Muscle and joint stiffness regulation during normal and fatiguing stretch shortening cycle exercise. **Studies in Sport, Physical Education and Health 149**. University of Jyväskylä
39. López Mangini F, Fábrega G. (2016). Mechanical stiffness: a global parameter associated to elite sprinters performance, **Rev Bras Ciênc Esporte** 38(3):303-309
40. Mc Mahon, T.A.; Cheng, G.C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? **Journal of Biomechanics** 23: 65–78.
41. Moritz, C.T.; Farley, C.T. (2003). Human hopping on damped surfaces: strategies for adjusting leg mechanics. **Proc. R. Soc. Lond. B** 270: 1741-1746.
42. Nicol, C.; Avela, J.; Komi, P.V. (2006). The Stretch- Shortening Cycle. A Model Study Naturally Occurring Neuromuscular Fatigue. **Sports Med**, 36 (11): 977-999.
43. Pandy, M.G.; Zajac, F.E. (1991) optimal muscular coordination strategies for jumping. **J. Biomechanics**, 24: 1-10.



44. Psek, J.A.; Cafarelli, E. (1993). Behaviour of coactive muscles during fatigue. **J. Appl. Physiol**, 74: 170-175.
45. Rodacki, A.L., Fowler, N.E., Bennett, S.J. (2001). Multi-segment coordination: fatigue effects. **Med. Sci. Sports Exer.** 33: 1157-1167.
46. Rodacki, A.L.; Fowler, N.E.; Bennett, S.J. (2002). Vertical jump coordination: fatigue effects. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, 34(1): 105-116.
47. Sahlin, Kent; Tonkonogi, Michail; Soderlund, Karin. Energy supply and muscle fatigue in humans. **Acta physiologica Scandinavica**, v. 162, n. 3, p. 261-266, 1998.
48. Saibene, F.; Minetti, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **Eur J Appl Physiol**, v.88, n.4-5, p.297-316, 2003.
49. Serpell B.G., N.B. Ball, J.M. Scarvell, P.N. Smith (2012) A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. **J. Sport. Sci.**, 30(13): 1347-1363.
50. Shapiro, S.; Wilk, M. (1965). An analysis of variance test for normality (complete samples). **Biometrika** v. 52, n.3/4, p. 591-611.
51. Snow, C.J.; Cooper, J.; Quanbury, A.O.; Anderson, J.E. (1995). Antagonist co-contraction of knee extensors during constant velocity muscle shortening and lengthening. **J. Electromyogr Kinesiol**, 5: 185-192.
52. Struzik A., Zawadzki J. & Rokita A. (2016). Leg stiffness and potential energy in the countermovement phase and the CMJ jump height. **Biomedical Human Kinetics**, 8, 39–44, 2016



53. Voigt, M.; Dyhre-Poulsen, P.; Simonsen, E.B. (1998). Modulation of short-latency stretch- reflexes during human hopping. **Acta Physiol Scand**, 163: 181-194.
54. Windhorst, U. (2007). Muscle proprioceptive feedback and spinal networks. **Brain Research Bulletin** 73: 155-202.
55. Winter, D.A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement 2^a ed. Toronto: Wiley Inter Science. Rodacki, A.L.F. Fowler E., Bennett. (2002) Vertical jump coordination: fatigue effects. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, 34(1): 105-116.
56. Zandwijk, J. P.; Bobbert, M. F.; Munneke, M; Pas, P. (2000). Control of maximal and submaximal vertical jumps. **Medicine & Science in Sports & Exercise** 32(2): 477-485.
57. Zib, G.; Lidor, R. (2010). Vertical jump in female and male basketball players—A review of observational and experimental studies. **Journal of Science and Medicine in Sport**, 13 (3): 332-339.