



Análisis tiempo-frecuencia de la señal de EMG en movimientos explosivos: estudio de la coordinación en el salto vertical

Germán Pequera

PEDECIBA BIOLOGÍA

Sub-área: Biofísica

Orientador: Dr. Ing. Nicolás Pérez

Co-orientador: Dr. Gabriel Fábrica

Octubre 2015

PÁGINA DE APROBACIÓN

TÍTULO: Análisis tiempo-frecuencia de la señal de EMG en movimientos explosivos: estudio de la coordinación en el salto vertical

AUTOR: Lic. Germán Pequera

ORIENTADOR: Dr. Ing. Nicolás Pérez

CO-ORIENTADOR: Dr. Gabriel Fábrica

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

Dr. Leonel Gómez
Presidente del Tribunal

Dr. Ing. Pablo Monzón

Dr. Carlo Biancardi

Fecha de defensa:

Agradecimientos

Quiero agradecer profundamente a mis orientadores. A Nicolás, por su dedicación, su humildad a la hora de involucrarse en un nuevo problema y por la calidad y cantidad de horas que ha dedicado a mi formación. A Gabriel, además de ser el responsable de mi acercamiento al estudio del movimiento, por su compañía de siempre, por confiar en el trabajo que desarrollamos, por siempre insistir en que vamos por buen camino y por convencerme a fuerza de trabajo que vale la pena investigar en el estudio del movimiento.

Agradezco especialmente al Dr. Jefferson Fagundez Loss y a todo el equipo de BIOMECH por instruirme en la colecta de datos de electromiografía en la pasantía realizada en la Universidade Federal do Rio Grande do Sul. También a Renata y Artur por el apoyo recibido durante mi estadía en Porto Alegre. A CSIC por el apoyo económico recibido.

Quisiera también agradecer al Dr. Gustavo Brum y al Lic. Juan Ferreira del Departamento de Biofísica de la Facultad de Medicina por dejarme total libertad de desarrollar este trabajo mientras desempeñaba tareas en sus proyectos de investigación.

A Juan Cardelino por los aportes realizados en este trabajo referidos al procesamiento de señales.

A la Sección Biofísica de la Facultad de Ciencias por el apoyo e incentivo constante.

A Cecilia Pérez por la inmensa ayuda para escribir este documento en L^AT_EX.

A Carla, por apoyarme siempre e incondicionalmente en cada decisión.

Tabla de Contenidos

1	Introducción	1
1.1	Objetivos	4
1.1.1	Objetivo general	4
1.1.2	Objetivos específicos	5
2	Fundamentos básicos de procesamiento de señales	6
2.1	Señales	6
2.1.1	Teorema de muestreo	8
2.2	Análisis de Fourier	9
2.2.1	Series de Fourier	9
2.2.2	Transformada discreta de Fourier para señales aper- iódicas	10
2.3	Energía y Potencia de una señal	11
2.3.1	Teorema de Parseval	13
2.4	Transformada de Fourier de Tiempo Corto	14
3	Electromiografía de superficie: origen y procesamiento de la señal	18

3.1	Introducción	18
3.2	Naturaleza de la señal	20
3.3	Procesamiento de la señal de EMG	20
3.3.1	Procesamiento estándar	20
3.3.2	Detección de la actividad muscular	22
3.4	Procesamiento de la señal de EMG en el dominio de la frecuencia	24
3.5	Comentarios	25
4	Coordinación muscular y EMG	26
4.1	Introducción	26
4.2	Fundamentos básicos de anatomía y principales grupos musculares de miembro inferior	27
4.3	Coordinación muscular en saltos verticales	28
4.4	Modelos matemáticos	31
4.5	Modelos matemáticos en saltos	32
4.6	Comentarios	39
5	Reclutamiento de fibras musculares	42
5.1	Introducción	42
5.2	Estrategias de reclutamiento	43
5.3	Comentarios	47
6	Aspectos metodológicos	48
6.1	Muestra	48
6.2	Diseño experimental	49
6.3	Colecta de datos y procesamiento	50
6.3.1	Colecta y procesamiento de datos de la plataforma de fuerza	50

6.3.2	Colecta de datos de EMG	51
6.3.3	Procesamiento de la señal de EMG	53
6.3.3.1	Procesamiento tradicional	53
	Procesamiento de Hodges & Bui, 1996 (<i>Hodges</i>)	53
	Procesamiento de Li & Caldwell, 1998 (<i>Li</i>)	54
	Procesamiento de Giroux <i>et al.</i> , 2015 (<i>Giroux</i>)	56
6.3.3.2	Procesamiento propuesto	58
7	Resultados	63
7.1	Procesamiento tradicional	64
7.2	Diagramas tiempo-frecuencia	65
7.3	Estudio de la energía de distintas bandas de frecuencia	67
7.3.1	Rangos de frecuencia entre 20 y 125 Hz y entre 200 y 400 Hz	67
7.4	Diferencias temporales basadas en el método STFT	70
8	Discusión	75
8.1	Método propuesto	75
8.2	Comportamiento de la <i>performance</i> en función de las diferen- cias temporales	78
8.2.1	Método tradicional	79
8.2.2	Método propuesto	80
8.3	Direcciones futuras	84
9	Conclusión	86
	Bibliografía	115

Resumen

La coordinación de los músculos para producir movimiento es uno de los fenómenos más estudiados en el área del control motor, la biomecánica y la bioingeniería. En particular, en movimientos explosivos, se ha probado a través de modelos matemáticos que la coordinación está fuertemente asociada al rendimiento de los movimientos. La electromiografía (EMG) es una técnica que permite evaluar el grado de activación muscular, sin embargo no existen métodos estandarizados para evaluar la coordinación muscular y por tanto no hay parámetros coordinativos de la señal de EMG que se asocien a la *performance* del movimiento como predicen los modelos. Basado en que las estrategias de reclutamiento muscular son determinantes del rendimiento de los movimientos explosivos, se sugiere que la identificación de parámetros de la señal de EMG que describan la participación de fibras de contracción rápida pueden ser útiles para el estudio de la coordinación muscular. En este trabajo se propone un método que sea capaz de detectar la participación de fibras de contracción rápida durante un tipo de movimiento explosivo como lo es el salto vertical. Además, se propone evaluar la utilidad del método presentado para el estudio de la coordinación muscular. El método propuesto está basado en la implementación de la Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT) a señales de EMG de cuatro músculos responsables de la ejecución del salto. Los resultados de este análisis evidencian patrones de comportamiento similares a lo que la bibliografía sugiere para movimientos de tipo explosivo mostrando que el método cumple con el objetivo de identificar la participación de fibras de contracción rápida. Además, en este trabajo se sugiere que existe una tendencia que asocia los parámetros identificados a través del método propuesto y la *performance* de forma similar a la predicha por los modelos matemáticos.

Palabras clave: procesamiento de señales biológicas; movimientos explosivos; reclutamiento de fibras; STFT

Lista de abreviaturas

125 400	Rango de frecuencia entre 125 Hz y 400 Hz
125 200	Rango de frecuencia entre 125 Hz y 200 Hz
200 400	Rango de frecuencia entre 200 Hz y 400 Hz
200 300	Rango de frecuencia entre 200 Hz y 300 Hz
300 400	Rango de frecuencia entre 300 Hz y 400 Hz
DFT	Transformada discreta de Fourier
EMG	Electromiografía
EMGs	Electromiografía de superficie
FFT	Transformada Rápida de Fourier
GAS	Músculo Gastrocnemio Lateral
GAS-RF	Par muscular Gastrocnemio Lateral-Recto Femoral
GAS-VAS	Par muscular Gastrocnemio Lateral - Vasto Lateral
MAV	Media del valor absoluto
PDS	Procesamiento digital de señales
RF	Recto Femoral
RMS	Valor eficaz
SOL-RF	Par muscular Sóleo-Recto Femoral
SOL-VAS	Par muscular Sóleo-Vasto Lateral
SOL	Músculo Sóleo

STFT Transformada de Fourier de tiempo corto

VAS Músculo Vasto Lateral

Lista de símbolos

a	Número de puntos de la ventana deslizante
a_k	Coefficientes de Fourier
B	Posición temporal del baricentro
DT	Diferencias temporales de activación muscular
E	Energía de la señal
emg	Señal de EMG en función del tiempo
EMG	Señal de EMG en función de la frecuencia
f_1	Límite inferior del rango de frecuencia
f_2	Límite superior del rango de frecuencia
F_s	Frecuencia de muestreo
F_w	Fuerza peso
F_z	Fuerza de reacción del suelo en dirección vertical
$\phi[n]$	Conjunto de señales exponenciales complejas de periodo T
g	Aceleración de la gravedad
h	Altura del salto
i	Número de muestras que se desplaza la ventana de la STFT
k	Longitud de la ventana para la STFT
M	Matriz resultante de la STFT
M_E	Longitud del vector que contiene las posiciones de la ventana móvil

$M(f, m)$	Amplitud del espectro en una frecuencia y un tiempo dados (f, m)
Met	Método tradicional
Mus	Músculo
m	Instante de tiempo donde está centrada la ventana de la STFT
ω	Frecuencia angular
P_{emg}	Potencia de la señal de EMG
$p(t)$	Potencia instantánea de una señal
Par	Par muscular
Pk	Método de Giroux et al., 2015
Ran	Rango de frecuencia
$S(f)$	Señal en el dominio de la frecuencia
$s(t)$	Señal en función del tiempo
N	Longitud de la señal $x[n]$
T_s	Periodo de muestreo
t	Tiempo
t_a	Tiempo de aterrizaje
t_v	Tiempo de vuelo
t_d	Tiempo de despegue
Um_1	Método de Hodges & Bui, 1996

Um_2	Método de Li & Caldwell, 1998
$x(t)$	Señal analógica en función del tiempo
$\tilde{x}[n]$	Señal discreta en función del tiempo
$X(k)$	Transformada de discreta de Fourier
$w_{m,a}$	Señal de ceros excepto una ventana centrada en la muestra m de a puntos de longitud
$x[n]$	Señal discreta

Organización de la tesis

La tesis está organizada en nueve capítulos que serán descriptos a continuación.

El primer capítulo consiste en la introducción general del trabajo. Dicho apartado contiene la descripción del problema y los objetivos del trabajo. El capítulo 2 consiste en una revisión sobre los conceptos más básicos del procesamiento de señales. Además este capítulo contiene la definición básica de la técnica de procesamiento que se utiliza para este estudio. El tercer capítulo describe la señal de electromiografía de superficie. En este capítulo se expone el origen de la señal, sus características y los procesamientos estándar que se realizan sobre la misma con el fin de obtener parámetros indicadores de la coordinación muscular.

Detalles relacionados a cómo se han desarrollado las investigaciones sobre la coordinación muscular y principalmente la coordinación muscular en saltos verticales son descriptos en el capítulo 4. Además, dicha sección cuenta con una breve introducción a conceptos básicos de la anatomía del aparato locomotor.

El capítulo 5 presenta los principales trabajos que describen las posibles estrategias de reclutamiento de fibras musculares utilizadas por el sistema nervioso para controlar el movimiento en diferentes condiciones.

El capítulo 6 describe la metodología utilizada para este estudio; comentando las cuestiones relacionadas a la población utilizada, el diseño experimental, los instrumentos de medida y el procesamiento de la señal utilizado.

Los resultados obtenidos del procesamiento de la señal son expuestos en el capítulo 7. Además, en este capítulo se muestra cómo se asocian las medidas de coordinación identificadas a partir del análisis tiempo-frecuencia

y son comparadas con las medidas determinadas a través de los métodos tradicionalmente usados para el estudio de la coordinación.

El capítulo 8 consiste en la interpretación y discusión de los resultados obtenidos, además de proponer posibles direcciones.

En el último capítulo se exponen las principales conclusiones obtenidas durante este trabajo.

Capítulo 1

Introducción

Un problema básico en varios campos de investigación como son la neurofisiología, la biomecánica y la ingeniería biológica es entender cómo los músculos son coordinados para realizar una determinada tarea motora. La coordinación ha sido definida como la distribución de la activación muscular o de la fuerza entre los músculos para producir una combinación determinada de momentos de fuerza en las articulaciones [1]. Este fenómeno es un tema de amplia discusión ya que resulta un factor determinante del rendimiento de las tareas motoras.

Finalizando la década del ochenta, a través de estudios de electromiografía de superficie (EMGs) durante saltos verticales se sugirió que para alcanzar la máxima altura durante un salto debe existir un patrón de coordinación específico [2]. Posteriormente, modelos matemáticos de saltos verticales [3, 4]

indicaron que existe una secuencia temporal precisa en que los músculos deben ser activados para obtener el máximo rendimiento, confirmando lo observado previamente a través de estudios de EMGs. Además, a partir de los modelos se pudo observar que cuando este patrón de activación temporal se aleja de la condición óptima, el rendimiento de la tarea decae abruptamente [5].

Con el correr de los años se fue estandarizando el uso de saltos verticales como modelo de movimiento explosivo en estudios de coordinación muscular y particularmente el uso de un salto vertical llamado *Squat Jump* (SJ) [4, 5, 6, 7]. Este salto carece de contra-movimiento previo al despegue, y dicha característica presenta ventajas desde el punto de vista experimental a la hora de ser evaluado. Entre otras, es un movimiento que presenta una técnica fácil de controlar desde el punto de vista cinemático. Además, al no contar con un contra-movimiento previo, no existen acciones musculares excéntricas (es decir, no hay acciones en donde las unidades músculo-tendinosas se estén estirando durante la contracción muscular) y por tanto hacen más simple la interpretación de las señales de EMGs.

Dentro de las características más importantes que presenta el patrón óptimo de activación de este salto, se encuentra la presencia de una secuencia de activación muscular proximal–distal. Esto significa que en primer lugar se activan los músculos más próximos al tronco (músculos proximales) y luego los músculos más alejados del tronco (músculos distales). 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. Por otra parte a partir de estudios de coordinación fue sugerido que durante movimientos explosivos, los músculos mono-articulares (que atraviesan una sola articulación) son simplemente 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 [8, 9, 6]. Posteriormente se han desarrollado modelos más complejos [10, 11] y realizado más trabajos mediante EMGs [12, 13] llegando a la misma conclusión: la coordinación muscular es el factor más importante que determina el rendimiento de este tipo de movimiento explosivo.

La electromiografía (EMG) es una técnica capaz de evaluar el grado de activación muscular. El registro electromiográfico simultáneo de varios músculos hace posible la reconstrucción de patrones de activación muscular y así permite, como fue mencionado anteriormente, evaluar la coordinación muscular durante un movimiento [14]. Un parámetro ampliamente usado en los estudios de coordinación es el EMG *onset*. Dicho parámetro representa el inicio de la activación muscular y generalmente está basado en la detección de umbrales de amplitud de la señal [15]. Sin embargo, aún no existen métodos estandarizados para calcular este parámetro debido a que existen diferentes criterios para establecer el umbral. Esta razón ha llevado a interpretaciones erróneas de la coordinación muscular [15]. Debido a esta falta de acuerdo para procesar la señal, resulta de gran dificultad evaluar la coordinación de forma cuantitativa a través de EMG con el fin asociar la efectividad con que se ejecutan las tareas motoras a la coordinación.

Otro aspecto relevante durante la ejecución de movimientos explosivos tiene que ver con la dinámica de reclutamiento de los distintos tipos de fibras musculares. Según la bibliografía, durante movimientos explosivos resulta determinante la participación de las fibras de contracción rápida [16]. En movimientos en los que se necesita una tasa de desarrollo de fuerza mayor, las fibras de contracción rápida presentan una mayor participación con respecto a tareas motoras en las que no se necesitan grandes tasas de desarrollo de fuerza [17, 18]. Por tanto, la identificación de los instantes de tiempo en que las

fibras de contracción rápida están participando podría ser útil para explorar el fenómeno de la coordinación muscular durante movimientos explosivos. Por otra parte, los estudios de la señal de EMG en el dominio de la frecuencia han cobrado relevancia en los últimos años, mostrando que pueden reflejar estrategias de reclutamiento de los distintos tipos de fibras musculares [19, 20, 21, 22].

La identificación mediante EMG de los momentos precisos de activación muscular que describen los patrones óptimos de coordinación sería útil para evaluar la coordinación muscular de forma cuantitativa; y de esta forma se podría describir cuáles son los parámetros de la señal de EMG que llevan a los máximos rendimientos. Además, asociar parámetros coordinativos a rendimientos de tareas motoras representa una herramienta de gran potencial, de forma que podría ser utilizada para monitorear rendimientos deportivos, realizar terapias de rehabilitación así como ser utilizada para el control de prótesis robóticas.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo general

El objetivo general del presente trabajo es el desarrollo de una metodología para analizar la señal de EMG que permita calcular las diferencias temporales de activación de los músculos durante la ejecución de saltos verticales y su posterior aplicación para la determinación de la *performance* en dichos saltos.

1.1.2 Objetivos específicos

1. Evaluar la capacidad del método propuesto para identificar la participación de distintos tipos de fibras musculares.
2. Reconstruir la secuencia de activación muscular durante un salto de tipo SJ basada en el método propuesto.
3. Calcular diferencias temporales de activación entre los siguientes músculos: Gastrocnemio Lateral – Recto Femoral, Gastrocnemio Lateral – Vasto Lateral, Sóleo – Recto Femoral y Sóleo – Vasto Lateral.
4. Comparar las diferencias temporales calculadas por el método propuesto con las diferencias temporales calculadas a partir de métodos tradicionales.
5. Asociar las diferencias temporales calculadas a partir del método propuesto con la altura del SJ.

Capítulo 2

Fundamentos básicos de procesamiento de señales

2.1 Señales

El procesamiento digital de señales (PDS) es un área de la ciencia y la ingeniería que se ha desarrollado rápidamente desde la segunda mitad del siglo XX.

Para definir el PDS es necesario antes definir el concepto de señal. Las señales son magnitudes físicas mediante las cuales se puede transmitir información [25]. En la práctica, toda señal contiene información que se desea extraer o modificar de acuerdo a los requisitos de cada aplicación particular. Para procesar, registrar y actuar en base a una señal originada desde cualquier fuente de energía, es necesario que la misma sea traducida a una señal eléc-

trica. Mediante el uso de sensores (transductores), se pueden obtener señales eléctricas proporcionales a diversos valores de magnitudes físicas, como son la temperatura, presión, intensidad de luz, etc.

Una señal está asociada matemáticamente a una función con una o más variables independientes. Por ejemplo, una señal de audio tendrá una amplitud para cada instante de tiempo t . En este caso, la señal tiene a t como única variable independiente y la amplitud del sonido es la variable dependiente $x(t)$. Tanto t como $x(t)$ pueden adoptar cualquier valor dentro de los números reales, y por tanto se define a $x(t)$ como una señal analógica. En cambio, si se estudia la evolución demográfica de una ciudad cada año, la variable independiente es ahora discreta. Este es el ejemplo de una señal discreta ($x[n]$) [25, 26]. Por tanto, existen señales analógicas para las cuales la variable independiente es continua, y señales discretas para las cuales su variable independiente es discreta.

El PDS se refiere al proceso de modificación de una señal digital en un sistema, realizado para destacar o suprimir diferentes características de la señal que tienen algún significado especial para una aplicación en particular.

La mayoría de las señales en la naturaleza son analógicas. El procesamiento digital requiere transformar las señales de entrada a un formato digital. Para ingresar una señal analógica dentro de una computadora es necesario realizar dos procesos previos. En la computadora, las señales almacenadas deben ser discretas. Partiendo de la señal analógica, debemos primero discretizar la variable independiente. Este proceso se denomina muestreo. Un muestreo uniforme se define como aquel en donde la amplitud de la señal se evalúa secuencialmente cada T_s segundos. Ese valor adquirido se almacena como una muestra. A T_s se lo denomina periodo de muestreo y su recíproco se le denomina frecuencia de muestreo (F_s), el cual representa el número de

muestras por unidad de tiempo que son registradas. En el ejemplo de la Figura 2.1, T_s es el intervalo de tiempo entre dos puntos de la señal de color negro. Luego debemos cuantificar la amplitud de la señal en valores discretos. La señal resultante de estos dos procesos se denomina digital. Uno de los elementos encargados de cuantizar y muestrear una señal eléctrica analógica para obtener una señal digital es el conversor A/D (conversor analógico/digital) [27].

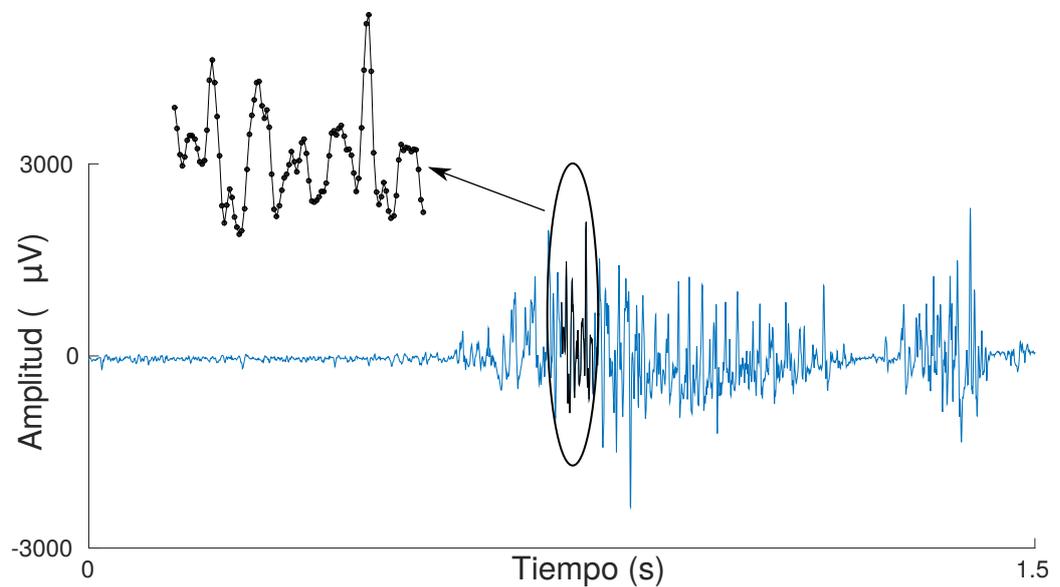


Figura 2.1: Ejemplo de una señal de electromiografía de superficie muestreada a 2000 Hz.

2.1.1 Teorema de muestreo

Como fue explicado en el apartado anterior, una señal analógica puede ser representada a partir de muestras sucesivas igualmente espaciadas mediante un proceso llamado muestreo. El teorema establece que una señal continua puede ser reconstruida por una secuencia de muestras si se cumple con las siguientes condiciones.

Sea una señal analógica $x(t)$ con un ancho de banda limitado, es decir, si su Transformada de Fourier (ver 2.2) es cero fuera de una banda finita de frecuencias. Entonces $x(t)$ se determina inequívocamente mediante sus muestras $x(nT_s)$, $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$, si

$$F_s > 2F_{max} \quad (2.1)$$

donde F_{max} es la frecuencia máxima contenida en $x(t)$.

2.2 Análisis de Fourier

2.2.1 Series de Fourier

Una señal discreta $x[n]$ es periódica con periodo N si

$$x[n] = x[n + N] \quad (2.2)$$

Por otra parte, $\omega_0 = \frac{2\pi}{N}$ representa la frecuencia fundamental. Por ejemplo, la exponencial compleja $e^{j(\frac{2\pi}{N})n}$ es periódica con periodo N . El conjunto total de las señales exponenciales complejas discretas que son periódicas con periodo N está dado por:

$$\phi_k[n] = e^{jk\omega_0 n} = e^{jk(\frac{2\pi}{N})n}, \quad k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots, N - 1 \quad (2.3)$$

Cada una de estas señales tiene una frecuencia fundamental que es múltiplo de $\frac{2\pi}{N}$. A partir de esto podemos representar las señales periódicas en términos de combinaciones lineales de las señales $\phi_k[n]$ de la siguiente forma:

$$x[n] = \sum_{n=0}^{N-1} a_k \phi_k[n] = \sum_{n=0}^{N-1} a_k[n] e^{jk\omega_0 n} = \sum_{n=0}^{N-1} a_k[n] e^{jk(\frac{2\pi}{N})n} \quad (2.4)$$

donde a_k son los coeficientes de Fourier.

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{jk(\frac{2\pi}{N})n} \quad (2.5)$$

Esta ecuación se conoce como la serie discreta de Fourier y los coeficientes a_k son conocidos como los coeficientes de la serie de Fourier [25].

2.2.2 Transformada discreta de Fourier para señales aperiódicas

Consideremos una señal aperiódica finita $x[n]$. Esto significa que para algunos enteros N_1 y N_2 , $x[n] = 0$ fuera del intervalo $N_1 \leq n \leq N_2$. A partir de esta señal se puede construir una señal $\tilde{x}[n]$ periódica para la cual $x[n]$ sea un periodo. A medida que el periodo de $\tilde{x}[n]$ se acerca a infinito, $\tilde{x}[n]$ es igual a $x[n]$ en intervalos de tiempo cada vez más grandes. Cuando $N \rightarrow \infty$, $\tilde{x}[n] = x[n]$ para cualquier valor finito de n . A continuación se representa la serie de Fourier para $\tilde{x}[n]$.

$$\tilde{x}[n] = \sum_{k=(N)} a_k e^{jk(\frac{2\pi}{N})n} \quad (2.6)$$

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{n=(N)} \tilde{x}[n] e^{-jk(\frac{2\pi}{N})n} \quad (2.7)$$

Como $\tilde{x}[n] = x[n]$ en un periodo que incluye el intervalo $N_1 \leq n \leq N_2$:

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{n=N_1}^{N_2} x[n] e^{-jk(\frac{2\pi}{N})n} \quad (2.8)$$

y como $x[n]$ vale cero fuera del intervalo $N_1 \leq n \leq N_2$:

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n] e^{-jk(\frac{2\pi}{N})n} \quad (2.9)$$

A partir de este desarrollo definimos la Transformada de Discreta de Fourier (DFT) mediante la siguiente expresión matemática [25]

$$X(k) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n] e^{-jk\frac{2\pi}{N}n} \quad (2.10)$$

donde los coeficientes a_k son proporcionales a $X(k)$:

$$a_k = \frac{1}{N}X(k) \quad (2.11)$$

La magnitud de cada componente de frecuencia está dada por módulo de $X(k)$, mientras que la fase inicial de cada componente de frecuencia queda determinada por el argumento de $X(k)$. El espectro de frecuencias representa la magnitud de cada componente de frecuencias (Figura 2.2A) mientras que la Figura 2.2B representa la fase de cada componente. La ecuación 2.10 muestra que la DFT es una función periódica de periodo N y la convención estándar es representar los gráficos en el intervalo desde $-\frac{N}{2}$ a $\frac{N}{2}$ (Figura 2.2A). Las funciones reales del tiempo tienen un espectro con simetría Hermítica, o sea módulo simétrico y fase antisimétrica, por ello solo interesa el rango de frecuencia positiva, el resto es redundante (Figura 2.3).

Un punto importante es que el número de puntos de la señal $x[n]$ define la resolución en frecuencia. Por tanto, el muestreo (ver sección 2.1.1) se vuelve un aspecto importante a la hora de trabajar en el dominio de la frecuencia. Cuanto mayor sea la F_s , mayor será el número de puntos en una señal finita y por tanto se obtendrá mayor resolución en frecuencia.

A los efectos de computar la DFT, existe una técnica llamada Transformada Rápida de Fourier (FFT, del inglés *Fast Fourier Transform*) que describen el algoritmo eficiente para calcular la DFT.

2.3 Energía y Potencia de una señal

Si los valores de una señal fueran voltajes $v(t)$ a través de un resistor de resistencia R , e $i(t)$ es la intensidad de corriente a través del resistor, entonces

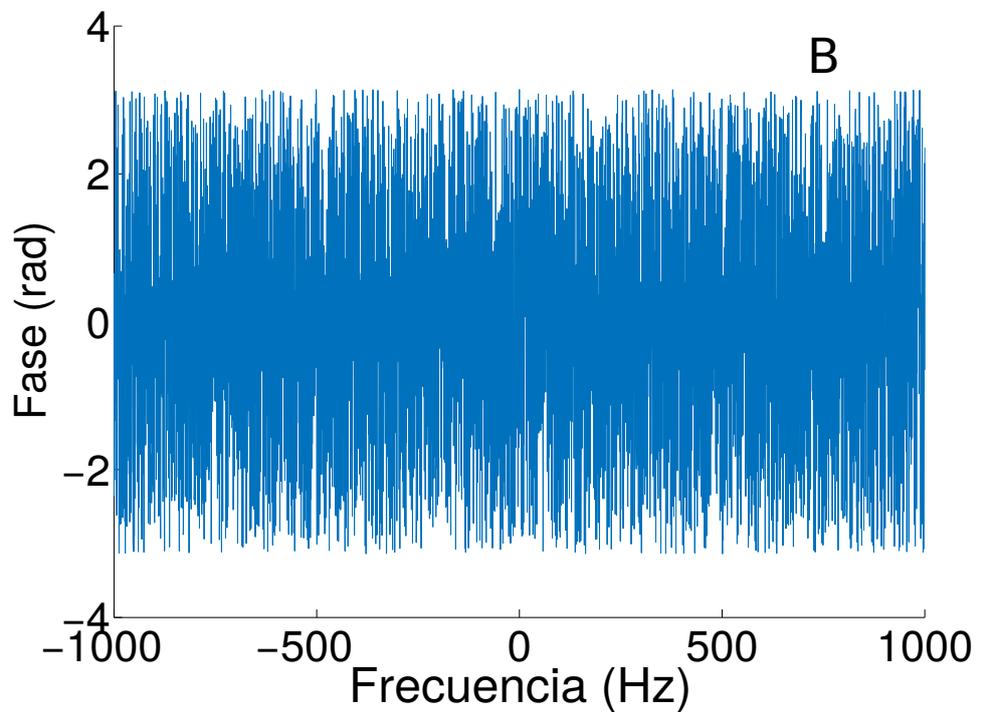
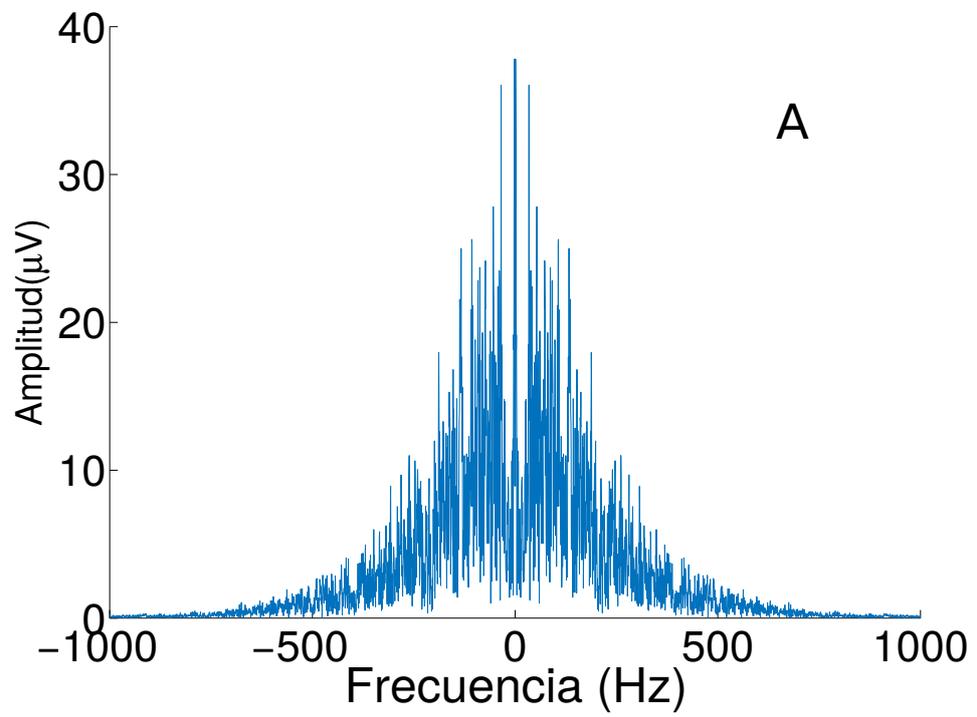


Figura 2.2: A) Espectro de frecuencias de una señal de electromiografía adquirida en una ventana de 1750 puntos con 2000 Hz de frecuencia de muestreo. B) Fase de la señal de electromiografía.

la potencia instantánea puede definirse como

$$p(t) = i(t) \cdot v(t) = \frac{v(t)^2}{R} \quad (2.12)$$

Por otra parte, podemos definir la energía de una señal de tiempo continuo como

$$E = \int_{n=-\infty}^{n=+\infty} x[n]^2 \quad (2.13)$$

Así, podemos definir también la energía de la señal en tiempo discreto como

$$E = \sum_{n=-\infty}^{n=+\infty} x[n]^2 \quad (2.14)$$

Esta definición es consistente con la idea de que la suma anterior debería representar la energía (en Joules) disipada sobre un resistor de 1Ω . La Figura 2.3 la energía de un espectro de una señal de EMG.

2.3.1 Teorema de Parseval

El Teorema de Parseval establece que el cálculo de la energía es el mismo cuando se pasa del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia y viceversa a través de la DFT [25].

$$\sum_{n=0}^{N-1} x[n]^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X(k)|^2 dk \quad (2.15)$$

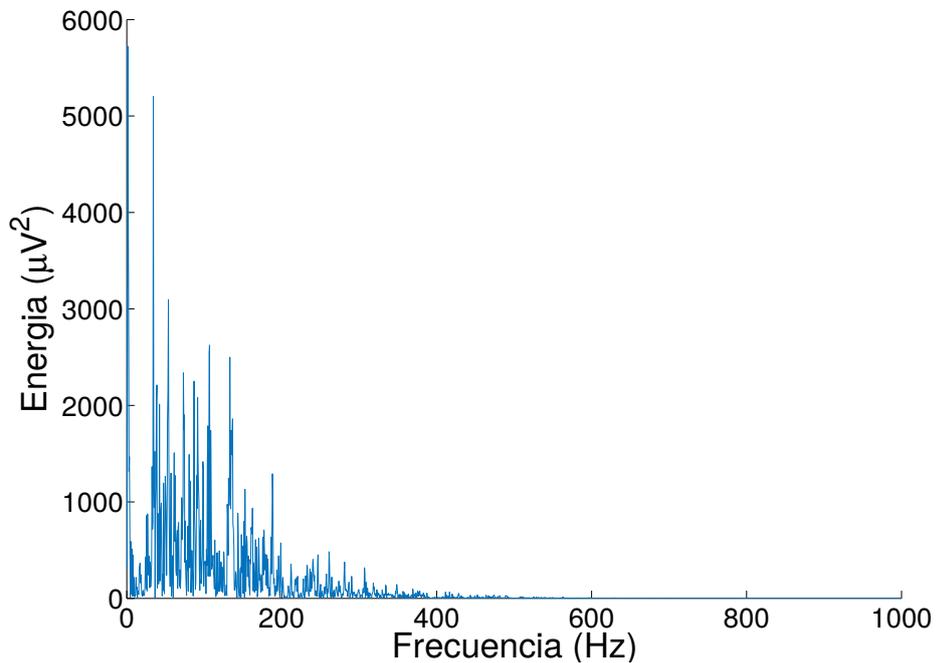


Figura 2.3: Espectro de frecuencias de una señal de electromiografía. En este caso se muestra la energía del espectro.

2.4 Transformada de Fourier de Tiempo

Corto

Si se quiere observar la evolución de los componentes de frecuencia a lo largo del tiempo se necesita calcular el espectro durante pequeños intervalos de tiempo, quizás superpuestos, a través de una ventana de tiempo deslizante. Un análisis capaz de desarrollar este tipo de procesamiento es la Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT, de *Short Time Fourier Transform*, en inglés). Su expresión matemática se muestra a continuación:

$$X_m(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]w_{m,a}e^{-jk\frac{2\pi}{N}n} \quad (2.16)$$

donde $w_{m,a}$ representa una señal de longitud N que está compuesta por ceros excepto una sección centrada en la muestra m con a puntos de ancho que le llamaremos ventana. Existen diferentes tipos de ventana que modulan la amplitud y la forma de esta sección no nula de $w_{m,a}$. Luego de implementarse la ecuación 2.16 para la muestra m , m se desplaza cada i muestras y se repite el procedimiento. El resultado de este análisis deriva en que para cada muestra m en donde está centrada la ventana se computa un espectro (Figura 2.4).

La longitud de $w_{m,a}$ define la discretización en el dominio de la frecuencia; cuanto mayor sea el número de puntos, menor será el intervalo entre los valores de frecuencia. Por esta razón se define a $w_{m,a}$ con el mismo número de puntos N que $x[n]$. a determina el ancho de la ventana que se pretende analizar, de esta forma un valor pequeño de a significa una información localizada en el entorno de m . Por otro lado, el ancho a determina la mínima frecuencia que se puede detectar, ventanas mas anchas pueden captar valores de frecuencia más bajos, pero implica promediar sobre más valores en dominio del tiempo.

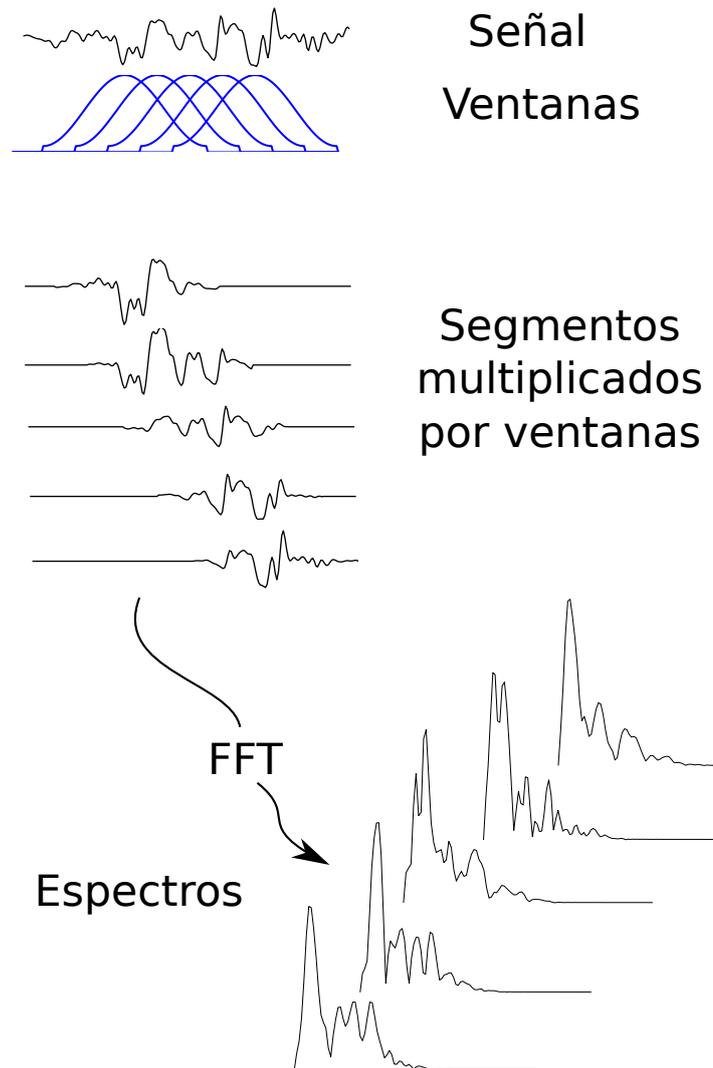


Figura 2.4: Etapas del procesamiento de la señal para implementar la Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT).

La forma gráfica de mostrar el resultado de este procesamiento es a través de un diagrama tiempo-frecuencia. Dicho diagrama consiste en representar el módulo de la transformada de Fourier como función de dos variables, el tiempo en donde está centrada la ventana y la frecuencia. Para esto se hace un gráfico de colores en el cual el eje de las ordenadas representa el tiempo en que la ventana está centrada y el eje de las abscisas representa la frecuencia.

La amplitud del módulo queda representada por la intensidad de los colores (Figura 2.5)

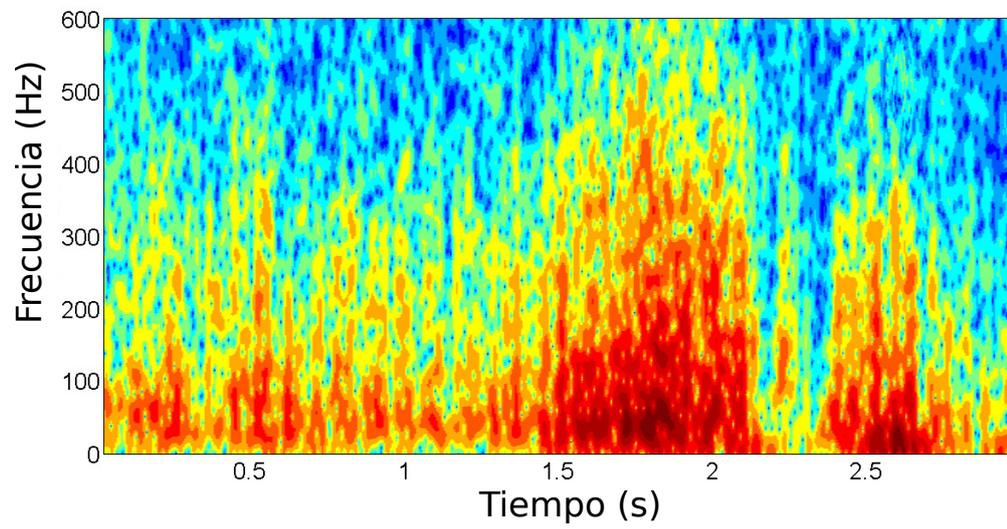


Figura 2.5: Diagrama tiempo-frecuencia de una señal de electromiografía.

Capítulo 3

Electromiografía de superficie: origen y procesamiento de la señal

3.1 Introducción

La electromiografía de superficie (EMGs) es una técnica capaz de evaluar la función muscular midiendo la diferencia de potencial generada por los músculos en la superficie de la piel. La detección, el análisis y el procesamiento de la señal de EMGs ha sido ampliamente utilizado en diversos campos como por ejemplo el diagnóstico clínico [23], la rehabilitación clínica [23], la investigación básica [20] y aplicada [24]. La señal de EMG es producida por la activación de unidades motoras que es detectada por electrodos localizados en la superficie muscular.

Una unidad motora queda definida por una motoneurona y todas las fibras

que esta inerva. Cuando se inicia un impulso nervioso en las neuronas de la médula espinal, se propaga a través de las inter-neuronas hasta llegar a una motoneurona. Este impulso denominado potencial de acción, llega al músculo esquelético y se propaga a lo largo de sus fibras. La activación de las células musculares desencadenada por el potencial acción es responsable de poner en funcionamiento la maquinaria contráctil del músculo y por tanto del inicio de la contracción muscular. Esta activación muscular se manifiesta a través de cambios en las propiedades eléctricas de la membrana de las células musculares y puede ser medida a través de EMGs por medio de electrodos superficiales adheridos a la piel. Por tanto, la EMGs mide la suma de los potenciales de acción de las unidades motoras que son detectados por los electrodos ubicados en la superficie de la piel (Figura 3.1) [28, 29].

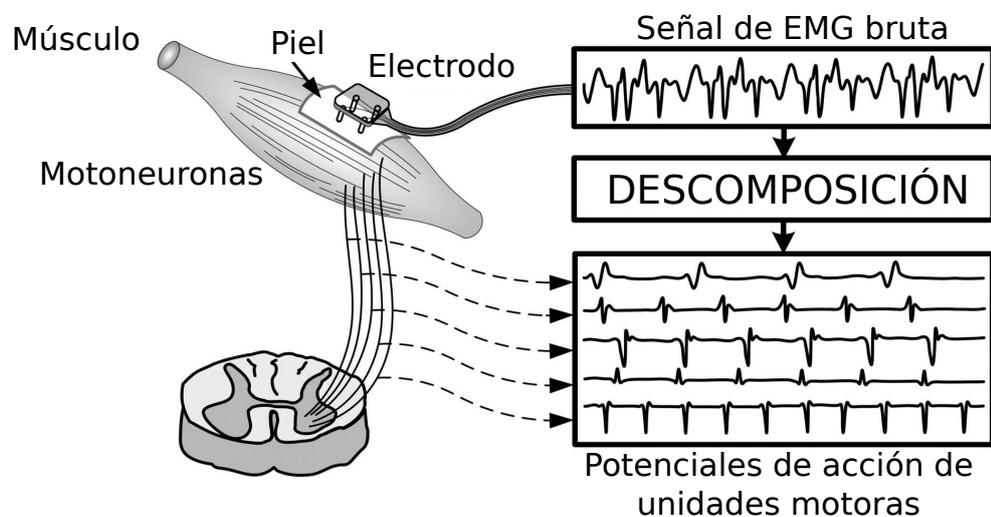


Figura 3.1: Esquema de la organización, el registro electromiográfico y la descomposición de cinco potenciales de acción de una unidad motora. Modificado de De Luca 1982a.

3.2 Naturaleza de la señal

La señal de EMG sin amplificar se encuentra en un rango de 10 mV (+/- 5 mV) [30]. La señal es generalmente amplificada por un factor de 500 o 1000 [31]. Típicamente los rangos de frecuencia se encuentran entre 6 y 500 Hz, mostrando la mayor cantidad de energía en un rango de frecuencia entre 20 y 150 Hz [32].

3.3 Procesamiento de la señal de EMG

3.3.1 Procesamiento estándar

La señal bruta de EMG contiene algunas fuentes de ruido inevitables. El ruido en la señal de EMG puede ser causado por ruido inherente en el equipamiento, ruido ambiente de radiación electromagnética, artefactos de movimiento e inestabilidad inherente de la señal [30, 33]. Los artefactos de movimiento son causados por el movimiento de electrodos sobre la piel y por el movimiento de los cables. El ruido originado por los artefactos se encuentra en el rango de 0 a 20 Hz y la forma más simple de eliminar esta fuente de ruido es aplicando un filtro pasa-alto con frecuencia de corte de 20 Hz [34].

Un filtro es un dispositivo electrónico que permite el paso de determinadas frecuencias y atenúa otras. A la frecuencia donde la amplitud cae $\frac{1}{\sqrt{2}}$ o la energía de la señal cae a la mitad se la llama frecuencia de corte. Los filtros pasa-altos permiten el paso de frecuencias altas y atenúan las bajas. Los pasa-bajos atenúan altas frecuencias y permiten el paso de bajas frecuencias.

Otra fuente de ruido de la señal de EMG es el generado por la red eléctrica con frecuencia de 50 o 60 Hz. Para este tipo de ruido se usa un filtro *notch*, el cual está diseñado para atenuar la energía contenida en un ancho de banda

de 1 Hz. Sin embargo, este tipo de filtro ha sido ampliamente criticado en la literatura porque la frecuencia contenida en la red cae dentro del ancho de banda de la señal de EMG y por lo tanto se podría perder información de interés [30].

Posteriormente al filtrado, un procesamiento ampliamente usado es la rectificación de onda completa. La señal rectificadora todavía expresa la naturaleza aleatoria de la amplitud de la señal. Un abordaje muy usado para solucionar este problema es aplicar un suavizado a la señal [32]. Esto puede ser realizado a través de métodos analógicos o digitales. El concepto de suavizado involucra la supresión de altas frecuencias, por tanto puede ser realizado a través de un filtro pasa-bajo. Este mismo efecto puede implementarse numéricamente en el procesamiento de señal. 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. El valor de la frecuencia de corte es un tema de amplia discusión. Existen trabajos que muestran diferencias significativas entre parámetros de una misma señal que emplean diferentes frecuencias de corte para este procesamiento [14].

Una operación similar al suavizado es promediar. El resultado de promediar una señal entera es un único valor. Para obtener una variación de los promedios en función del tiempo es necesario aplicar la media a una ventana móvil de longitud a puntos correspondiente a un tiempo T_a . Cuanto mayor sea el intervalo de tiempo más suavizada resultará la señal. La literatura presenta ventanas de diferentes longitudes, desde 20 ms (para movimientos explosivos o estudios de reflejos) hasta 500 ms (para movimientos lentos o estudios estáticos). Un valor que funciona bien en la mayoría de las condiciones es entre 50 ms y 100 ms [31, 35].

Los parámetros que son frecuentemente usados para el suavizado son el

valor eficaz (RMS) y la media del valor absoluto (MAV, de *mean absolute value*, en inglés). Las expresiones matemáticas para el cálculo de RMS y MAV se presentan a continuación:

$$RMS(m) = \sqrt{\frac{1}{a} \sum_{i=m-\frac{a}{2}}^{m+\frac{a}{2}} emg[i]^2} \quad (3.1)$$

$$MAV(m) = \frac{1}{a} \sum_{i=m-\frac{a}{2}}^{m+\frac{a}{2}} |emg[i]| \quad (3.2)$$

donde *emg* representa la señal de EMG y *a* un número par que representa la longitud de una ventana deslizante.

3.3.2 Detección de la actividad muscular

Una herramienta muy útil en la EMG es la identificación de parámetros temporales de activación muscular. Esto ha permitido la identificación de secuencias de activación y por tanto determinar las estrategias que desarrolla el sistema nervioso para la ejecución de distintos movimientos.

El EMG *onset* es un parámetro de la señal electromiográfica que determina el inicio de la activación muscular [15]. Este parámetro es capaz de evaluar en qué momento son activados los músculos. Así, es posible construir secuencias de activación muscular cuando se registra más de un músculo de forma simultánea y realizar estudios de coordinación muscular. La determinación del EMG *onset* ha sido un tema de amplio estudio en los últimos años en el área del procesamiento de señales biológicas ya que constituye un parámetro de gran utilidad en diferentes áreas del estudio del movimiento [15, 36, 37]. Un ejemplo de esto es la detección de la actividad en músculos residuales de amputados con el fin de controlar prótesis automáticas [38]. Sin embargo, aún no existe acuerdo en cómo debe ser calculado este parámetro [14]. La deter-

minación del EMG *onset* a partir de inspección visual presenta alta precisión en la detección del evento; pero por otra parte ha sido ampliamente criticado por su pobre repetitividad ya que está basado en la experiencia del observador y siempre contiene un elemento de subjetividad [39]. Además representa un método que lleva un gran consumo de tiempo. Para evitar este tipo de problemas, actualmente el EMG *onset* es determinado a través de métodos computacionales. La mayoría de los métodos de cálculo de EMG *onset* están basados en la detección de un umbral de amplitud sobre la señal suavizada [15, 36, 37, 40, 41]. Por ejemplo, Hodges y Bui requerían que el promedio de puntos en una ventana deslizante excediera el umbral [15]. Ellos realizaron este cálculo para tres valores distintos de umbral, tres longitudes distintas de la ventana deslizante y tres valores de frecuencia de corte del filtro usado para suavizar la señal de EMG. En ese trabajo, se utilizaron las 27 combinaciones posibles de estos parámetros y se aplicaron sobre 300 señales de EMG. Luego los resultados de EMG *onset* obtenidos a partir de este análisis fueron comparados con EMG *onset* de las mismas señales identificados a partir de la inspección visual por parte de observadores expertos. Ellos encontraron que para 2 de las 27 combinaciones no existieron diferencias significativas entre el cálculo de algoritmo computarizado y el determinado por el experimentador a partir de observación visual [15]. Estos experimentos muestran claramente que el procesamiento utilizado para detectar el EMG *onset* altera el resultado final. Satude y colaboradores [36], comparando varias técnicas de detección, demostró que el EMG *onset* depende de algunos parámetros de la señal de EMG, como lo son la relación señal-ruido y el nivel de actividad de base. Por otra parte, Merlo y colaboradores propusieron un método basado en la implementación de la transformada Wavelet [43]. Hasta la fecha se continúan desarrollando métodos para identificar el EMG *onset*, sin embargo aún no se

han alcanzado grandes consensos en cómo debe emplearse su cálculo y esto genera discrepancias a la hora de interpretar los resultados.

3.4 Procesamiento de la señal de EMG en el dominio de la frecuencia

Como fue comentado en el capítulo 2 de este trabajo, el análisis de la señal de EMG en el dominio de la frecuencia contiene medidas y parámetros que describen perfiles del espectro de frecuencias de la señal electromiográfica.

Técnicas como la FFT han sido ampliamente utilizadas para obtener el espectro de la señal de EMG [28, 44].

Existen dos medidas que han sido ampliamente utilizadas para caracterizar el espectro de EMG. Éstas son la frecuencia media y la frecuencia mediana. Las expresiones matemáticas de dichos parámetros se detallan a continuación [32]:

$$f_{media} = \frac{\sum_{i=1}^F f_i \cdot P_{emg}(f_i)}{\sum_{i=1}^F P_{emg}(f_i)} \quad (3.3)$$

$$\sum_{i=0}^{f_{mediana}} P_{emg}(f_i) = \sum_{f_{mediana}}^F P_{emg}(f_i) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^F P_{emg}(f_i) \quad (3.4)$$

donde f_i es el valor de frecuencia en el índice i del vector de frecuencia. $P_{emg}(f_i)$ representa la potencia del espectro de la señal de EMG en el índice i del vector de frecuencia y F representa la longitud del vector de frecuencia. La $f_{mediana}$ representa la frecuencia a la cual el área del espectro se divide en dos regiones iguales, mientras que la f_{media} indica la frecuencia promedio ponderada por la amplitud del espectro.

Si el músculo no se encuentra en un estado estacionario de activación durante todo el periodo de registro, tomar el espectro de la señal entera no sería

adecuado ya que la señal de EMG no es una señal estacionaria y por lo tanto los componentes de frecuencia varían con el tiempo. Por tanto, se necesita calcular el espectro durante pequeños intervalos de tiempo mediante la STFT descrita en el capítulo 2 (ecuación 2.16). Existen trabajos en donde se ha usado este tipo de análisis para el estudio de la señal de EMG con buenos resultados mostrando su utilidad para el monitoreo de la fatiga muscular [45, 46] y el análisis de los patrones de activación muscular movimientos explosivos [47]. Diversos investigadores han usado este método para el análisis del reclutamiento de fibras musculares demostrando la utilidad de este tipo de procesamiento para evidenciar patrones de activación de distintos tipos de unidades motoras [16, 19, 20, 21]. Además, en los últimos años el análisis de la señal de EMG mediante la STFT fue utilizado para el reconocimiento de patrones con el fin de controlar el movimiento prótesis [38, 24, 48].

3.5 Comentarios

Como señalan Lee y colaboradores [16], los diferentes tipos de unidades motoras presentan distintos tipos de fibras musculares que se manifiestan entre otras cosas por presentar diferentes propiedades eléctricas de la membrana. Estas diferentes propiedades de la membrana de los distintos tipos de fibras se ven reflejadas en el espectro de EMG. Así, cuando exista la participación de fibras musculares de contracción rápida se verá reflejado en el espectro de EMG como componentes de alta frecuencia [49, 50, 51]. De esta forma, estos trabajos respaldan la capacidad que presentan los análisis tiempo-frecuencia para poner de manifiesto las estrategias de reclutamiento muscular.

Capítulo 4

Coordinación muscular y EMG

4.1 Introducción

Un problema de amplia discusión en varias áreas del conocimiento es entender cómo los músculos se coordinan para ejecutar un movimiento. Los estudios de coordinación muscular resultan importantes a la hora de desarrollar aplicaciones útiles para el desarrollo de terapias en sujetos con desórdenes en la función motora. También en el caso de los atletas, los trabajos orientados al estudio de la coordinación son relevantes en temas asociados al monitoreo del rendimiento deportivo, así como para el desarrollo de indumentaria deportiva.

Varios autores han definido la coordinación. Entre estos se encuentra el trabajo de Bobbert y van Ingen Sheneau, el cual propone que la coordinación representa la acción conjunta de los músculos necesaria para la producción del movimiento y que ésta puede ser analizada a través de la amplitud, la secuencia

y el *timing* de la activación muscular [2]. Por otra parte, Prilutsky, sugiere que la coordinación muscular es la distribución de la activación muscular o fuerza entre los músculos para producir una combinación dada de momentos de fuerza en las articulaciones [1]. Ambas definiciones destacan que la coordinación muscular está asociada a las características temporales de la activación muscular.

En este capítulo se destacan los trabajos más importantes que se han realizado en el contexto del estudio de la coordinación muscular durante un tipo de movimiento explosivo ampliamente usado en este contexto: el salto vertical. Sin embargo para entender de mejor forma la revisión que se hace de estos temas, se expone previamente una breve introducción sobre fundamentos básicos de anatomía de miembros inferiores.

4.2 Fundamentos básicos de anatomía y principales grupos musculares de miembro inferior

El sistema músculo-esquelético está compuesto principalmente por unidades músculo-tendinosas acopladas a los huesos. Los huesos se encuentran unidos por medio de articulaciones de diferentes tipos que le confieren movilidad a un segmento del cuerpo sobre otro. El hecho de que los músculos se inserten a los huesos de diferentes formas, le brinda a los segmentos distintos tipos de movimiento. Entre estos movimientos se encuentran: flexión, extensión, aducción, abducción, rotación interna, rotación externa, etc. Así, cuando los músculos acoplados a los huesos se contraen, se produce el movimiento del

sistema.

Por otra parte, los músculos pueden insertarse en más de una articulación. Los músculos que atraviesan dos articulaciones son llamados bi-articulares y los músculos que atraviesan una sola articulación se los denomina mono-articulares. Esta particularidad le confiere a los músculos la capacidad de realizar más de un tipo de movimiento, por ejemplo, el músculo Recto Femoral es un músculo bi-articular que atraviesa la articulación de la cadera y la rodilla. De esta forma, el Recto Femoral cumple con la función de extender la pierna (por su inserción en la rodilla) y también puede actuar como flexor del tronco (por su inserción en la cadera). El músculo Vasto Lateral es mono-articular ya que atraviesa solamente la articulación de la rodilla. Así, la función del músculo Vasto Lateral es principalmente la de extender la rodilla. La Figura 4.1 muestra un esquema de la localización de los principales músculos superficiales de miembro inferior además de los principales movimientos que desarrolla cada uno.

4.3 Coordinación muscular en saltos verticales

Los estudios de coordinación muscular son principalmente abordados a través de EMG, de modelos matemáticos, de imágenes de video y de estudios cinéticos o a partir de diferentes combinaciones de estas metodologías. Un gesto motor particularmente usado para realizar estudios de coordinación muscular es el salto vertical [2, 3, 5, 6, 10, 11]. Esta tarea motora presenta varias ventajas que lo hacen un buen modelo experimental para los estudios de coordinación de movimientos explosivos. Entre estas ventajas, puede destacarse que el movimiento durante un salto vertical se realiza en una sola

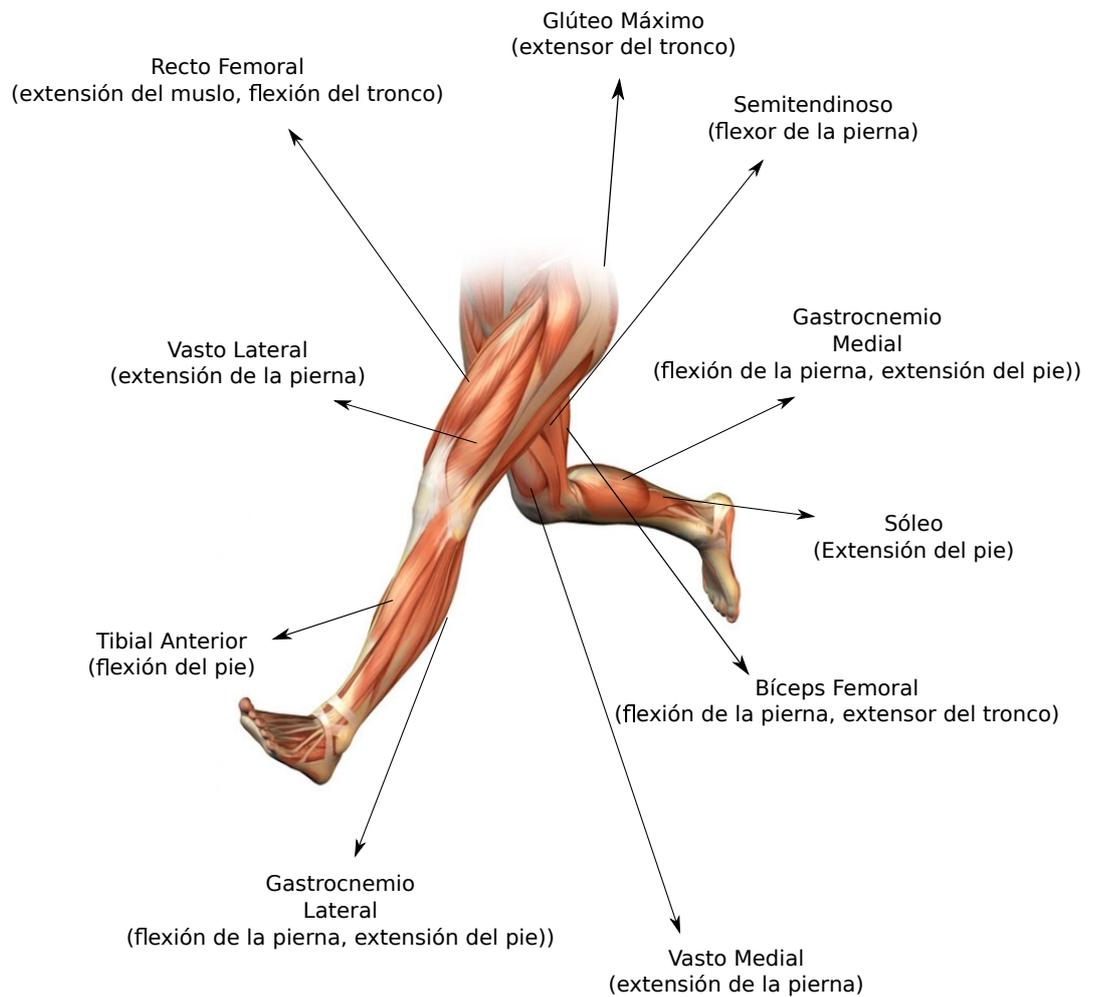


Figura 4.1: Principales músculos superficiales de miembros inferiores. Entre paréntesis se indica la principal función de cada músculo.

dirección, simplificando el análisis cinemático. Además es una tarea motora en la cual puede cuantificarse la *performance* del movimiento de forma simple a través de la altura del salto [52]. Por otra parte, y no menos importante, el estudio de la coordinación en los saltos verticales presenta un interés propio; ya que es un gesto deportivo ampliamente usado y de gran importancia en el rendimiento de muchos deportes como lo son el basquetbol, fútbol, voleibol, handball, entre otros.

El grupo dirigido por Marcus Pandy y el grupo de Marteen Bobbert son los que comenzaron a trabajar en el estudio de la coordinación en saltos a

mediados de la década del 80 y lo siguen realizando hasta la fecha. En un trabajo de Bobbert y van Ingen Shenau, se estudió de forma muy completa a través de abordajes cinéticos (plataforma de fuerza), cinemáticos (cámaras de video) y electromiográficos, diferentes aspectos de la coordinación durante un salto vertical [2]. Los autores encontraron que para una población de sujetos homogénea en cuanto a su entrenamiento (jugadores de voleibol), puede observarse patrones de activación muscular muy similares en la ejecución del salto, sugiriendo que el rendimiento óptimo de esta tarea requiere un patrón específico de movimiento y coordinación. Además, observaron que una de las características más importantes de este patrón común es que la secuencia de actividad muscular transcurre en un sentido proximal-distal. Dicho patrón presenta la siguiente secuencia de activación muscular; primero se activan el Bíceps Femoral y el músculo Semitendinoso, luego se activan los músculos extensores de rodilla (Recto Femoral y Vastos) para posteriormente activarse los gemelos (Gastrocnemio Lateral y Gastrocnemio Medial) y el músculo Sóleo. Durante fines de la década del 80 y principios de la década del 90, las discusiones en el contexto del estudio de los saltos verticales se centraron en el rol que cumplen los músculos mono-articulares y los bi-articulares durante un movimiento explosivo. A partir de experimentos con EMG [8], se ha sugerido que la potencia generada en las articulaciones de la rodilla y la cadera por los músculos mono-articulares (Vastos y Glúteos) es transferida en sentido distal a través de los músculos bi-articulares (Gastrocnemio y Recto). Experimentos posteriores pudieron confirmar dichas predicciones mostrando que los músculos mono-articulares actúan únicamente como generadores de fuerza, mientras que los músculos bi-articulares se ocupan de la regulación fina de la distribución de los torques netos entre las articulaciones [2, 9, 6, 11, 53]. Por lo tanto, los músculos bi-articulares deberían ser centrales en la

coordinación muscular optimizando el patrón de movimiento que conduce a la máxima *performance*. Dichos resultados sugieren que debería existir alguna relación entre parámetros de la señal de EMG que esté ligado a la *performance* del salto. Por ejemplo, diferencias temporales de activación entre músculos biarticulares o quizás entre músculos mono-articulares y bi-articulares podrían mostrar una asociación con el rendimiento de esta tarea motora.

4.4 Modelos matemáticos

La simulación y el modelado computacional en el estudio del movimiento ha aumentado en los últimos años principalmente por la capacidad que presenta este abordaje para explicar, de forma cuantitativa, cómo el sistema neuro-muscular interactúa con el sistema músculo-esquelético para producir el movimiento [3, 4, 5, 56]. La ventaja que plantean los modelos es la capacidad de evaluar las propiedades mecánicas del sistema músculo-esquelético y manipularlas con el fin de entender cómo deberían acoplarse los diferentes músculos para moverse de forma efectiva [54]. Los recursos computacionales actuales permiten realizar modelos del cuerpo humano que presentan muchos grados de libertad y están acoplados a varios músculos.

Dichos modelos consisten en el acoplamiento de dos sub-modelos (Figura 4.2), uno que representa el esqueleto y otro la unidad músculo-tendinosa. El modelo del esqueleto consiste en ecuaciones de movimiento que permiten calcular la aceleración del esqueleto a partir de la posición, la velocidad, las fuerzas gravitacionales y los momentos de las articulaciones. El sub-modelo de la unidad músculo-tendinosa queda descrito por tres elementos, un elemento contráctil (que representa la fuerza muscular), un elemento elástico en paralelo y un elemento elástico (que representan las propiedades pasivas) en serie con

el elemento contráctil. Estos tres elementos se encuentran en serie con un elemento elástico que representa al tendón y que tiene un comportamiento lineal (Figura 4.3). Los elementos elásticos (exceptuando el tendón) están gobernados por una relación fuerza-longitud no lineal. El comportamiento del elemento contráctil es más complejo aún. Este depende del estado activo, la longitud del músculo y de la velocidad de acortamiento. El estado activo está relacionado al nivel de activación muscular (STIM) a través de un proceso de primer orden. STIM tiene un rango de 0 a 1. Éste parámetro es la entrada independiente con la que opera el modelo y es una representación unidimensional de los efectos de reclutamiento y la tasa de disparo de las unidades motoras. Dadas las condiciones iniciales de ambos sub-modelos (posición del esqueleto, longitud de cada músculo y velocidad de contracción) y la entrada correspondiente a la STIM de los distintos músculos como función del tiempo, puede ser calculado el movimiento del esqueleto [5]. En otras palabras, el modelo recibe como entrada el instante en que se activan los músculos y la salida es la rotación de los segmentos para generar el movimiento del esqueleto.

4.5 Modelos matemáticos en saltos

A principios de los años 90 surgieron los primeros modelos matemáticos de saltos verticales. El modelo de Pandy y colaboradores consta de cuatro segmentos rígidos acoplados a ocho músculos de tipo Hill que simulan el comportamiento del músculo esquelético [3]. Estos músculos son: Glúteo Máximo, Isquiotibiales, Gastrocnemio, otros flexores plantares (Peroneo Largo, por ejemplo), Sóleo, Tibial Anterior, Vasto y Recto Femoral. Por otra parte, el modelo de Soest y colaboradores [4] también consta de cuatro segmentos rígidos acoplados a seis músculos que representan los músculos Glúteo Máximo,

Isquiotibiales, Vasto Lateral, Recto Femoral, Sóleo y Gastrocnemio. En la Figura 4.2 puede observarse un esquema de ambos modelos.

Una ventaja que plantean estos modelos es que pueden ser optimizados para maximizar un determinado parámetro. Por ejemplo, en el caso del salto vertical es posible que el modelo identifique cuál es el orden preciso en que deben activarse los músculos para desarrollar la máxima altura. A partir de estas estrategias de optimización pudo observarse que ambos modelos representan de buena forma los datos de EMGs para saltos máximos [7, 59]. Los modelos muestran que existe un patrón de coordinación óptimo, y que cuando este patrón es ejecutado el rendimiento del salto es máximo. [3, 5, 11]. Por tanto, a partir de los modelos matemáticos, pudo confirmarse que para obtener un rendimiento óptimo de la tarea motora es necesario un patrón de coordinación específico como planteaban Bobbert y van Ingen Schenau al observar los datos experimentales [2] (Figura 4.5). Durante la década del noventa y la primera década de este siglo, estos autores fueron complejizando cada vez más sus modelos al mismo tiempo que otros autores han planteado nuevos modelos como es el caso de Nagano y Gerritsen [56].

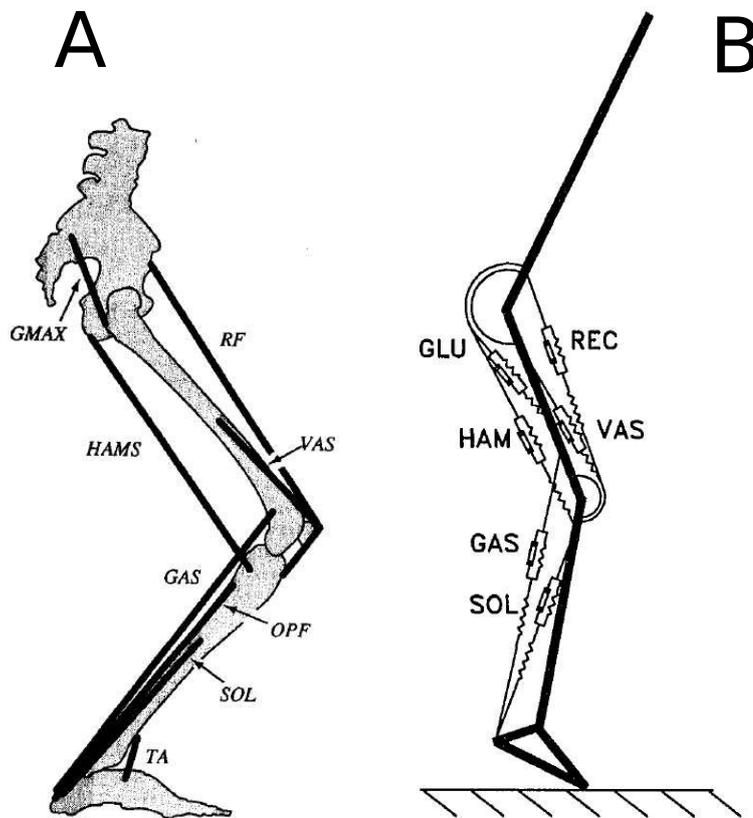


Figura 4.2: A) Representación esquemática del modelo músculo-esquelético de Pandy, *et al* 1990. Glúteo Máximo (GMAX), Isquiotibiales (HAMS), Recto Femoral (RF), Vasto Lateral (VAS), Gastrocnemio (GAS), Otros Flexores Plantares (OPF), Sóleo (SOL), Tibial Anterior (TA). B) Representación esquemática del modelo músculo-esquelético de Soest, *et al* 1993. Glúteo Máximo (GLU), Isquiotibiales (HAM), Recto Femoral (REC), Vasto Lateral (VAS), Gastrocnemio (GAS), Sóleo (SOL)

Otro resultado importante obtenido a través de los modelos es que el patrón óptimo de coordinación depende de las propiedades del sistema, en este caso las propiedades mecánicas de los distintos músculos. En 1994, Boobert y Soest [5] realizaron el siguiente experimento; para un set de propiedades mecánicas

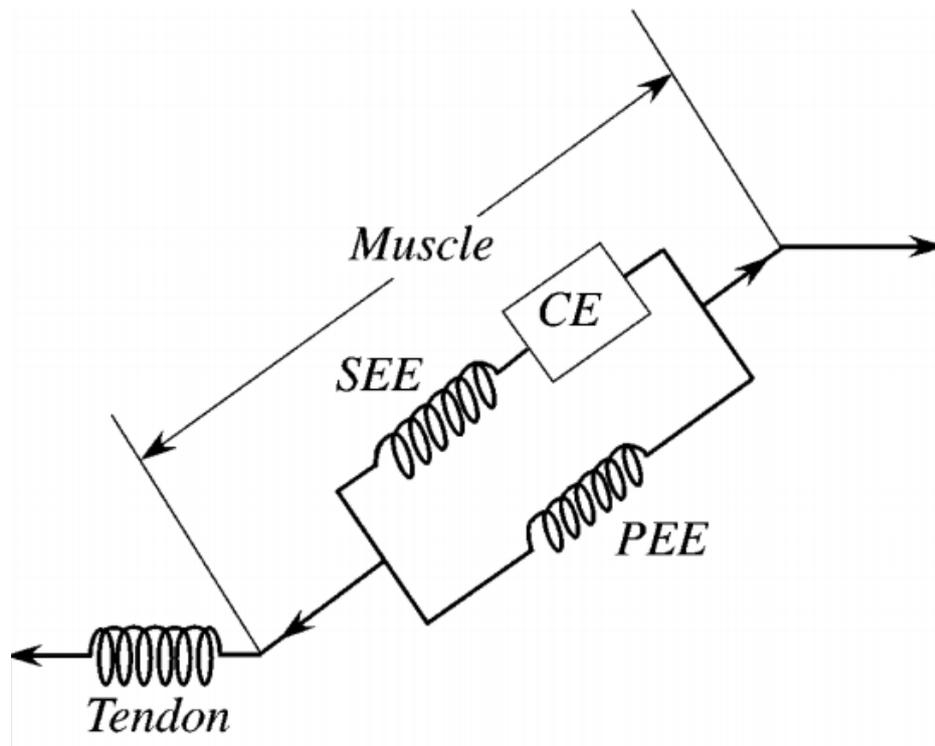


Figura 4.3: Diagrama esquemático del modelo usado para simular el comportamiento de la unidad músculo-tendinosa. Cada unidad músculo-tendinosa es representada por un músculo que contiene tres elementos unidos, en serie con un tendón. El comportamiento mecánico está descrito por un elemento contráctil (CE), un elemento elástico en serie (SEE) y un elemento elástico en paralelo (PEE). Tomado de Pandy, 2001.

fijadas encontraron el patrón de coordinación que lleva al máximo rendimiento (patrón óptimo de activación muscular) a partir de estrategias de optimización. Luego las propiedades mecánicas fueron modificadas para que cada músculo sea capaz de realizar un 20% más de fuerza e implementaron el patrón óptimo que fue obtenido para el set de propiedades mecánicas inicial. El resultado observado fue que el rendimiento del salto decayó a pesar de que los músculos de este nuevo sistema eran capaces de realizar más fuerza que el set de músculos anterior. Posteriormente el nuevo set de propiedades mecánicas fue reoptimizado y el resultado mostró que la altura del salto aumentó, pero el patrón de coordinación óptimo fue distinto al de las propiedades mecánicas iniciales

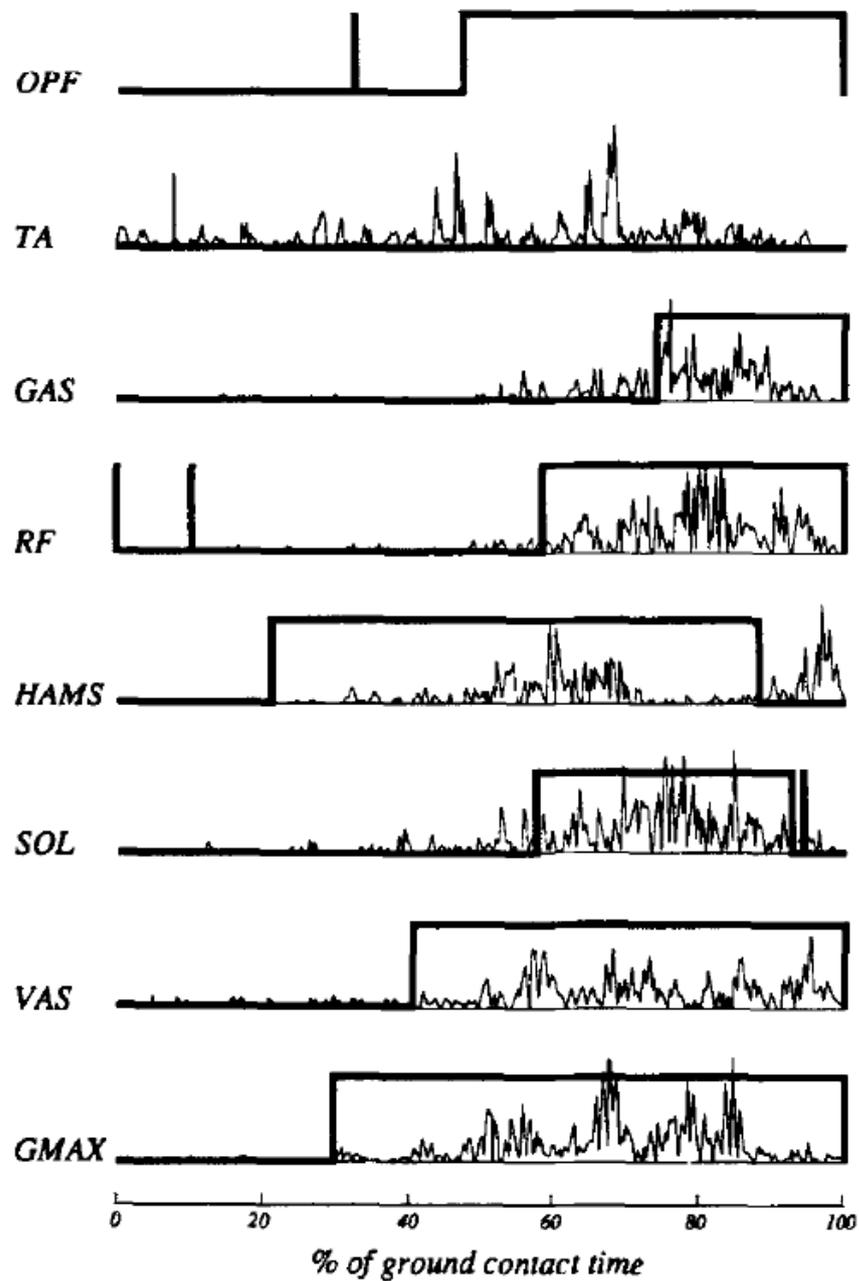


Figura 4.4: Secuencia de activación muscular medida a partir de EMG durante un salto vertical máximo de los músculos Tibial Anterior (TA), Gastrocnemio Lateral (GAS), Recto Femoral (RF), Isquiotibiales (HAMS), Sóleo (SOL), Vasto Lateral (VAS) y Glúteo Máximo (GMAX) y otros flexores plantares (OPF). Los escalones superpuestos a las señales de EMG representan el patrón óptimo de activación muscular que predice el modelo para realizar un salto máximo. Tomado de Pandy & Zajac, 1990.

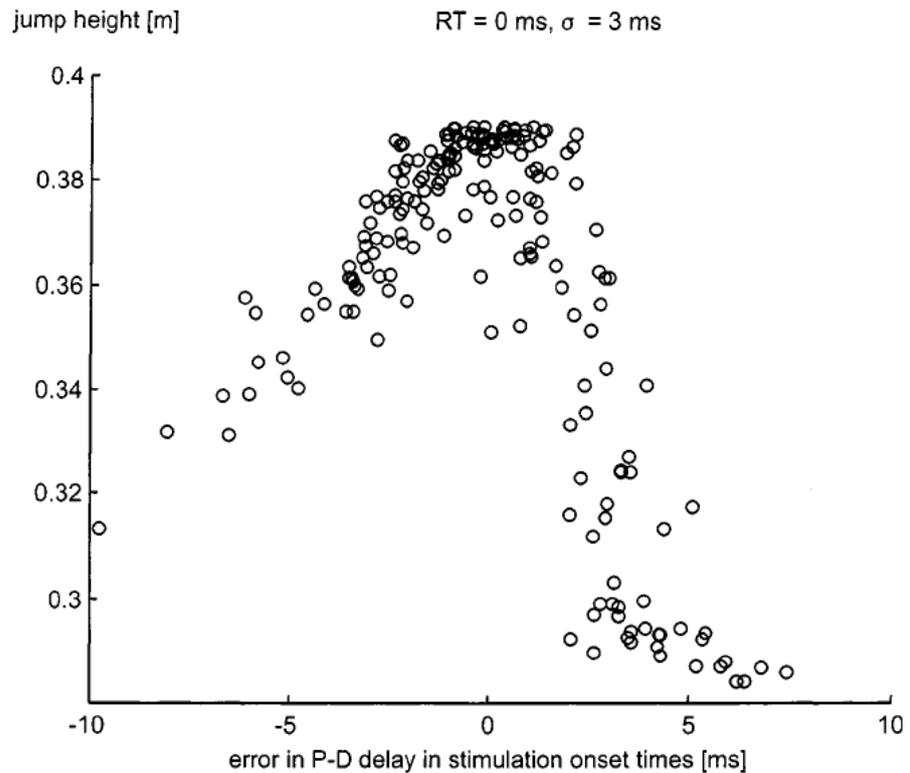


Figura 4.5: Resultado de simulaciones de saltos verticales mostrando la altura del salto en función de las diferencias temporales de activación entre músculos proximales y distales. El valor cero en el eje x indica la diferencia de activación muscular óptima para obtener el máximo rendimiento. Tomado de Bobbert & Zandwijk, 1999.

[5]. Por tanto, el patrón de coordinación que lleva al máximo rendimiento es dependiente de las propiedades mecánicas de cada individuo. De esta forma, el rendimiento de la tarea motora no aumenta con la fuerza muscular si el patrón no es optimizado. A partir de este resultado puede concluirse que la coordinación parece ser el fenómeno central para maximizar la *performance* del salto vertical, mostrando que para cada combinación de propiedades mecánicas de los diferentes músculos existe un patrón de coordinación que refleja el máximo rendimiento del salto.

A pesar de que las secuencias de activación muscular óptimas que predicen

los modelos se ajustan a las secuencias de EMG, existen diferencias entre algunas cuestiones planteadas por los modelos y los datos experimentales de EMG. En un trabajo de 1999 de Bobbert y Zandwijk se menciona que una diferencia de 50 ms de activación del Gastrocnemio con respecto al músculo Glúteo Máximo representa una diferencia de altura de 2 cm para los sujetos analizados, mientras que para el modelo una diferencia temporal de activación similar representa una diferencia en la altura del salto de más de 10 cm [57]. Esto sugiere que la altura del salto es mucho más sensible a las diferencias temporales de activación de los músculos en el modelo, que a los saltos reales. Posteriormente, dichos autores plantearon reconsiderar cuáles son las diferencias entre el modelo y el sistema real. Una de las diferencias más notorias entre el modelo y el sistema real puede observarse en la dinámica de la activación muscular. En los modelos, la activación es una señal que pasa instantáneamente de ser nula a valores máximos, mientras que en la dinámica de activación real (observada a través de la señal de EMG), los cambios ocurren de forma gradual (Figura 4.4) sugiriendo que esta discrepancia podría estar reflejando las diferencias entre el modelo y los sujetos durante un salto vertical. Como resultado, dichos autores lograron demostrar que efectivamente las distintas formas que presenta la dinámica de activación en ambos sistemas (modelo y sistema real) son responsables de esta diferencia y presentaron un nuevo modelo donde la estimulación puede ser gradual [57]. Para este nuevo modelo se observó que cuanto más lento es el crecimiento de la activación, menos sensibles son los cambios de los parámetros de coordinación a la altura del salto, como representan los datos reales. Dicho de otra forma, cuanto más rápida sea la dinámica de activación más fácil es cambiar la altura del salto alterando los parámetros de coordinación.

Posteriormente Prokopow y colaboradores [11] presentaron un nuevo mo-

delo (Figura 4.6). Este contó con nueve segmentos rígidos que fueron: HAT (cabeza, brazos y tronco; de head, arms and trunk, en inglés), muslo izquierdo, muslo derecho, pierna izquierda y pierna derecha, pie izquierdo y pie derecho, dedos del pie izquierdo y dedos del pie derecho. Además, el modelo contó con 26 músculos que fueron: Glúteo máximo, Glúteo medio, Glúteo menor, Aductor largo del muslo, Aductor mayor, Isquiotibiales, Aductor corto, rotadores externos de la cadera, Recto femoral, Vastos, Gastrocnemio, Sóleo y otros flexores plantares (OPF). En este trabajo los autores confirmaron las conclusiones a las que llegaron los trabajos anteriores con modelos más simples. Sin embargo dichos autores realizaron un análisis más detallado sobre cuál es la importancia relativa de cada músculo a la hora de desarrollar la *performance* máxima durante un salto vertical de tipo *Squat*. Propusieron que la altura del salto es especialmente sensible (respecto al patrón óptimo de activación) a la activación temprana del músculo Sóleo, mientras que el Vasto también resulta un músculo central en la *performance* del salto. Al igual que los trabajos anteriores sobre coordinación en el salto vertical, Prokopow y sus colaboradores demuestran que debe existir una coordinación fina entre el músculo Gastrocnemio y el músculo Recto Femoral con el fin de extender la cadera de la forma más eficiente y para acelerar la extensión de la pierna a través de la articulación de la rodilla.

4.6 Comentarios

Como conclusión de esta revisión bibliográfica podemos decir que los modelos han logrado representar de buena forma las características cinéticas, cinemáticas y de activación muscular durante un salto vertical. A partir de estos modelos se ha logrado mostrar que existe un control óptimo por parte del

sistema nervioso de los músculos que determinan la máxima *performance* de la tarea. Sin embargo a pesar de conocer cuáles son estos parámetros de control que desencadenan el máximo rendimiento, aún no se han podido calcular de forma experimental [57]. En otras palabras aún no se han podido extraer características de la señal de EMG asociadas a la coordinación muscular que se puedan relacionar al rendimiento del salto vertical como lo hacen los modelos.

Obtener estos patrones de forma experimental sería un aporte muy significativo en varias áreas. Por ejemplo en el rendimiento deportivo diseñando planes de entrenamiento para alcanzar el patrón óptimo de coordinación; también en la rehabilitación clínica con el fin de diseñar terapias que permitan corregir dificultades en la eficiencia del movimiento debido a patologías neuromusculares. Además, la cuantificación de estos patrones óptimos de movimiento serían de gran importancia en el diseño de prótesis, ayudando a que los usuarios de las

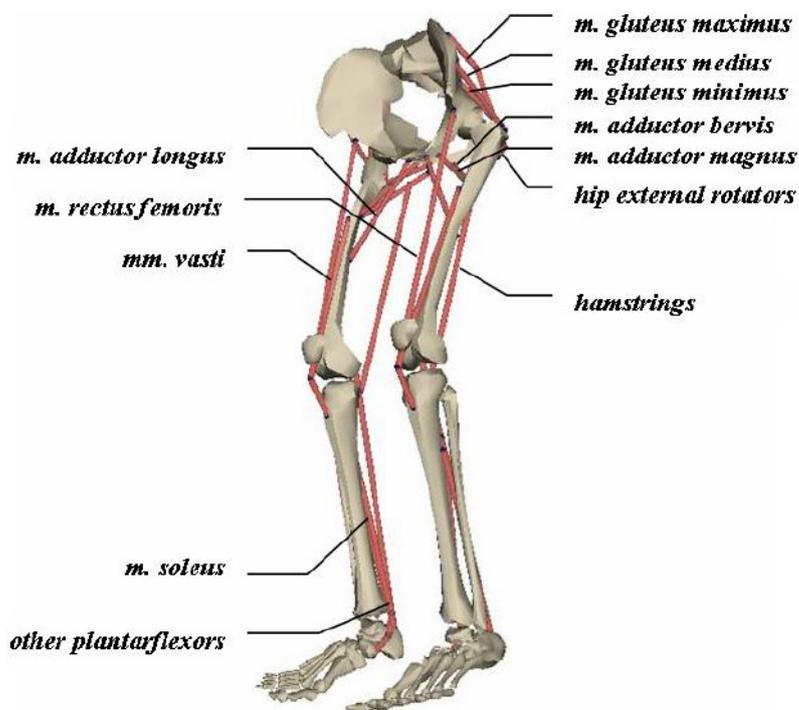


Figura 4.6: Representación esquemática del modelo musculoesquelético planteado por Prokopow *et al*, 2005.

mismas puedan ejecutar las tareas necesarias de forma óptima.

Hasta el momento el parámetro más usado para reconstruir secuencias de activación y realizar estudios de coordinación es el EMG *onset*. Como ha sido comentado, no existen formas estandarizadas de calcular este parámetro y por tanto los estudios de coordinación pueden ser mal interpretados.

Capítulo 5

Reclutamiento de fibras musculares

5.1 Introducción

Como fue mencionado anteriormente, una unidad motora está constituida por una motoneurona y todas las fibras que ésta inerva. Las unidades motoras son el punto de sumación final de todas las entradas descendentes y reflejos. El impulso que se propaga a través de esta motoneurona determina el patrón de descarga de la unidad motora y así la actividad muscular. El número de unidades motoras por músculo puede ser desde 100 para un músculo pequeño de la mano hasta 1000 o más para un músculo de una extremidad. Ha sido demostrado que las unidades motoras presentan diferente capacidad de generar fuerza de contracción. Burke en 1981 identificó tres tipos de unidades motoras

basadas en propiedades fisiológicas tales como velocidad de acción y grado de resistencia a la fatiga [60]. De acuerdo a este trabajo se pueden distinguir tres tipos de unidades motoras: de contracción rápida, fatigables (FF, de *fast-twitch fatigable*, en inglés); de contracción rápida resistentes a la fatiga (FR, de *fast-twitch resistant-fatigue*, en inglés); y de contracción lenta que son las más resistentes a la fatiga (S, de *slow-twitch*, en inglés). La unidad motora de tipo FF es encontrada en el músculo ‘blanco’, el cual presenta un alto contenido de ATPasa para la utilización de energía anaeróbica, baja capilarización, poca hemoglobina, mioglobina y mitocondrias. Mientras el músculo rojo presenta bajo contenido de ATPasa, alta capilarización, abundante hemoglobina, mioglobina y mitocondrias para aportar energía oxidativa tal como el músculo Sóleo que está compuesto principalmente por fibras de tipo S. La variación en las propiedades morfológicas y electrofisiológicas de las motoneuronas individuales que comprenden un *pool* de motoneuronas se corresponde con una variación en relación a las propiedades fisiológicas de las unidades musculares que éstas inervan. De esta forma, las fibras musculares que están inervadas por una motoneurona particular, presentan características bioquímicas, histoquímicas y contráctiles casi idénticas. Así, las fibras musculares también pueden clasificarse en tres tipos: fibras de contracción rápida, glicolítica (FG, o el equivalente humano tipo IIb); fibras de contracción rápida, oxidativa–glicolítica (FOG, tipo IIa), y fibras de contracción lenta, oxidativa (SO, tipo I).

5.2 Estrategias de reclutamiento

Uno de los principales factores que determina la potencia muscular es el tipo de unidad motora reclutada cuando se ejecuta una determinada tarea

motora [61]. Faulkner y colaboradores estudiando las propiedades contráctiles de músculos humanos encontraron que el pico de potencia de las fibras de contracción rápida cuadruplica el de las fibras de contracción lenta debido a la mayor velocidad de acortamiento. Cuando se estudió la curva de potencia generada por un músculo mixto, las fibras de contracción rápida contribuyeron 2,5 veces más que las fibras de contracción lenta a la potencia total. Por tanto, el tipo de unidad motora reclutada es uno de los principales determinantes de la dinámica de desarrollo de fuerza y potencia muscular [62].

El entendimiento actual sobre el reclutamiento de las unidades motoras está basado en el trabajo pionero de Henneman y sus colaboradores en la década de los sesenta, quienes propusieron que las unidades motoras son siempre reclutadas en orden de incremento de tamaño. Estos investigadores demostraron que primero son reclutadas las unidades motoras más pequeñas y luego las unidades motoras de mayor tamaño [63]. Esto significa que las fibras de contracción lenta serán reclutadas antes que las fibras de contracción rápida. Henneman y sus colaboradores llamaron a este fenómeno ‘principio del tamaño’ y fue propuesto en base a resultados obtenidos en motoneuronas de gato.

Por otra parte, ha sido documentado que el reclutamiento de unidades motoras depende principalmente del nivel de fuerza y de la velocidad de la acción a realizar. Cuando unidades motoras de bajo umbral son reclutadas, resultan acciones musculares caracterizadas por capacidad de generación de fuerza baja y alta resistencia a la fatiga. Para acciones musculares que necesiten más fuerza o mayor velocidad de ejecución, se requiere el reclutamiento de unidades motoras fatigables de umbral alto [64].

Cuando la velocidad de un movimiento aumenta, la fuerza suministrada por las unidades motoras de contracción lenta decrece mucho más rápidamente

que la fuerza suministrada por las unidades de tipo F. Como consecuencia ha sido propuesto que los movimientos rápidos pueden estar acompañados de reclutamientos selectivos de unidades motoras de contracción rápida [61, 64, 65]. Este reclutamiento selectivo fue documentado anteriormente en músculos extensores de gato realizando una gran variedad de tareas locomotoras [17, 18].

Por otra parte, las señales mioeléctricas que son emitidas desde un músculo activo contienen información del tipo de fibras musculares que generan la señal. Los músculos rápidos generan frecuencias más altas dentro del espectro de la señal de EMG que los músculos lentos [66, 67, 68, 69], y distintas bandas de frecuencias han sido identificadas para caracterizar actividad de fibras rápidas y fibras lentas en truchas, gatos, ratas y humanos [16, 49, 50, 64].

Wakeling y Rozitis en 2004 sugieren que las unidades motoras son reclutadas para acoplar sus propiedades contráctiles a las demandas mecánicas del movimiento y que estos requerimientos cambian para las diferentes velocidades de ejecución y con el tipo de tarea realizada [70]. Siguiendo con esta línea, Wakeling y colaboradores intentaron relacionar el patrón de reclutamiento (evaluado a través de análisis tiempo-frecuencia de la señal de EMG) a la tasa de deformación de los fascículos musculares durante el ciclismo con diferentes cargas [71]. Dicho estudio mostró que la estrategia de reclutamiento está asociada a los requerimientos mecánicos que demanda la ejecución de la tarea; y que incluso estos patrones selectivos de reclutamiento pueden ejecutarse en un rango de velocidades de locomoción en las cuales las fibras lentas aún podrían cumplir con la demanda mecánica requerida. Hodson-Tole & Wakeling realizaron estudios en ratas corriendo de los patrones de activación muscular en Gastrocnemio medial (compuesto principalmente de fibras rápidas), Sóleo (compuesto principalmente de fibras lentas) y Plantaris (músculo mixto) [50]. Dicho trabajo intentó observar si se cumple el ‘principio del tamaño’ a partir

de la identificación de patrones de reclutamiento de unidades motoras de tres músculos que contienen poblaciones de fibras musculares diferentes. Pudo observarse a partir de análisis de señales de EMG que el espectro de la señal del músculo Sóleo presenta un mayor componente de frecuencias bajas que los músculos Gastrocnemio Medial y Plantaris debido a que es un músculo en el que predominan las fibras musculares lentas. De hecho existen diferencias significativas entre la frecuencia media del Sóleo y el resto de los músculos evaluados (Gastrocnemio Medial y Plantaris). Para los músculos Plantaris y Sóleo existe un patrón de reclutamiento secuencial de las unidades motoras rápidas, mientras que para el músculo Gastrocnemio Medial el reclutamiento es inverso, activándose antes las unidades motoras rápidas que las unidades motoras lentas. Este resultado evidencia un patrón que no se corresponde con lo que predice el 'principio del tamaño'. Por otra parte, Lee y colaboradores muestran a través de experimentos con cabras que el reclutamiento de fibras rápidas está asociado a altas tasas de acortamiento muscular y a altos niveles de fuerza, aportando una evidencia más a que en las tareas de ejecución rápida se da un reclutamiento selectivo de unidades motoras rápidas [16].

En general, para los movimientos explosivos en los cuales se requiere grandes tasas de generación de fuerza y velocidades de ejecución en donde se necesitan rápidos ciclos de estiramiento-acortamiento muscular, el reclutamiento de unidades motoras rápidas puede ser ventajoso ya que éstas presentan una rápida tasa de activación/deactivación. En movimientos en los que el aumento rápido de fuerza no es necesario o donde niveles bajos o moderados de fuerza deben ser sostenidos, lo más probable es que transcurra un reclutamiento ordenado como predice el 'principio del tamaño' [16].

Estos experimentos sugieren que los fenómenos de reclutamiento no obedecen siempre el mismo principio y que por lo tanto los patrones de activación

muscular dependen de la demanda mecánica que requiere la tarea. A pesar de esto, la forma en que el sistema nervioso modula el reclutamiento de las unidades motoras para adecuarse a las demandas mecánicas es todavía desconocida.

5.3 Comentarios

El ‘principio del tamaño’ propuesto por Henneman y sus colaboradores se cumple para muchas tareas motoras, sin embargo en ciertas circunstancias se da un reclutamiento selectivo de unidades motoras. Según la bibliografía presentada en el apartado hay suficiente evidencia para suponer que durante saltos verticales se ejecute este tipo de estrategia de reclutamiento muscular. Por tanto la secuencia temporal en la cual son activadas las fibras de contracción rápida entre los músculos durante el SJ deberían determinar gran parte del rendimiento esta tarea motora.

Por otra parte, muchos de los trabajos citados anteriormente afirman que estas estrategias de reclutamiento pueden ser identificadas a través de EMG. De esta forma, la identificación mediante EMG de momentos precisos en que participan fibras de contracción rápida podría servir como parámetros coordinativos que describan la efectividad con que se desarrollan las tareas motoras.

Capítulo 6

Aspectos metodológicos

6.1 Muestra

Una población de siete deportistas de diferentes disciplinas (edad $23 \pm 2,16$ años, masa corporal $72,46 \pm 2,77$ kg, altura $1,75 \pm 0,05$ m), con previa experiencia en test de saltos verticales participaron del 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 (Exp. 070153-000232-13).

La muestra fue seleccionada a los efectos de tener deportistas con diferentes propiedades neuromusculares y así poder identificar para diferentes condiciones los instantes de tiempo en donde participan las fibras de contracción rápida. Sin embargo, este tipo de muestra no es la óptima para asociar estos parámetros al rendimiento del salto. Una muestra óptima para asociar

la coordinación al rendimiento debería contener muchos saltos por individuo o en su defecto, muchos individuos con propiedades musculares similares, de modo que el patrón óptimo de coordinación no varíe entre los salto. De todas formas, el diseño de la muestra permite observar tendencias entre los parámetros calculados y la *performance* del salto que serán comentadas en los resultados.

6.2 Diseño experimental

Los experimentos fueron realizados en la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana (UIBLH), Departamento de Biofísica, Hospital de Clínicas, Facultad de Medicina.

Durante los experimentos, cada sujeto fue instruido para realizar un mínimo de cinco saltos de tipo SJ buscando alcanzar la máxima altura posible. Este tipo de salto consiste en iniciar el movimiento desde una posición de 90° de rodilla y 90° de cadera a partir de la cual comienza la fase de impulso vertical hasta despegar del suelo (Figura 6.1). La técnica del salto fue controlada por cámaras de video ubicadas de manera que registren el plano sagital del individuo. Entre cada salto los individuos tomaron dos minutos de pausa a los efectos de realizar el gesto sin fatiga.

Se registró la actividad electromiográfica de cuatro músculos de miembro inferior y la fuerza de reacción del suelo durante los SJ realizados.

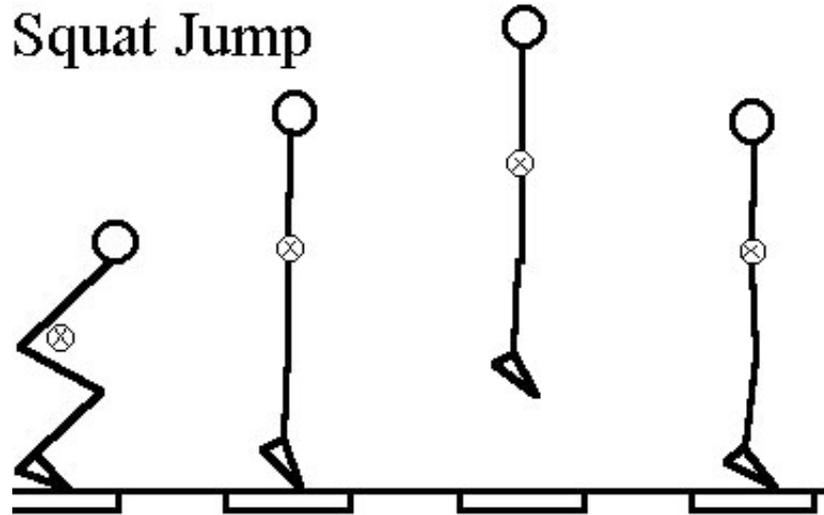


Figura 6.1: Esquema de la técnica de ejecución del *Squat Jump*.

6.3 Colecta de datos y procesamiento

6.3.1 Colecta y procesamiento de datos de la plataforma de fuerza

La señal de fuerza de reacción del suelo en dirección vertical (F_z) fue registrada utilizando una plataforma de fuerza AMTI OR6-5 (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, Massachusetts) con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. A partir de la F_z fue calculado el tiempo de vuelo (t_v). Posteriormente, utilizando una expresión matemática derivada de la cinemática de proyectiles en caída libre, se determinó la altura de cada salto [72]:

$$h = \frac{g \cdot t_v^2}{8} \quad (6.1)$$

$t_v = t_d - t_a$ donde t_d es el tiempo de aterrizaje definido como el instante en donde la parte posterior al pico máximo con pendiente negativa de F_z intercepta a la fuerza peso (F_w); mientras que t_a representa el tiempo de aterrizaje definido como el instante en que la parte de pendiente positiva,

también luego del pico máximo de F_z , intercepta a la F_w (Figura 6.2). g representa la aceleración de la gravedad ($9,8 \text{ m/s}^2$).

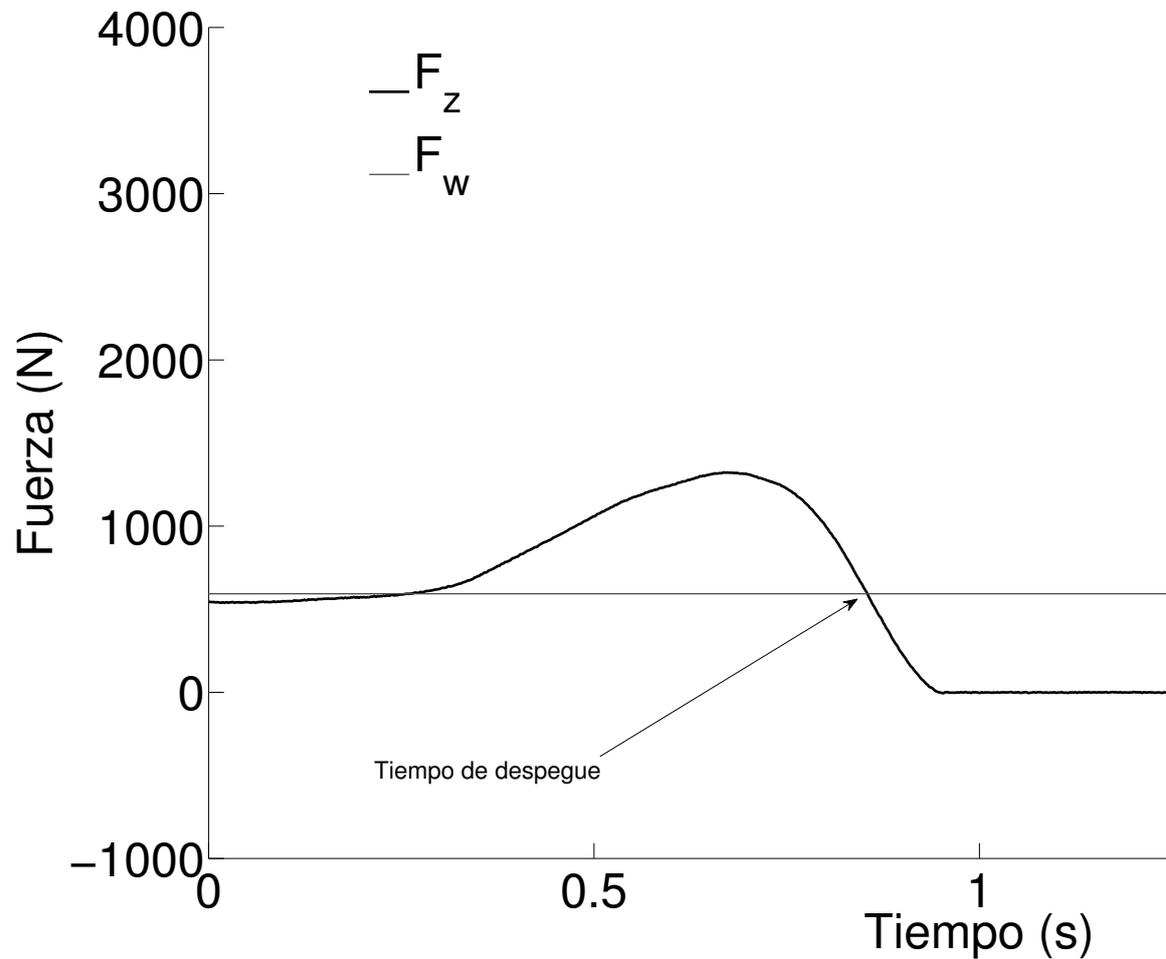


Figura 6.2: Curva de la fuerza de reacción del suelo en dirección vertical (F_z) y fuerza peso (F_w) en función del tiempo.

6.3.2 Colecta de datos de EMG

Un electromiógrafo Miotool 400® (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, POA, Brasil) con conversión analógica-digital de 14 bits fue usado para registrar la actividad electromiográfica de cuatro músculos de los miembros inferiores durante cada salto. Estos músculos fueron Recto Femoral (RF),

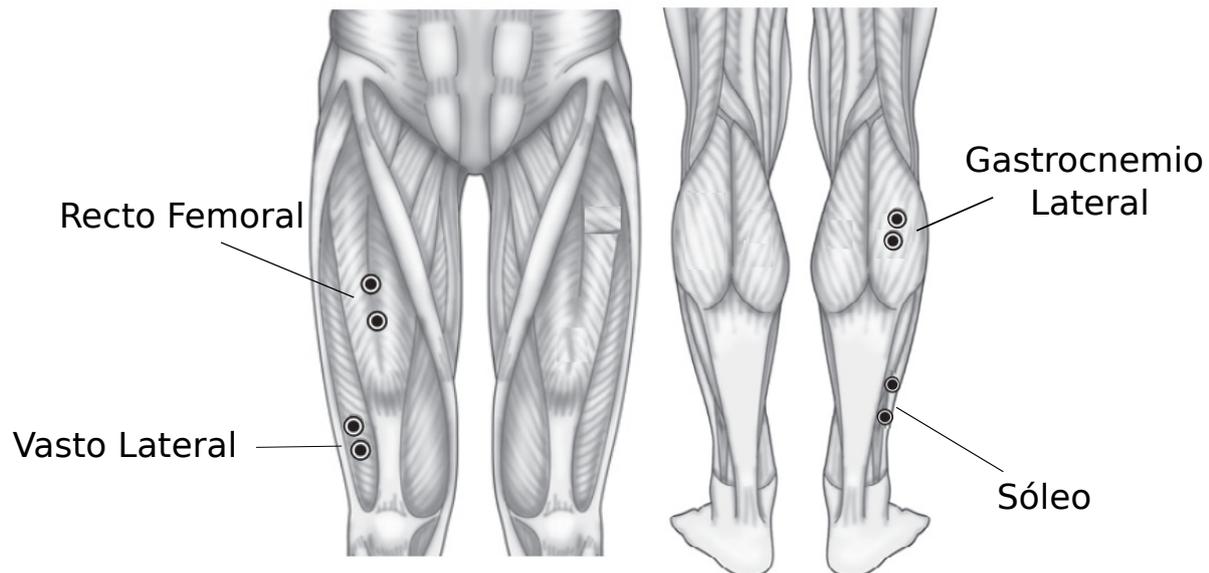


Figura 6.3: Músculos registrados durante el estudio.

Vasto Lateral (VAS), Gastrocnemio Lateral (GAS) y Sóleo (SOL) (Figura 6.3). Las señales de EMG fueron muestreadas a una frecuencia de 2000 Hz y filtradas en el hardware con un filtro pasa-bajo con frecuencia de corte de 1000 Hz. Para registrar las señales electromiográficas se usaron electrodos bipolares de superficie Ag/AgCl con una separación de 2 cm de centro a centro. Los electrodos se localizaron siguiendo el criterio que establece la SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) [73]. Previo a la colocación de los electrodos, a los efectos de minimizar la influencia de la impedancia piel-electrodo, la piel fue depilada y limpiada con alcohol. Posteriormente fue realizada una cuantificación de la resistencia considerando como aceptables valores menores a $5\text{ k}\Omega$ [15]. Una vez que los electrodos fueron conectados se aseguraron al cuerpo de los sujetos con cinta para disminuir los artefactos producidos por el movimiento.

6.3.3 Procesamiento de la señal de EMG

Todo el procesamiento de la señal fue realizado con el software MatLab[®]. En primer lugar las señales fueron filtradas mediante filtros digitales pasa-banda con frecuencias de corte entre 20 y 500 Hz. Posteriormente, con el fin de comparar los resultados de los análisis de coordinación tradicionales con el análisis de coordinación que se propone en este trabajo se realizaron dos tipos de procesamiento independientes. Los métodos tradicionales están basados en la detección de umbrales de activación muscular [15, 41] y en la detección de picos de actividad muscular [6], mientras que el método propuesto en este trabajo se basa en el procesamiento y extracción de parámetros en el dominio de la frecuencia.

6.3.3.1 Procesamiento tradicional

Para la implementación de los análisis tradicionales de coordinación se usaron tres métodos distintos que plantea la literatura. Dos de estos métodos consisten en la detección de umbrales de activación sobre la señal procesada [15, 41], mientras que el método restante basa el análisis de coordinación en la detección de picos de la señal luego de un procesamiento determinado [6].

Procesamiento de Hodges & Bui, 1996 (*Hodges*) Este método de detección está basado en la identificación de un umbral de amplitud de la señal bruta. Este umbral es equivalente a dos desvíos estándar de 200 muestras pertenecientes a la línea de base de la señal bruta de EMG. Luego de fijado el umbral de amplitud, a la señal se le aplicó rectificación de onda completa y luego un filtro pasa-bajo con frecuencia de corte de 50 Hz para suavizar la señal. El método propone que el inicio de la contracción muscular se da en el instante en que el promedio de un número específico de muestras de la

señal procesada excede el valor umbral fijado en la señal bruta. Para realizar el promedio de las muestras se realiza una media móvil con una ventana de 25 ms de ancho que se desplaza sucesivamente cada una muestra (Figura 6.4).

Procesamiento de Li & Caldwell, 1998 (*Li*) Este método también está basado en la detección de un umbral de activación. En este caso, el valor del umbral es un porcentaje del valor de actividad máximo que presenta la señal procesada y el inicio de la activación queda identificado como el instante en que la señal procesada supera el umbral. El procesamiento previo a la detección del umbral consiste en rectificar la señal y luego aplicar un filtro pasa-bajos con frecuencia de corte de 22 Hz. Para detectar el parámetro temporal de la señal, Li & Caldwell ajustaron un umbral de 25% del valor máximo de la señal procesada [41]. La Figura 6.5 muestra un ejemplo de este método de detección.

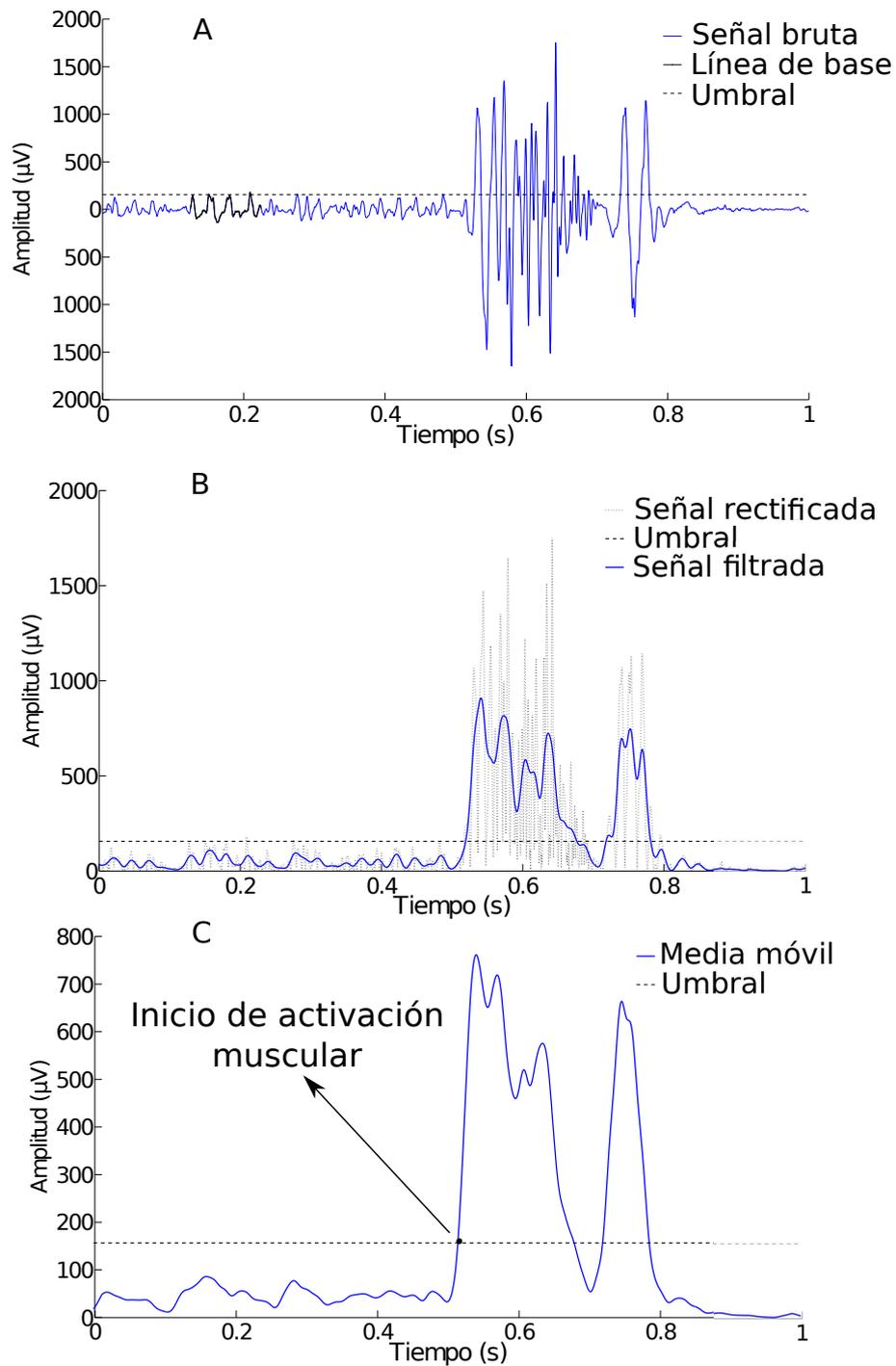


Figura 6.4: Procesamiento de Hodges & Bui, 1996. A) Detección del umbral a partir de 200 muestras de la línea de base. B) Procesamiento de la señal. C) Señal con la media móvil aplicada y el punto identificado por este procesamiento.

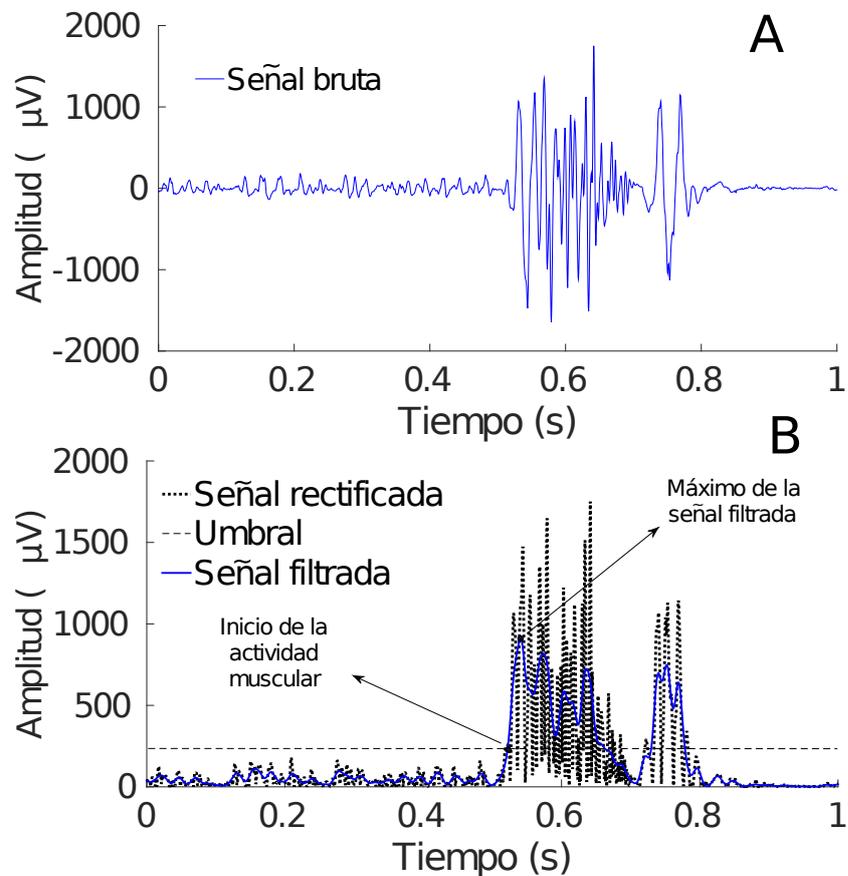


Figura 6.5: Procesamiento de Li & Caldwell, 1998. A) Señal bruta. B) Procesamiento de la señal, umbral y los puntos detectados a partir del procesamiento.

Procesamiento de Giroux *et al.*, 2015 (Giroux) En este caso, dichos autores utilizaron un método para el análisis temporal de la coordinación muscular basado en la detección de picos de la señal previamente procesada. Para llevar a cabo este método, en primer lugar se realiza una implementación de un RMS móvil con una ventana deslizante de 100 ms de ancho. Posteriormente se aplica un filtro pasa-bajos de tercer orden con una frecuencia de corte de 20 Hz. Luego, son identificados los instantes de tiempo en que se dan los picos de la señal filtrada (Figura 6.6).

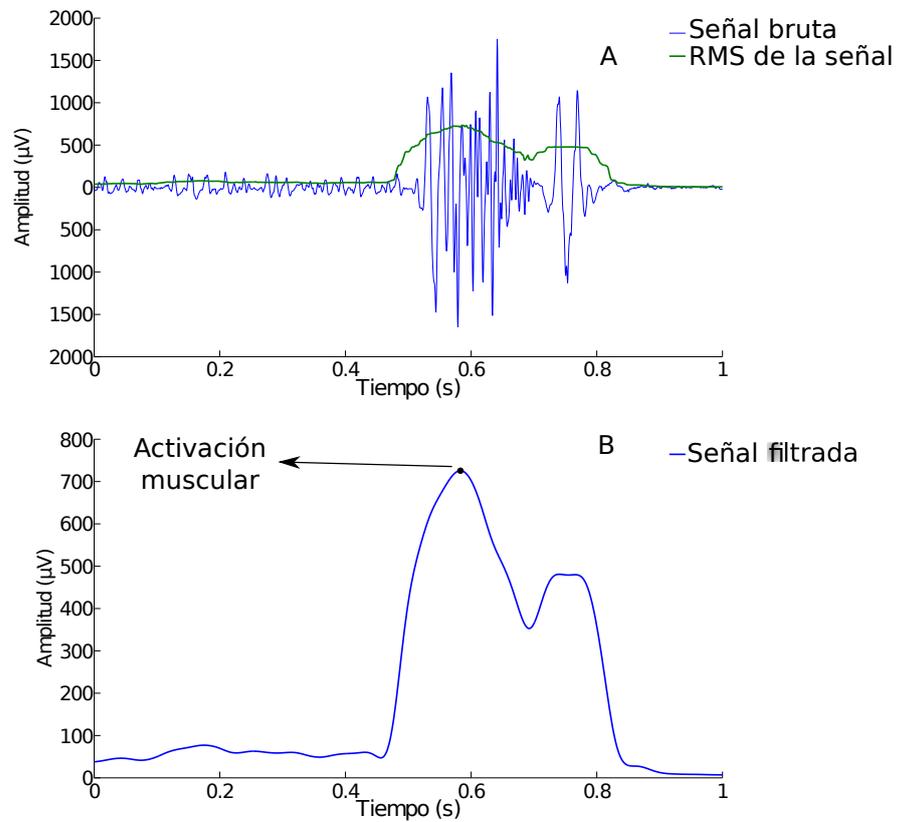


Figura 6.6: Procesamiento de Giroux *et al.*, 2015. A) Señal bruta y RMS de la señal implementando una ventana móvil de 100 ms. B) Señal filtrada con frecuencia de 20 Hz con el parámetro temporal identificado.

A los efectos de cuantificar la secuencia proximal-distal de activación muscular a partir de los métodos tradicionales (*Met*), se calcularon las diferencias temporales de activación entre los siguientes pares de grupos musculares (DT_{Par}^{Met}): GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF, SOL-VAS. Estas diferencias temporales de activación fueron calculadas a través de los métodos descritos anteriormente (*Hodges, Li y Giroux*).

6.3.3.2 Procesamiento propuesto

El procesamiento propuesto está basado en la implementación de la STFT (Ecuación 2.16). La aplicación de éste procesamiento permite analizar de qué forma varía la amplitud de los distintos componentes de frecuencia de la señal a lo largo del tiempo. El ancho de la ventana de la STFT, a , estuvo limitado a 50 ms (100 puntos a una frecuencia de muestreo de 2 kHz). Aunque existen trabajos que han usado una longitud de ventana de 75 ms [47], en este trabajo se propone acortar la longitud de la ventana a los efectos de obtener una localización más precisa de la señal en el tiempo. La ventana fue deslizada cada 5 ms (10 puntos). A partir de los espectros computados queda establecida una matriz M que contiene en cada columna un espectro de frecuencia. A su vez el número de columna representa el instante n en el que está centrada la ventana a la cual se le realizó el espectro.

Como hemos planteado, el objetivo de este análisis es poder determinar un parámetro de la señal de EMG que pueda identificar la participación de fibras musculares de contracción rápida. Según Wakeling y colaboradores [49], por encima de 125 Hz en el espectro de frecuencias ya debería observarse la participación de fibras de contracción rápida. Sin embargo existe un rango de frecuencia alrededor de 125 Hz en que la participación de los distintos tipos de fibra parece solaparse, por tanto dichos investigadores sugieren que para un primer abordaje es recomendado utilizar rangos de frecuencias separados para identificar los distintos tipos de fibras musculares. Por lo tanto, para una primera aproximación a la evaluación del método, se dividieron los espectros en dos rangos de frecuencia para separar la participación de fibras rápidas de las fibras lentas. Estos rangos son de 20 a 125 Hz (20|125) y de 200 a 400 Hz (200|400). Luego de definidos los rangos fue calculada la energía contenida en cada uno de estos rangos a los efectos de evaluar características temporales

relacionadas a la participación de cada tipo de fibra.

La ecuación para el cálculo de energías se muestra en la siguiente expresión matemática:

$$E_{f_1-f_2}(m) = \sum_{f_1}^{f_2} M^2(f, m) \quad (6.2)$$

donde f_1 y f_2 representan los límites del rango de frecuencia y $M^2(f, m)$ el valor correspondiente al cuadrado de la amplitud del espectro de la señal en la frecuencia f y el tiempo m .

Para evaluar desde un punto de vista cualitativo la utilidad del método y evidenciar si al menos es capaz de representar la secuencia proximal-distal que los modelos sugieren, fue promediada la energía contenida en el rango 200|400 para todos los saltos de un individuo. El resultado de este proceso será una secuencia de activación muscular por cada individuo.

Posteriormente, a los efectos de encontrar parámetros coordinativos de la señal de EMG basados en la detección de fibras de contracción rápida que puedan asociarse a la *performance* de movimientos explosivos; los espectros fueron nuevamente divididos en distintos sub-rangos de 125 a 400 Hz. La bibliografía sugiere que la energía contenida en sub-divisiones de este rango pueden contener información acerca del reclutamiento de fibras de contracción rápida [49]. Estos rangos fueron: de 125 a 400 Hz (125|400), de 200 Hz a 400 Hz (200|400), de 300 Hz a 400 Hz (300|400), de 125 Hz a 200 Hz (125|200) y de 200 Hz a 300 Hz (200|300). A partir del análisis de la energía de la señal de los distintos músculos en los rangos de frecuencia mencionados, se determinaron las *DT*. Estas *DT* se realizaron entre los mismos pares de músculos que se describieron en el análisis tradicional (GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF, SOL-VAS) con el fin de comparar los resultados de la implementación de ambos métodos.

Las *DT* de una pareja de músculos fue calculada a partir de la resta de

la posición de los baricentros (B) de cada señal de energía de cada músculo (Mus) contenida en un determinado sub-rango de frecuencia (Ran) (ecuación 6.4). El B de la señal de energía fue calculado según la siguiente formula:

$$B_{Ran}^{Mus} = \frac{\sum_1^{M_E} m.E(m)}{\sum_1^{M_E} E(m)} \quad (6.3)$$

donde M_E es la longitud del vector que contiene las posiciones de la ventana móvil.

El B es un instante de tiempo que representa el promedio de las características temporales ponderados por la energía de E . El hecho de elegir el B como parámetro para identificar las fibras de contracción rápida se justifica justamente por ser un parámetro temporal capaz de contemplar la magnitud de toda la señal.

En este estudio siempre se realizó la resta del B del músculo distal ($Dist$) menos el B del músculo proximal ($Prox$). Por tanto, DT mayores que cero significan una activación previa del músculo proximal frente al distal, mientras que las DT menores a cero significa que el músculo distal se activó antes que el músculo proximal. La expresión matemática para el cálculo de las DT se detalla a continuación:

$$DT_{Ran}^{Par} = B_{Ran}^{Dist} - B_{Ran}^{Prox} \quad (6.4)$$

Por ejemplo, para GAS-RF, tendremos una DT correspondiente a restar el $B_{125|400}^{GAS}$ menos $B_{125|400}^{RF}$ ($DT_{125|400}^{GAS-RF}$), además para este par de músculos tendremos las DT calculadas para el sub-rango de frecuencia 200|400 ($DT_{200|400}^{GAS-RF}$), 300|400 ($DT_{300|400}^{GAS-RF}$), 125|200 ($DT_{125|200}^{GAS-RF}$) y 200|300 ($DT_{200|300}^{GAS-RF}$). La Figura 6.7 muestra un ejemplo del cálculo de la $DT_{125|200}^{GAS-RF}$.

Como fue explicado en el capítulo 5, los diferentes músculos presentan distinta composición de fibras musculares. Además, los sujetos experimentales que participan en este trabajo pueden presentar distinto contenido de fibras para el mismo músculo debido a que son practicantes de diferentes disciplinas deportivas. Por lo tanto es probable que la participación de fibras de contracción rápida no siempre se vea reflejada en el mismo rango de frecuencia para todos los individuos. Como fue mencionado antes, los músculos presentan distinta composición de fibras dentro de cada individuo; entonces es esperable que los rangos de frecuencia en que se expresa la participación de fibras de contracción rápida sean distintos para cada músculo en pares musculares con composición diferente de fibras. Por ejemplo, los músculos con mayor composición de fibras rápidas deberían evidenciar su participación en rangos de frecuencia más altos que los músculos que contienen mayor proporción de fibras de contracción lenta. Si los músculos fueran ordenados según la composición de fibras rápidas, el VAS y el RF son los que tienen mayor porcentaje de fibras de contracción rápida, luego le seguiría el GAS y luego el SOL [74, 75, 76]. Por tanto, también se calcularon DT resultantes de cruzar distintos rangos de frecuencia de forma que los músculos proximales, que son los más rápidos (dentro de los cuatro músculos elegidos en este estudio), estén evaluados en un rango mayor de frecuencias que los músculos distales para identificar las fibras de contracción rápida. Por tanto, además de las DT descritas anteriormente también se calcularon las siguientes DT :

$$DT_{125|200||200|300}^{Par} = B_{125-200}^{Dist} - B_{200-300}^{Prox} \quad (6.5)$$

$$DT_{125|200||300|400}^{Par} = B_{125-200}^{Dist} - B_{300-400}^{Prox} \quad (6.6)$$

$$DT_{125|200||200|400}^{Par} = B_{125-200}^{Dist} - B_{200-400}^{Prox} \quad (6.7)$$

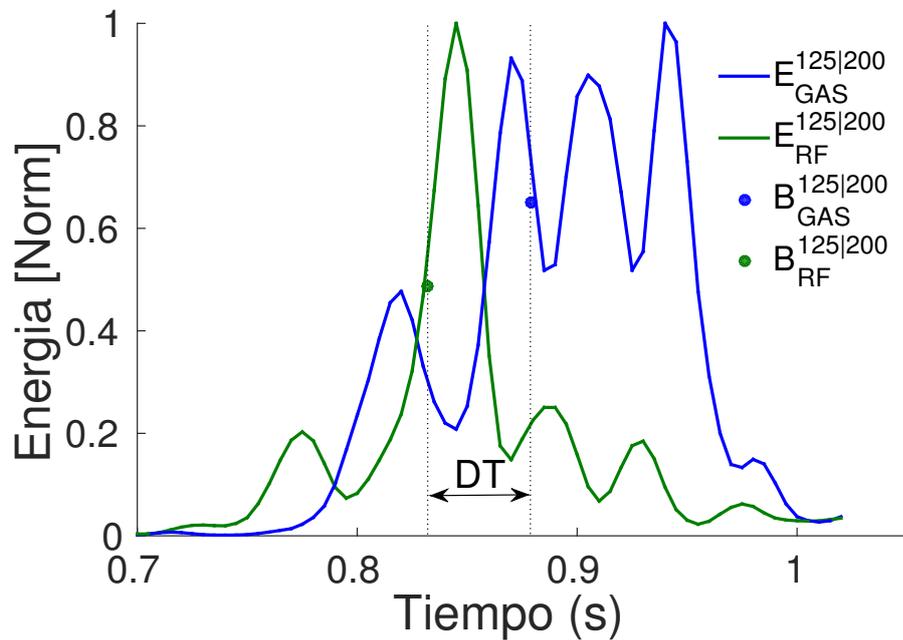


Figura 6.7: Energía contenida en el rango de frecuencias de 125 a 200 Hz para el músculo Recto Femoral ($E_{RF}^{125|200}$) y energía del rango de 125 a 200 Hz para el músculo Gastrocnemio Lateral ($E_{GAS}^{125|200}$). Los puntos azul y verde indican la posición de los baricentros de cada una de las curvas ($(B_{GAS}^{125|200})$) y ($B_{RF}^{125|200}$), respectivamente).

En resumen, para cada par de músculos habrá ocho DT calculadas, cinco calculadas a partir de las restas entre energías de sub-rangos iguales y tres correspondientes a restas de energías evaluadas en sub-rangos diferentes.

Luego de identificadas las DT , el próximo paso es evaluar su utilidad como parámetro indicador de la *performance* del movimiento. La cantidad de saltos por individuo no resulta suficiente para realizar un análisis estadístico confiable que permita determinar la asociación entre estos parámetros coordinativos propuestos (las DT en los diferentes rangos de frecuencia) y la altura del salto. Por tanto para evaluar la posible utilidad del método se realizaron comparaciones visuales de los resultados arrojados por el método propuesto y por el método tradicional.

Capítulo 7

Resultados

En este apartado, se comienza exponiendo los resultados obtenidos a partir de la implementación de los métodos tradicionales descritos en la sección 6.3.3.1. En segundo lugar se describen los diagramas tiempo-frecuencia resultantes de la implementación de la STFT (ecuación 2.16) y se muestra cómo está distribuida la energía contenida en distintos rangos de frecuencia. Posteriormente se calculan las diferencias temporales de activación basadas en la determinación del baricentro de la energía contenida en estos rangos (ecuación 6.3).

A lo largo de este capítulo se muestran tablas y figuras correspondientes a un único individuo representativo. En los Apéndices A, B y C se puede encontrar tablas y figuras que corresponden al resto de los individuos.

7.1 Procesamiento tradicional

Esta sección contiene los principales resultados relacionados a la identificación de parámetros temporales basados en los procesamientos clásicos descritos en la sección 6.3.3.1. En la Figura 7.1 se puede observar el instante de tiempo que es identificado para cada método en una señal bruta de EMG. Dicha señal corresponde al músculo GAS durante un SJ.

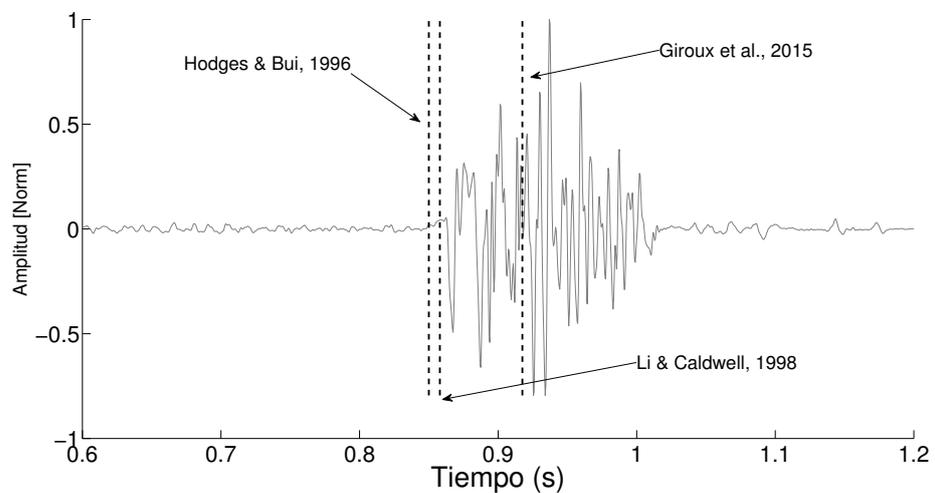


Figura 7.1: Señal bruta de EMG con las características temporales identificadas para cada uno de los métodos tradicionales.

En la Figura 7.2 se muestra el diagrama de cómo se relaciona gráficamente la altura del salto con los parámetros temporales identificados a partir de los métodos tradicionales para todos los saltos del individuo 4. Esta figura contiene un arreglo de sub-figuras con dimensiones de 4 filas por 3 columnas que generan un total de 12 sub-figuras. Cada sub-figura muestra cómo se relacionan las diferencias temporales calculadas a partir de un determinado método tradicional con la altura del salto. Cada fila de sub-figuras evalúa las diferencias temporales correspondientes de un par muscular distinto (GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF o SOL-VAS) identificadas a partir de los tres métodos, mientras que

cada columna de sub-figuras representa los resultados correspondientes un método tradicional distinto (*Li*, *Hodges* o *Giroux*) para los distintos pares musculares. Dichas figuras fueron realizadas a los efectos de comparar las DT calculadas a partir de los métodos tradicionales con las DT que presentan los modelos (ver Figura 4.5). Estos resultados muestran que casi no existen casos en los que se observe una tendencia que pueda predecir el rendimiento del salto a través de estos parámetros coordinativos como lo sugieren los modelos (Figuras 7.2, 9.1, 9.2, 9.3, 9.4, 9.5 y 9.6).

7.2 Diagramas tiempo-frecuencia

En esta sección se muestran los resultados correspondientes a la implementación de la STFT descrita en la sección 2.1 por la ecuación 2.16. La Figura 7.3 muestra cuatro sub-figuras correspondientes a un salto del individuo 4. En cada una de estas se muestra el diagrama tiempo-frecuencia (arriba), la señal de EMG y la F_z (abajo) para un músculo distinto. Se observa que la mayor parte de la amplitud de la señal está concentrada en rangos de frecuencia que no exceden los 200 Hz, sin embargo existen frecuencias mayores que parecen representarse en un momento determinado de la activación muscular y con una duración de tiempo menor. A pesar de que todos los músculos presentan esta característica, existen diferencias según el músculo y el individuo, en cuál es el rango preciso de frecuencias en donde se dan estos aumentos localizados de la amplitud.

Para evaluar con más detalle este efecto fue calculada la energía de distintos rangos de frecuencia en función del tiempo para los cuatro músculos.

Individuo 4

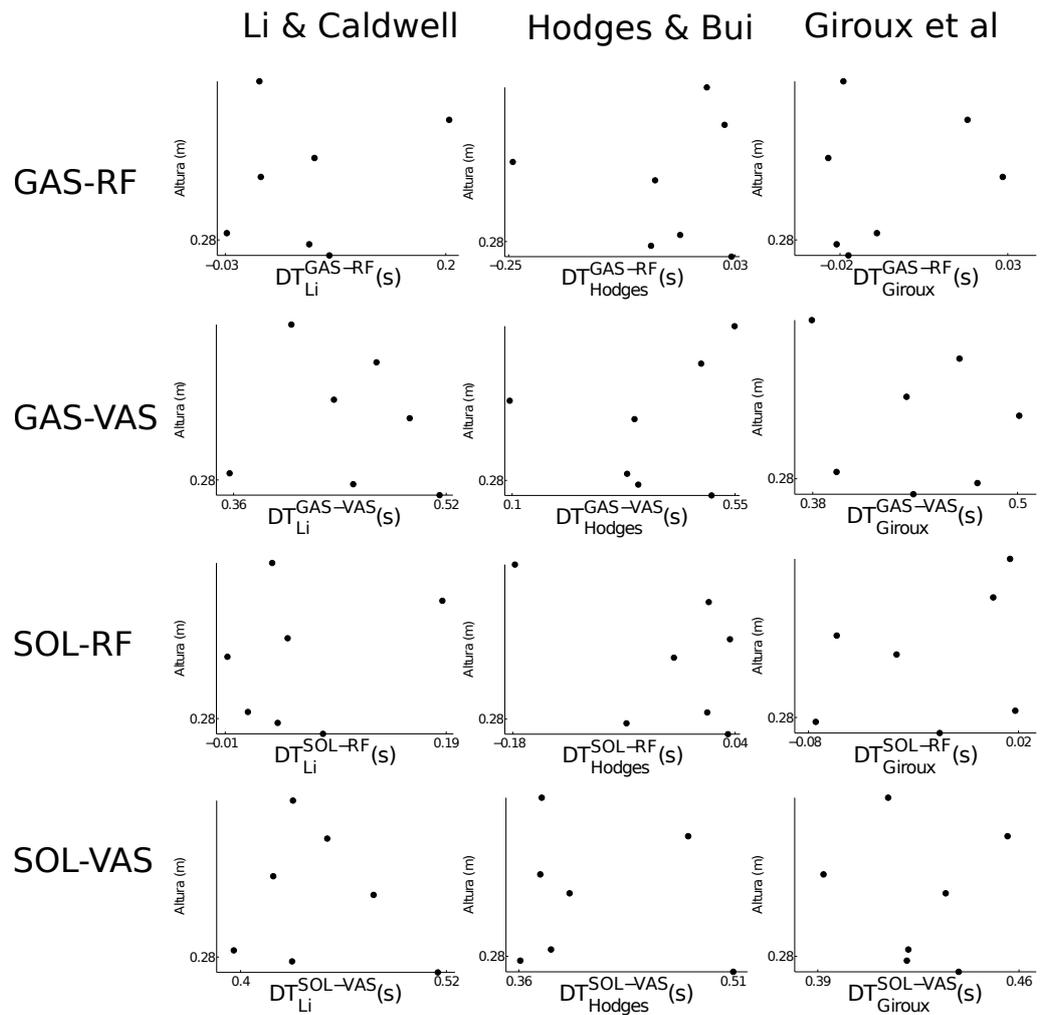


Figura 7.2: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación (DT) calculadas a través de los métodos tradicionales (Li, Hodges, Giroux) para los cuatro pares de músculos evaluados (GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF, SOL-VAS) para el individuo 4.

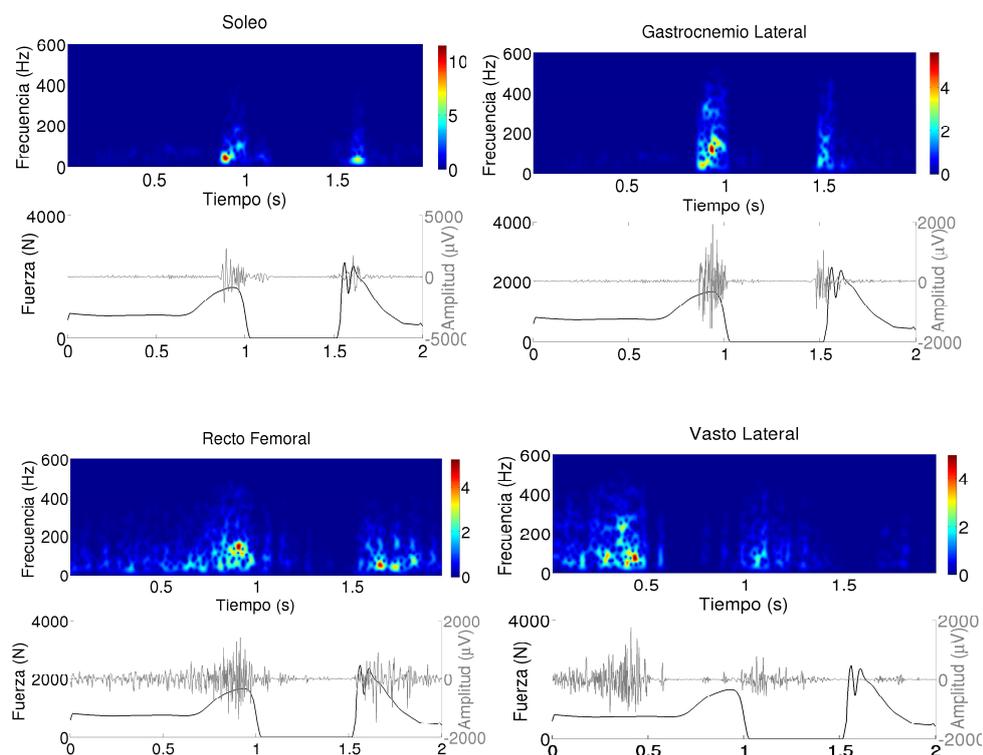


Figura 7.3: Cada sub-figura muestra el diagrama tiempo-frecuencia (arriba) y la curva de fuerza en dirección vertical con la señal de EMG en función del tiempo (abajo) para un músculo particular durante la ejecución de un *Squat Jump*.

7.3 Estudio de la energía de distintas bandas de frecuencia

7.3.1 Rangos de frecuencia entre 20 y 125 Hz y entre 200 y 400 Hz

En esta sección se detallan los resultados de evaluar la energía en dos rangos de frecuencia: 20|125 y 200|400. Como fue explicado en la sección 6.3.3.2, para una primera evaluación de la capacidad del método de detectar la

participación de distintos tipos de fibras se eligen rangos de energía separados. Dicha separación en los rangos de frecuencia se realiza a los efectos de no usar rangos en donde la participación de distintos tipos de fibras podría solaparse [49].

Cuando fue determinada la energía de la señal en función del tiempo se observaron distintos comportamientos según la banda de frecuencia que fue contemplada y el músculo que fue evaluado.

Un aspecto interesante del comportamiento de las energías en estos rangos de frecuencia es que en ciertos momentos de la duración de la activación, cuando las componentes de $E_{20|125}$ disminuyen, $E_{200|400}$ parecen aumentar. También se da el comportamiento inverso; cuando $E_{20|125}$ aumenta, $E_{200|400}$ disminuye. Un ejemplo de este comportamiento puede observarse en las Figura 7.4. Esta figura contiene cuatro sub-figuras (una para cada músculo) que muestran cómo evoluciona la energía contenida en cada rango de frecuencia en el intervalo de tiempo en donde se da la activación de cada músculo. $E_{20|125}$ y $E_{200|400}$ fue normalizada por la suma de la energía contenida en cada uno de estos rangos de frecuencia (20|125 y 200|400, respectivamente) a los efectos de evaluar las características temporales de activación muscular. Como muestra la Figura 7.5 la amplitud de la energía de rangos de baja frecuencia es mucho mayor a la energía contenida en rangos de alta frecuencia cuando esta es normalizada por la suma de la energía total de la señal.

Por otra parte, cuando se reconstruyeron las secuencias a partir del promedio de $E_{200|400}$ puede notarse un orden de activación proximal-distal (Figura 7.6). Esta figura muestra que el movimiento se inicia activando el VAS, luego el RF y posteriormente los músculos del Triceps Sural (SOL y GAS).

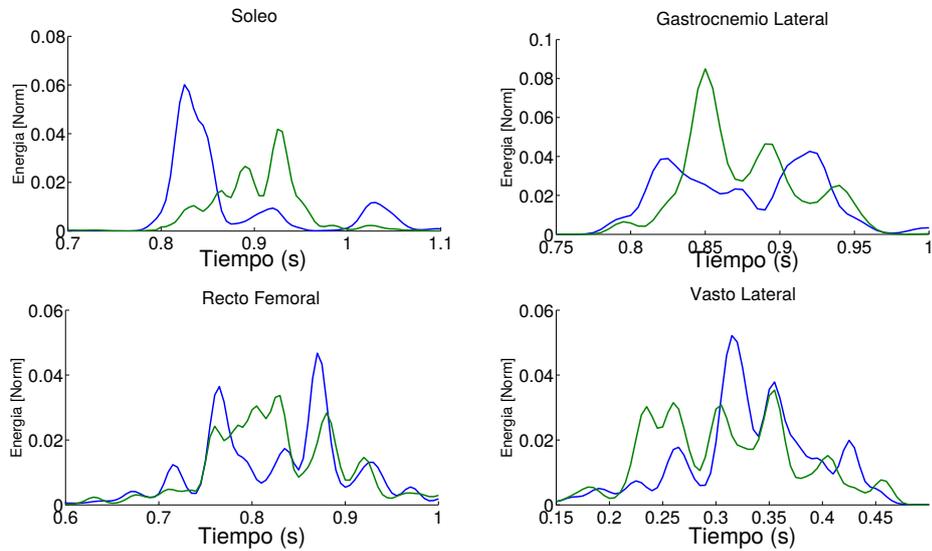


Figura 7.4: Curvas de energía normalizada para dos rangos de frecuencia, de 20 a 125 Hz (azul) y de 200 a 400 Hz (verde) de un *Squat Jump* del individuo 4.

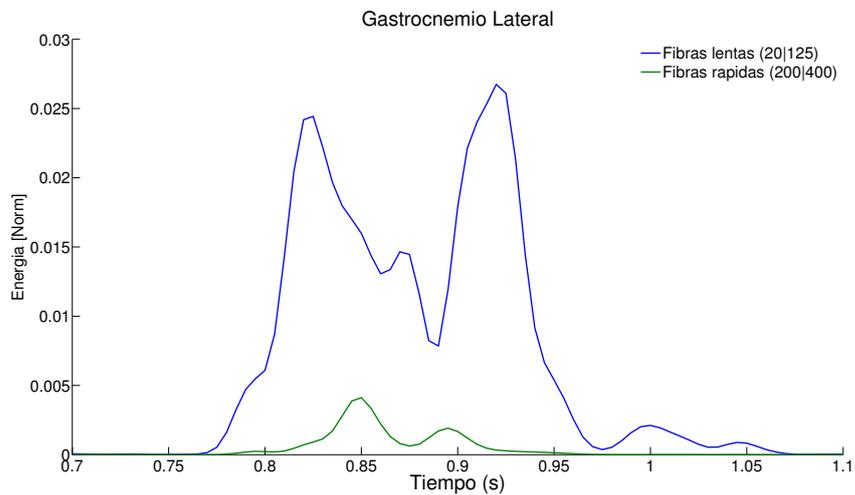


Figura 7.5: Curvas de energía para dos rangos de frecuencia, de 20 a 125 Hz (azul) y de 200 a 400 Hz (verde) normalizadas por la suma de la energía total. Las curvas representan la energía contenida en la señal de EMG del músculo Gastrocnemio Lateral de un *Squat Jump* del individuo 4.

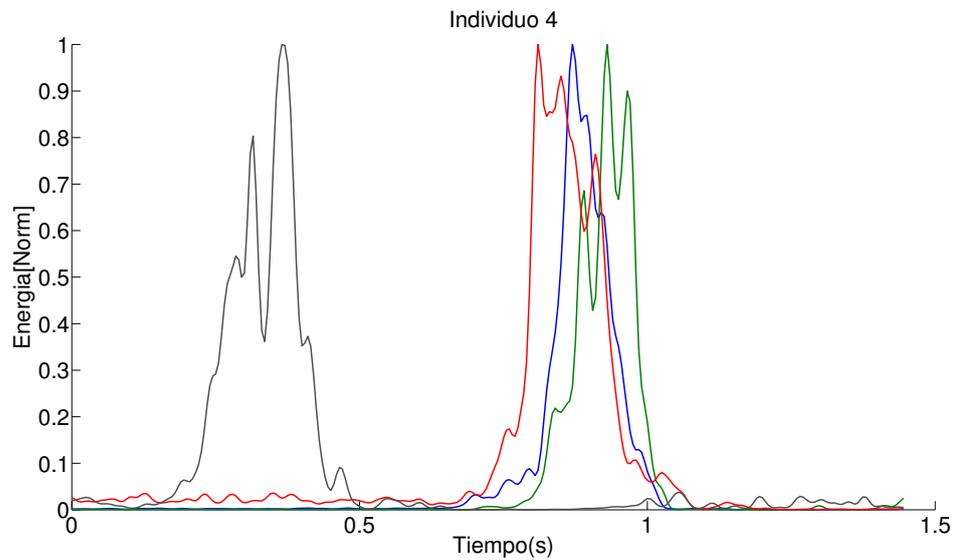


Figura 7.6: Secuencia de activación muscular reconstruida a partir de promediar las energías de la señal de EMG de los siete saltos realizados por el individuo 4 en el rango de 200 a 400 Hz. Las curvas corresponden a los músculos Sóleo (azul), Gastrocnemio Lateral (verde), Recto Femoral (rojo) y Vasto Lateral (negro).

7.4 Diferencias temporales basadas en el método STFT

Las Tablas desde la 7.1 hasta la 7.4 muestran, para un individuo, las DT entre la activación de los pares musculares descritos en la sección 6.3.3.2. Cada tabla muestra las DT entre un par de músculos. Por ejemplo, la Tabla 7.1 muestra, para el par muscular GAS-RF, el número de salto realizado por el individuo, la altura alcanzada en cada salto y las ocho DT calculadas como se describió en la sección 6.3.3.2. De estas ocho DT , cinco se corresponden a restar la posición de los B de la energía contenida en rangos de frecuencias iguales para los dos músculos; y tres DT se corresponden a restar la posición de los B de la energía contenida en un rango de frecuencia distinto para cada

músculo.

Tabla 7.1: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 4 - GAS-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.305	0.023	0.018	0.014	0.024	0.020	0.016	0.014	0.015
2	0.299	0.038	0.020	0.017	0.047	0.028	0.028	0.037	0.026
3	0.290	0.040	0.049	0.082	0.039	0.050	0.040	0.073	0.038
4	0.293	0.007	0.020	0.006	-0.002	0.022	0.002	-0.006	0.000
5	0.278	0.013	-0.017	0.021	0.039	-0.008	-0.024	0.060	-0.017
6	0.281	-0.003	-0.075	-0.013	0.025	-0.098	-0.067	-0.010	-0.053
7	0.279	-0.001	0.022	0.022	0.012	0.023	0.001	-0.008	-0.001

Tabla 7.2: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Vasto Lateral (GAS-VAS)

Individuo 4 - GAS-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.305	0.405	0.440	0.441	0.397	0.442	0.438	0.440	0.437
2	0.299	0.428	0.429	0.424	0.428	0.437	0.437	0.443	0.434
3	0.290	0.428	0.458	0.466	0.416	0.455	0.445	0.457	0.447
4	0.293	0.399	0.443	0.447	0.387	0.430	0.411	0.436	0.424
5	0.278	0.440	0.456	0.379	0.445	0.478	0.463	0.418	0.456
6	0.281	0.394	0.443	0.440	0.373	0.438	0.469	0.443	0.465
7	0.279	0.383	0.426	0.396	0.362	0.432	0.409	0.366	0.403

Tabla 7.3: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Recto Femoral (SOL-RF)

Individuo 4 - SOL-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.305	0.004	0.015	0.013	0.001	0.017	-0.007	-0.009	-0.008
2	0.299	0.031	0.033	-0.001	0.032	0.040	0.013	0.022	0.011
3	0.290	-0.015	-0.017	0.009	-0.011	-0.013	-0.010	0.023	-0.013
4	0.293	-0.015	-0.012	-0.002	-0.022	-0.011	-0.018	-0.026	-0.020
5	0.278	-0.028	-0.073	0.009	0.002	-0.081	-0.061	0.023	-0.054
6	0.281	-0.066	-0.126	-0.048	-0.043	-0.140	-0.136	-0.078	-0.122
7	0.279	-0.058	-0.050	-0.039	-0.038	-0.048	-0.049	-0.058	-0.051

Tabla 7.4: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Vasto Lateral (SOL-VAS)

Individuo 4 - SOL-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.305	0.386	0.437	0.439	0.374	0.439	0.414	0.417	0.414
2	0.299	0.421	0.442	0.405	0.413	0.449	0.422	0.428	0.419
3	0.290	0.372	0.392	0.393	0.366	0.393	0.395	0.407	0.397
4	0.293	0.376	0.412	0.439	0.366	0.397	0.390	0.415	0.403
5	0.278	0.400	0.401	0.367	0.408	0.406	0.426	0.381	0.419
6	0.281	0.331	0.392	0.405	0.304	0.396	0.401	0.375	0.396
7	0.279	0.326	0.355	0.335	0.313	0.360	0.360	0.316	0.354

La Figura 7.7 muestra para un individuo cómo se relacionan las *DT* calculadas a partir del método propuesto con la *performance* del salto. En este caso se muestran solamente los gráficos en que parece existir una tendencia que asocia las diferencias temporales a la altura del salto como lo hacen las simulaciones. Nuevamente, la figura está organizada en sub-figuras; las columnas de sub-figuras representan un par muscular y las filas rangos de frecuencia distintos.

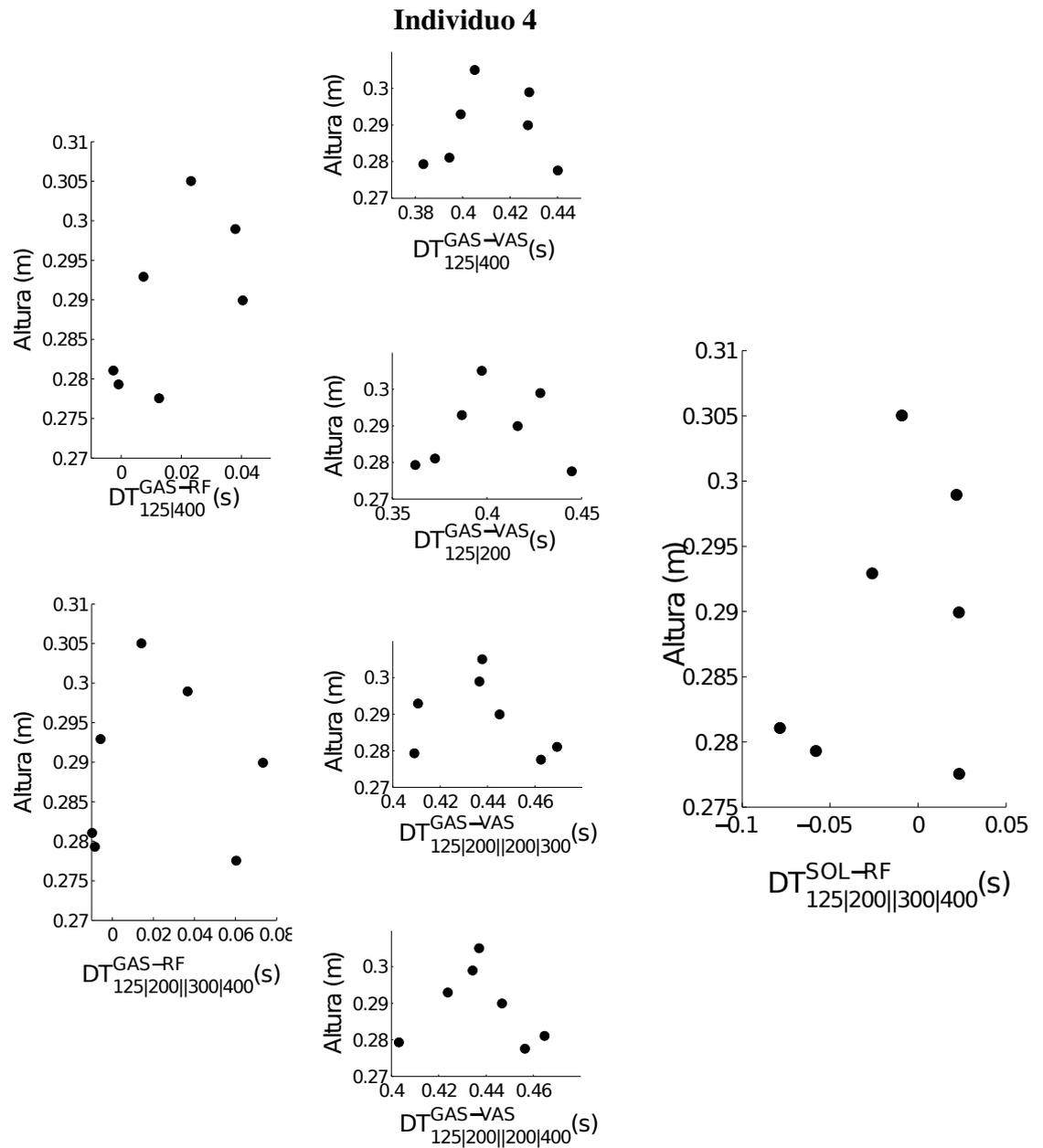


Figura 7.7: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación calculadas con el método propuesto (DT_{Ran}^{Par}) para el individuo 4.

Capítulo 8

Discusión

8.1 Método propuesto

El objetivo de este trabajo fue presentar un método que permita identificar la participación de fibras de contracción rápida basado en la detección de componentes de alta frecuencia en la señal de EMG con el fin de ser usado en el estudio de la coordinación de movimientos explosivos. La bibliografía muestra que el método STFT ha sido utilizado en estudios de EMG para identificar características espectrales de la señal [77, 78]. Existen trabajos en donde se señala que otros métodos como la transformada Wavelet presentan mayor resolución que la STFT, pero que de todas maneras la STFT logra resolver los componentes en frecuencia de forma aceptable [79]. Incluso existen estudios que sugieren que no hay diferencias entre los resultados arrojados por ambos análisis; y que cualquiera de estas dos técnicas de procesamiento de señales

pueden ser usadas para evaluar cambios en las características espectrales de la señal de EMG durante contracciones dinámicas [80, 81].

Aunque existen análisis tiempo-frecuencia en movimientos que requieren altas tasas de desarrollo de fuerza [47, 51, 61], no existen trabajos publicados que realicen este tipo de análisis de la señal de EMG durante saltos verticales.

Los diagramas tiempo-frecuencia mostraron que la actividad se encuentra concentrada durante todo el desarrollo de la tarea en un rango de frecuencias que abarca componentes menores a 200 Hz. Este resultado es coherente con lo que fue comentado en la sección 3.2, ya que la mayoría de la amplitud del espectro de EMG se encuentra en un rango de entre 20 y 150 Hz. No obstante, como fue mostrado en los diagramas tiempo-frecuencia (Figura 7.3), existen ciertos momentos puntuales en que puede observarse un aumento de actividad en rangos mayores a 200 Hz. Dado que la presencia de frecuencias altas en el espectro de EMG representa la participación de fibras de contracción rápida, dicho comportamiento podría estar evidenciando el reclutamiento de este tipo de fibras.

A los efectos de evaluar este comportamiento con más detalle, el espectro de la señal de EMG fue dividido en diversos rangos de frecuencia para cuantificar la energía contenida en cada uno de éstos (ver sección 6.3.3.2). El primer análisis fue implementado usando rangos separados por más de 100 Hz entre sí. Esta decisión fue tomada en base a lo establecido por Wakeling y colaboradores [49] quienes sugieren que para el análisis de distintos rangos de frecuencia con el objetivo de identificar fibras de contracción rápida y de contracción lenta, se utilicen rangos de frecuencia que tengan una separación considerable. Dicha precaución está basada en el hecho de que existen rangos de frecuencia en que pueden solaparse los distintos tipos de fibras musculares y por tanto hacer interpretaciones erróneas de las estrategias de reclutamiento

muscular. En este caso, para un primer acercamiento a la visualización de los patrones de reclutamiento se tomó un rango de 20 Hz a 125 Hz para la identificación de fibras de contracción lenta y un rango de 200 Hz a 400 Hz para la participación de fibras de contracción rápida. Como puede verse en el ejemplo de la Figura 7.5, cuando las componentes de frecuencias bajas están presentes, las componentes de frecuencias altas parecen estar atenuadas y viceversa. Una posible interpretación de este comportamiento es que parece haber una sincronización entre las distintas poblaciones de fibras para ejecutar una tarea. Este resultado está en línea con lo que se propone en el trabajo de Hodson-Tole & Wakeling [85] cuando se estudiaron las componentes de frecuencia de las señales mioeléctricas en ratas corriendo. Dicho trabajo sugiere que las unidades motoras forman grupos que se encargan de realizar determinadas acciones dentro de una tarea, las cuales son selectivamente reclutadas dependiendo de la condición cinemática que requiere el movimiento. Como fue expuesto en la sección anterior, varios investigadores muestran que cuando la demanda mecánica de la tarea lo requiere, las fibras de contracción rápida pueden ser reclutadas selectivamente [16, 21] y en este caso no estar en línea con el 'principio del tamaño (ver sección 5.1). Así, los resultados realizados en el marco de este trabajo muestran un patrón de activación comparable a los obtenidos en trabajos anteriores indicando que el procesamiento propuesto refleja las características más destacables del reclutamiento muscular en el tipo de salto vertical analizado (ver Figuras 7.4).

Con respecto al rango preciso en que las fibras de contracción rápida se manifiestan, algunos antecedentes establecen que en rangos mayores a 125 Hz ya puede observarse la presencia de este tipo de fibras [49] , mientras que otros trabajos muestran que las fibras rápidas se manifiestan en rangos que contemplan frecuencias mayores a 200 Hz [51]. Es probable que no exista un

rango específico común a todos los individuos y a todos los músculos en el que se exprese claramente la participación de fibras de contracción rápida dentro de las altas frecuencias. El hecho de que los individuos contengan distinta composición muscular en cuanto a los tipos de fibras hace que los rangos en los cuales las fibras de contracción rápida manifiestan su participación no sean comunes a todos los sujetos [49]. Aquellos músculos que cuentan con mayor proporción de fibras de contracción lenta presentan un espectro de frecuencias ‘más corrido hacia la izquierda’ que un músculo que presenta alto contenido de fibras de contracción rápida [68]. Dicha observación indica que el rango de frecuencia en el cual se expresen las fibras de contracción rápida varía según la proporción de fibras que tenga cada músculo. Por tanto, es esperable que el Sóleo que presenta menor composición de fibras rápidas en comparación con el Gastrocnemio, Recto y Vasto, difiera en qué banda de frecuencia va a expresar la participación de fibras de contracción rápida. Lo esperable sería que los músculos más lentos evidencien la participación de fibras de contracción rápida en rangos de frecuencia más bajos que los músculos lentos.

Por esta razón, en este trabajo se evaluaron parámetros coordinativos correspondientes a todas las sub-divisiones del rango de alta frecuencia (125|400) que fueron mencionadas en la sección 6.3.3.2 de forma de contemplar distintas bandas de frecuencias.

8.2 Comportamiento de la *performance* en función de las diferencias temporales

Otro de los objetivos planteados en esta tesis fue intentar asociar las medidas de coordinación basadas en la detección de fibras de contracción rápida a la altura del salto. Si los parámetros de la señal de EMG propuestos en

este trabajo representan medidas útiles de la coordinación muscular deberían mostrar una tendencia que manifieste que hay un cierto intervalo de tiempo en que los músculos deben activarse para desarrollar la tarea de forma efectiva, y que fuera de ese intervalo el rendimiento de la tarea no es el óptimo (ver Figura 4.5) [4, 5, 57].

El objetivo principal del sistema nervioso en un salto vertical máximo es la propulsión del centro de masa tan alto como sea posible. De acuerdo a la naturaleza del sistema musculo-esquelético (ver sección 4.2), la única forma en que el sistema nervioso pueda cumplir con su objetivo es a partir de la rotación de segmentos. De manera que el factor determinante de la altura del salto en última instancia es la eficiencia con que es transformada la energía de las rotaciones de los segmentos en energía de traslación del centro de masa [83]. Los grupos musculares son los responsables del movimiento de los segmentos y por tanto de esta transformación eficiente de energía rotacional de los segmentos en energía de traslación del centro de masa. Entonces, como ha sido mencionado en apartados anteriores, tanto la secuencia de activación muscular y más precisamente, las diferencias temporales de activación de los músculos son centrales en el rendimiento de la tarea motora en cuestión.

Se comenzará discutiendo los resultados obtenidos a partir del análisis de la coordinación con los métodos tradicionales para luego pasar a una discusión sobre que tan útil puede ser estudiar la coordinación en movimientos explosivos a través del análisis tiempo-frecuencia propuesto en este trabajo.

8.2.1 Método tradicional

Las diferencias temporales de activación basadas en los métodos tradicionales (*Hodges, Li y Giroux*, ver sección 6.3.3.1) no parecen mostrar un comportamiento como el que sugieren los modelos. Ninguno de los tres méto-

dos permite, al menos desde un punto de vista cualitativo, evidenciar que existe una asociación clara entre las diferencias temporales y el rendimiento del salto como la que muestra la bibliografía [2, 3, 4, 6, 11, 12]. Este resultado sugiere que los instantes de tiempo identificados por los métodos tradicionales no reflejan parámetros útiles para el estudio de la coordinación, al menos, en este tipo de movimientos (ver Figura 7.2). Un aspecto a tener en cuenta es que ninguno de estos métodos está basado en criterios fisiológicos para la detección de la actividad muscular. Los métodos tradicionales se basan en la detección de umbrales de amplitud de la señal o en la detección de picos de la señal. Por tanto, el hecho de que los parámetros coordinativos no expliquen el rendimiento del salto de la forma que lo hacen los modelos puede ser explicado a partir de los criterios que son utilizados para determinar estos parámetros.

8.2.2 Método propuesto

En primer lugar podemos decir que la secuencia de activación muscular reconstruida con el método propuesto está en acuerdo con lo que sugieren los trabajos que estudian la coordinación en el salto vertical a partir de modelos y de EMG [2, 3, 5, 6, 11, 12, 59]. Las Figuras 7.6 y 9.7 muestran el promedio de la totalidad de los saltos realizados por cada individuo de las energías de alta frecuencia de los músculos estudiados. Puede observarse que el orden de activación muscular cumple con la secuencia proximal-distal necesaria para realizar la traslación del centro de masa a partir de la energía rotacional de los segmentos como se plantea en los trabajos citados.

Cuando se evalúan las *DT* calculadas a partir del método propuesto (ver sección 6.3.3.2), los resultados permiten mostrar (por lo menos desde un punto de vista cualitativo) una tendencia de asociación de los parámetros coordinativos de alguno de los rangos de frecuencias estudiados con la altura

del salto (Figura 7.7). Como fue explicado anteriormente, la bibliografía sugiere que existen diferencias temporales óptimas de activación muscular para las cuales el rendimiento del salto es el máximo posible, mientras que cuando las diferencias temporales de activación se alejan de ese patrón óptimo de coordinación el rendimiento del salto disminuye [4, 5, 7]. Claramente, ésta observación es subjetiva y depende de la mirada de cada lector. Sin embargo parece existir un comportamiento que se acerca más al de la Figura 4.5 que cuando las DT son calculadas a partir de los métodos tradicionales. Entonces, este resultado sugiere que el método propuesto en este trabajo muestra tendencias que merecen ser estudiadas con mayor rigor estadístico y así poder ser considerado como un método alternativo para el estudio de la coordinación muscular.

Las DT calculadas a partir del análisis de la E contenida en rangos de alta frecuencia entre los músculos RF y GAS parecen mostrar una tendencia clara que es similar al comportamiento que presentan los modelos en cinco de los siete individuos estudiados (Figuras 7.7, 9.10, 9.11, 9.12 y 9.13). Según la bibliografía [9], la diferencia temporal entre estos músculos es central en la *performance* del salto vertical. La coordinación fina entre los músculos bi-articulares (como es el caso del GAS y el RF) tiene un importante rol en la transferencia de la potencia desde las articulaciones proximales a las articulaciones distales. Está ampliamente demostrado que la transferencia de potencia causa una conversión eficiente de las rotaciones de los segmentos al movimiento de traslación del centro de masa en dirección vertical y por tanto tiene sentido que exista una tendencia que muestre una asociación entre estas diferencias temporales y la altura del salto [82]. En general, muchos de los trabajos que han estudiado la coordinación en este tipo de movimientos coinciden que la activación de los músculos bi-articulares es determinante de

la altura del salto [2, 9, 11]. La Figura 8.1 muestra un ejemplo para el par muscular GAS-RF de cómo se relaciona la altura con las diferencias temporales a partir de los modelos (Figura 8.1A), a partir del método propuesto (Figura 8.1B) y a partir de los métodos tradicionales (Figura 8.1C).

Como los individuos estudiados en este trabajo eran practicantes de diferentes disciplinas deportivas es probable que presenten patrones de coordinación muy diferentes entre si 6.1. El hecho de que existan dos sujetos de experimentación (individuos 1 y 2) que no cumplan con el comportamiento sugerido por la bibliografía para el par muscular GAS-RF puede deberse a que presentan patrones óptimos de coordinación en los que las DT que son más determinantes del rendimiento corresponden a otro par muscular. Para el caso de los individuos 1 y 2, parece ser que, a diferencia del resto de los individuos, los pares musculares que muestran la coordinación asociada a la *performance* del salto son GAS-VAS y SOL-RF (ver Apéndice B, Figuras 9.8 y 9.9).

Relacionado a este fenómeno, muchos trabajos muestran que la activación del músculo VAS parece tener una participación central en el rendimiento del salto vertical. Prokopow [11] muestra a partir de simulaciones que la altura del salto vertical es extremadamente sensible a los retardos temporales de activación del VAS con respecto al tiempo óptimo de activación. Este trabajo muestra que un retardo de solamente 50 ms con respecto al tiempo óptimo de activación es suficiente para '*desintegrar completamente la coordinación del movimiento*'. Este resultado también está en línea con el trabajo de Marcus Pandy y colaboradores [3] quienes sugieren que el VAS y el GAS son los principales motores de propulsión durante el salto. Los resultados del presente trabajo que involucran las diferencias temporales que corresponden al músculo VAS parecen estar en línea con lo que sugieren los trabajos mencionados. Las diferencias temporales entre el VAS y el músculo GAS parecen asociarse a

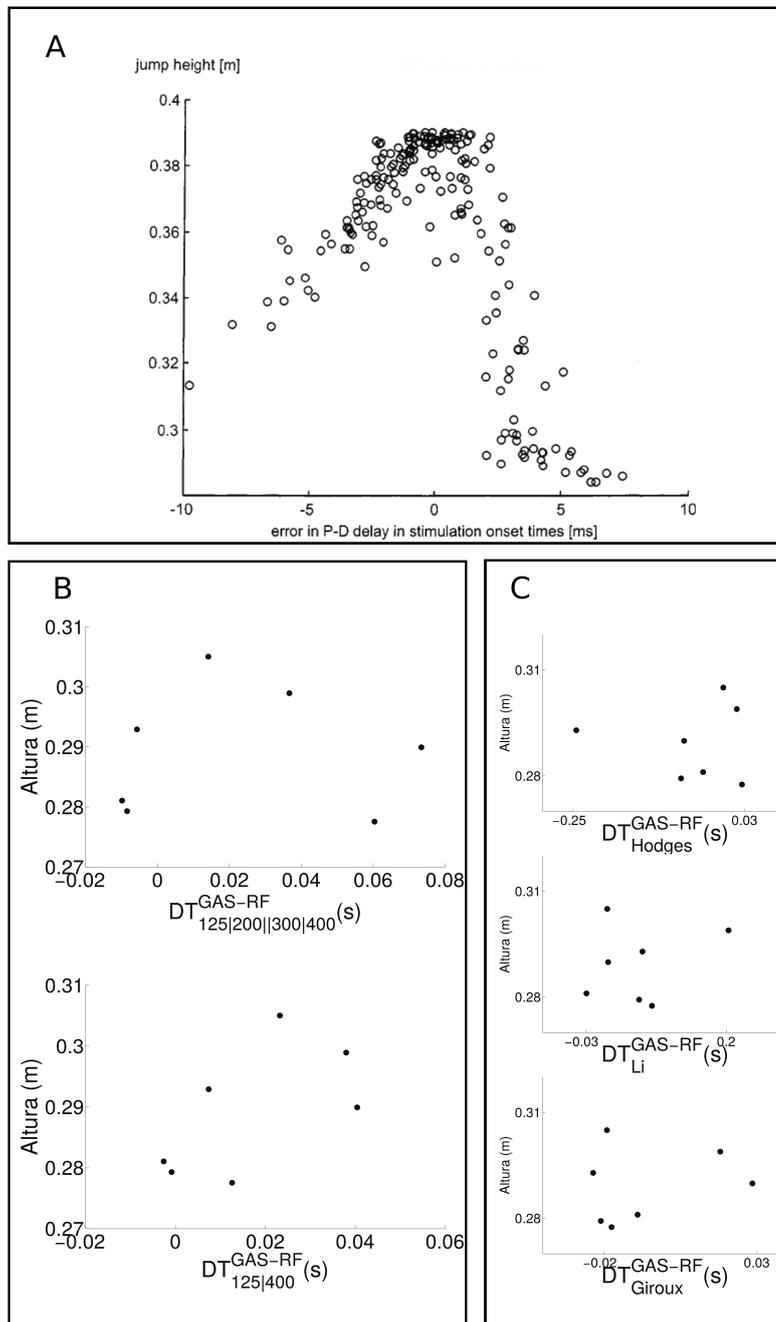


Figura 8.1: A) Altura de saltos verticales en función de las diferencias temporales de activación muscular a partir de modelos de dinámica musculoesquelética. Figura tomada de Bobbert & Zandwijk, 1999. B) Altura de saltos verticales en función de las diferencias temporales de activación muscular calculadas a partir del método propuesto (ver sección 6.3.3.2). C) Altura de saltos verticales en función de las diferencias temporales de activación muscular calculadas a partir de los métodos tradicionales (ver sección 6.3.3.1).

la altura del salto de la forma que predicen los trabajos anteriores (Figuras 7.7, 9.8, 9.9, 9.11 y 9.12). Las figuras parecen mostrar una tendencia que pone de manifiesto la existencia de un intervalo de tiempo en que los saltos parecen estar cerca de la máxima *performance*, mientras que a los lados de esa región el rendimiento de la tarea motora parece decaer. Relacionado a esto, para las *DT* que contienen al VAS en la pareja de músculos a evaluar, solo existen dos (individuo 3 e individuo 7) de los siete individuos que no presentan el comportamiento sugerido en la bibliografía. Una observación interesante es que en estos dos individuos las DT^{SOL-RF} parecen determinar el rendimiento del salto, como no lo hacen en la mayoría de los sujetos (ver Figuras 9.10 y 9.13). El hecho de contar con voluntarios de distintas disciplinas deportivas puede llevar a que exista un patrón de coordinación óptimo diferente para individuos con propiedades musculares distintas [4, 5]. Por lo tanto, una posible interpretación de estos resultados es que al carecer del control necesario por el músculo VAS para realizar la tarea, dichos individuos compensan el rol de este músculo a través del ajuste de las diferencias temporales entre otros pares musculares.

8.3 Direcciones futuras

El presente trabajo presenta aspectos que podrían brindar aportes interesantes en el futuro. Muchos de los resultados presentados podrían ser mejor interpretados si se utilizaran dos poblaciones distintas. Por ejemplo, dos poblaciones constituidas por individuos de dos disciplinas deportivas diferentes. Esto llevaría a que las dos poblaciones presenten propiedades mecánicas de los músculos distintas. Un aporte interesante sería evaluar si efectivamente los rangos de frecuencia en que se manifiestan las fibras de contracción rápida

dependen de la composición relativa de fibras musculares de cada individuo. Si lo que es sugerido en este trabajo es correcto, las distintas poblaciones deberían expresar la participación de fibras de contracción rápida en rangos de frecuencias diferentes. De esta forma sería interesante la posibilidad de identificar rangos específicos comunes a un tipo de población particular. Otra cuestión interesante a analizar en un futuro próximo tiene que ver con las *DT* en distintos pares musculares. Si la coordinación muscular y el patrón óptimo de coordinación dependen de las propiedades mecánicas del músculo, es esperable que poblaciones distintas presenten pares musculares con distinto protagonismo a la hora de determinar la altura del salto como es sugerido en este trabajo. Por tanto, para una población habría un par muscular que explica mejor la altura del salto, mientras que para la otra población sería un par diferente el que tenga más influencia en la *performance* del salto.

Capítulo 9

Conclusión

Durante este trabajo se propone un método que permita detectar la participación de fibras de contracción rápida durante un movimiento explosivo (como lo es el salto vertical) que sea útil para el estudio de la coordinación muscular a través de EMG. Según lo expuesto anteriormente, un método que cumpla con las características que fueron planteadas debería ser capaz de identificar parámetros indicadores de la coordinación que estén asociados al rendimiento del salto.

El primer resultado que muestra este trabajo es que la coordinación evaluada a partir de los métodos tradicionales no parece explicar la relación que existe entre los parámetros coordinativos y el rendimiento de un movimiento de tipo explosivo sugerida por la bibliografía.

Por otra parte, se puede decir que la STFT parece discriminar claramente entre dos tipos de poblaciones de fibras (lentas y rápidas) que están siendo

reclutadas; además de sugerir que las diferentes poblaciones de fibras musculares son responsables de tareas específicas dentro de un movimiento, no cumpliendo en este caso con el 'principio del tamaño'. Este resultado sugiere un tipo de reclutamiento selectivo típico de movimientos explosivos que mencionan otros autores.

Los parámetros identificados a partir de la implementación del análisis tiempo-frecuencia que son usados para evaluar la coordinación muscular parecen mostrar una tendencia a comportarse de la manera que lo predicen los modelos; y que por otra parte, los métodos tradicionales no han logrado predecir.

Los datos no son suficientes para realizar un análisis estadístico que logre confirmar esta tendencia observada a través de una inspección visual de la distribución de los datos. Por lo tanto, se sugiere realizar más experimentos dentro de un único individuo con el objetivo de tener un número de saltos suficientes para realizar análisis que confirmen las tendencias mostradas en este estudio.

Apéndice A

Este apéndice contiene figuras correspondientes a las gráficas que relacionan las diferencias temporales calculadas a partir de los métodos tradicionales (ver sección 6.3.3.1) con la altura del salto de los individuos que no fueron mostrados en el capítulo 7.

Individuo 1

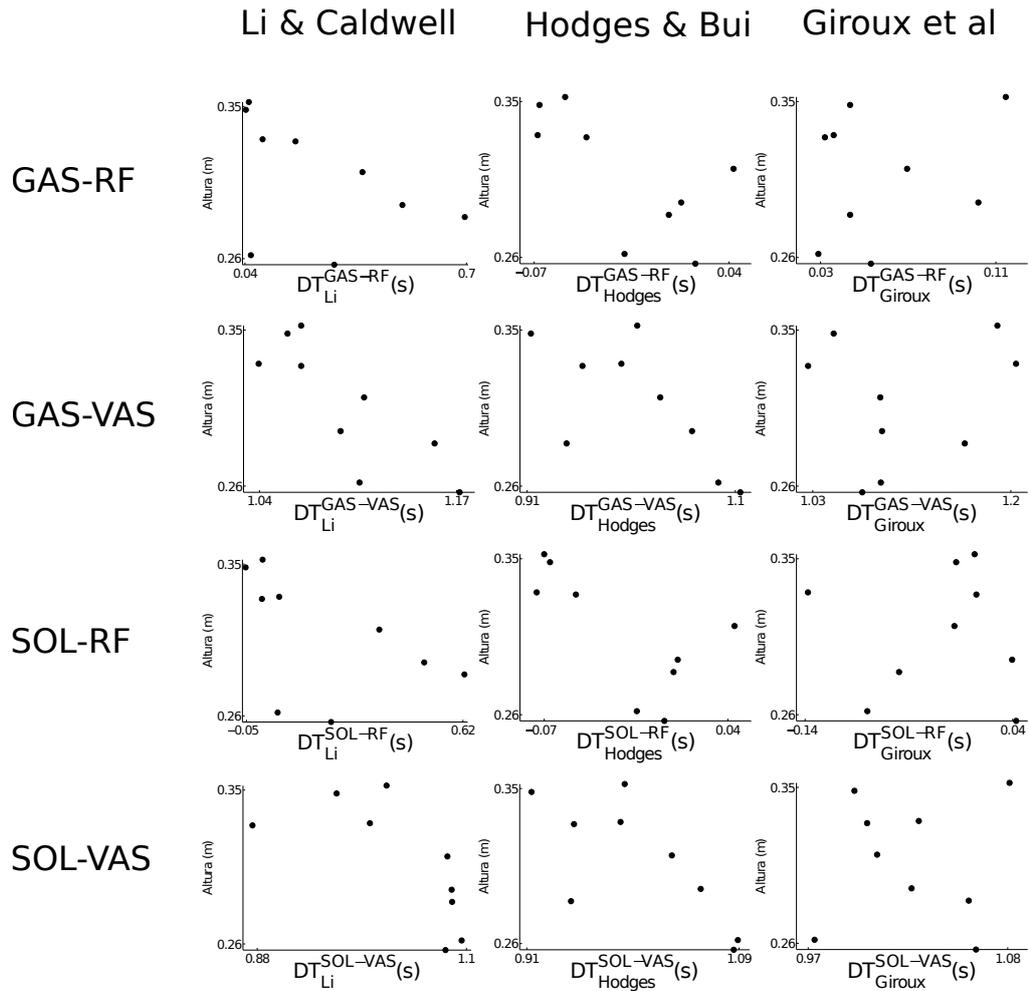


Figura 9.1: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación (DT) calculadas a través de los métodos tradicionales (Li, Hodges, Giroux) para los cuatro pares de músculos evaluados (GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF, SOL-VAS) para el individuo 1. Cada columna de sub-figuras representa uno de los métodos tradicionales mientras que cada fila de sub-figuras representa un par de músculos distintos.

Individuo 2

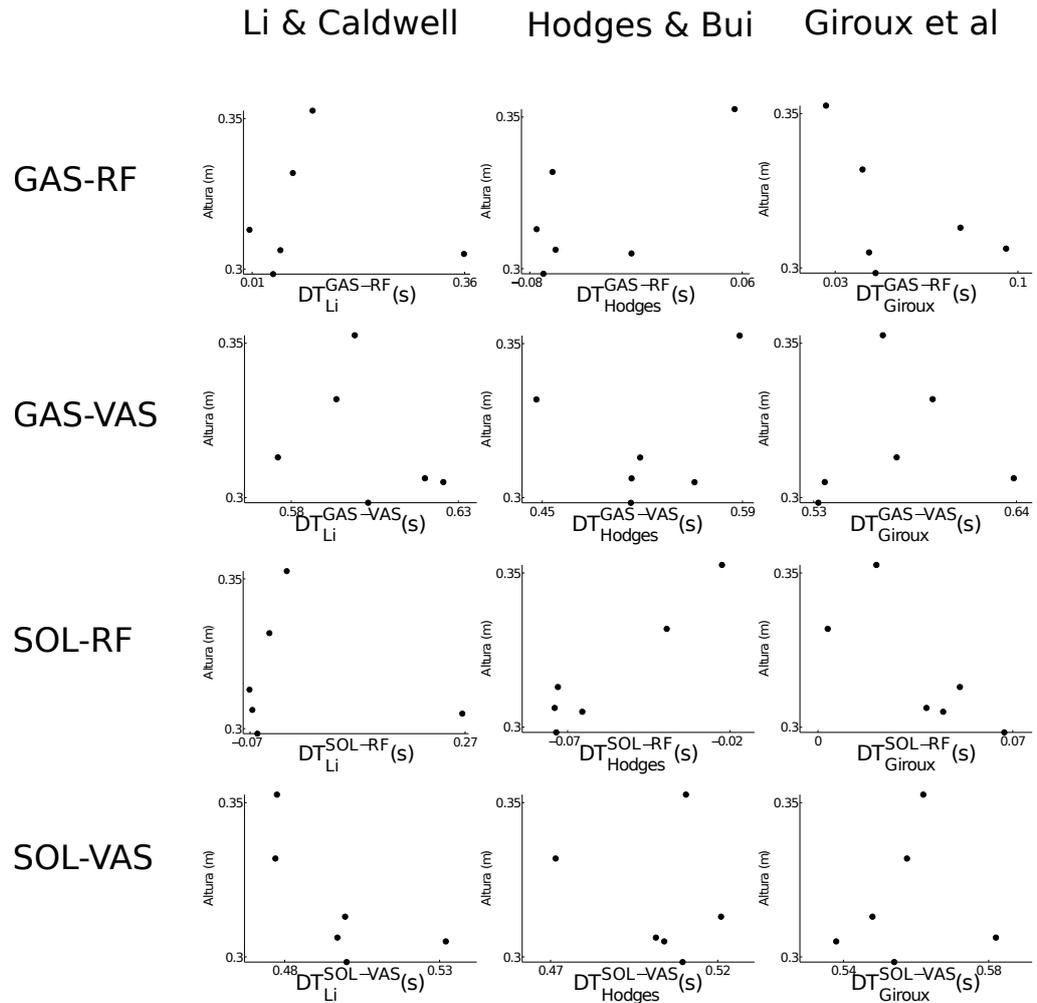


Figura 9.2: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación (DT) calculadas a través de los métodos tradicionales (Li, Hodges, Giroux) para los cuatro pares de músculos evaluados (GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF, SOL-VAS) para el individuo 2. Cada columna de sub-figuras representa uno de los métodos tradicionales mientras que cada fila de sub-figuras representa un par de músculos distintos.

Individuo 3

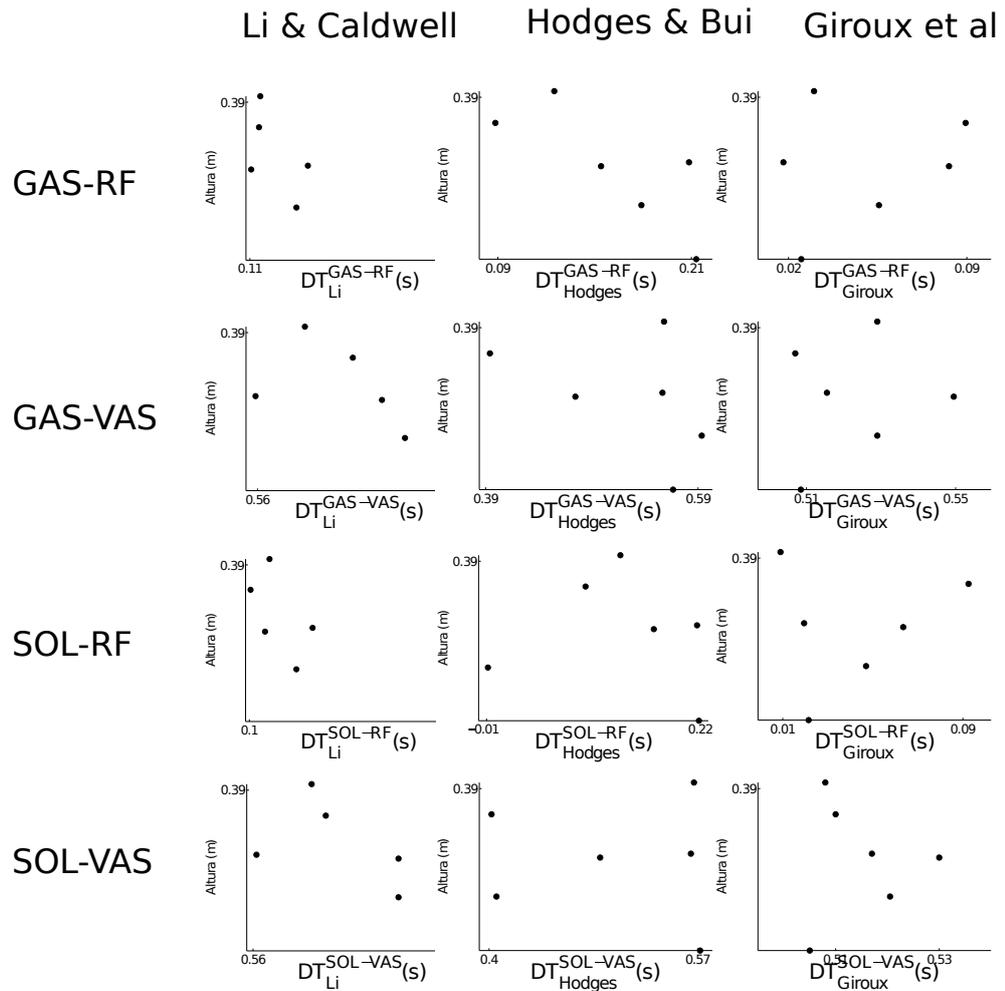


Figura 9.3: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación (DT) calculadas a través de los métodos tradicionales (Li, Hodges, Giroux) para los cuatro pares de músculos evaluados (GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF, SOL-VAS) para el individuo 3. Cada columna de sub-figuras representa uno de los métodos tradicionales mientras que cada fila de sub-figuras representa un par de músculos distintos.

Individuo 5

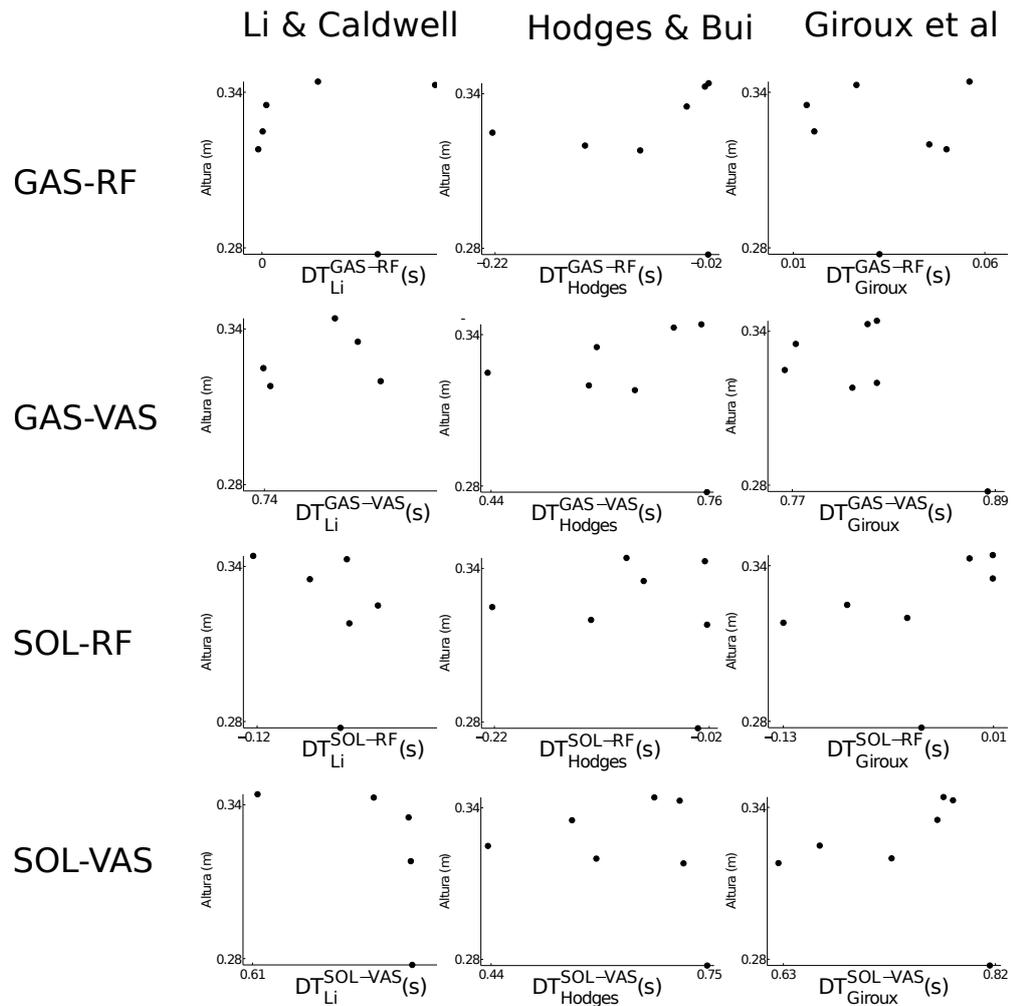


Figura 9.4: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación (DT) calculadas a través de los métodos tradicionales (Li, Hodges, Giroux) para los cuatro pares de músculos evaluados (GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF, SOL-VAS) para el individuo 5. Cada columna de sub-figuras representa uno de los métodos tradicionales mientras que cada fila de sub-figuras representa un par de músculos distintos.

Individuo 6

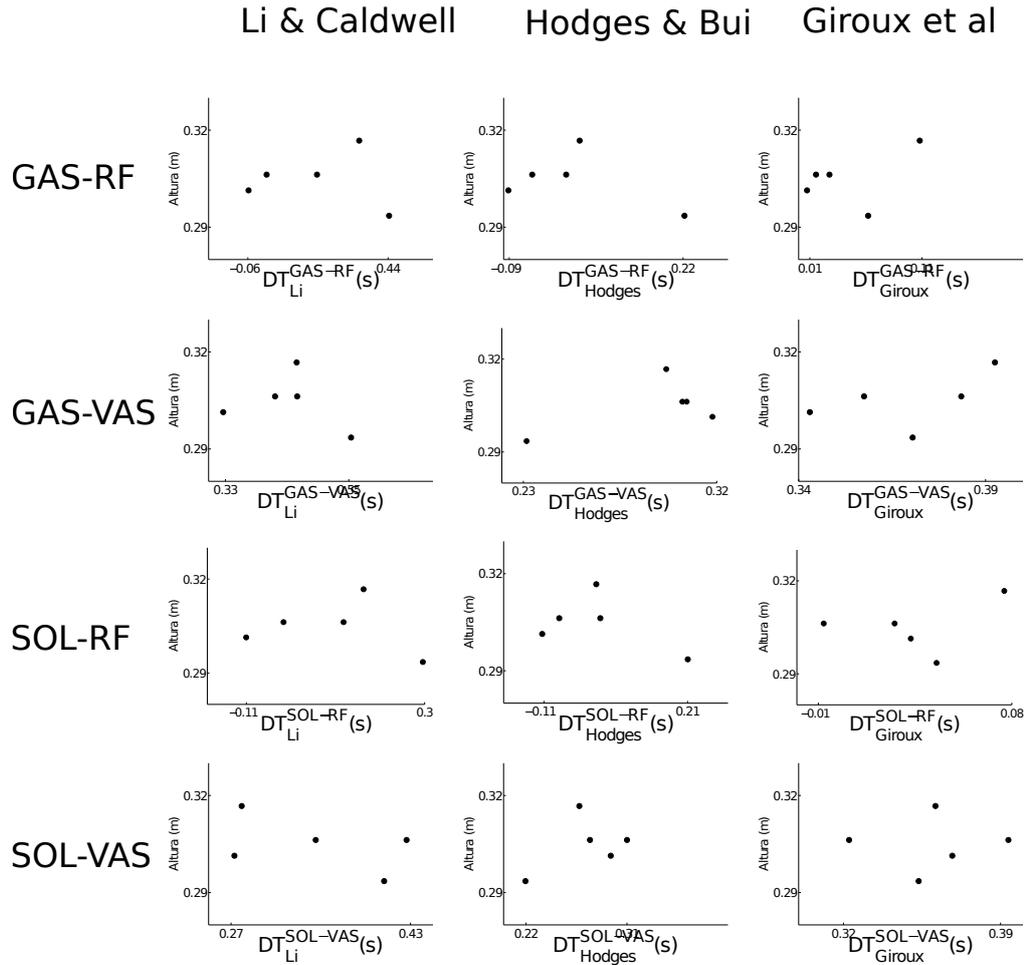


Figura 9.5: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación (DT) calculadas a través de los métodos tradicionales (Li, Hodges, Giroux) para los cuatro pares de músculos evaluados (GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF, SOL-VAS) para el individuo 6. Cada columna de sub-figuras representa uno de los métodos tradicionales mientras que cada fila de sub-figuras representa un par de músculos distintos.

Individuo 7

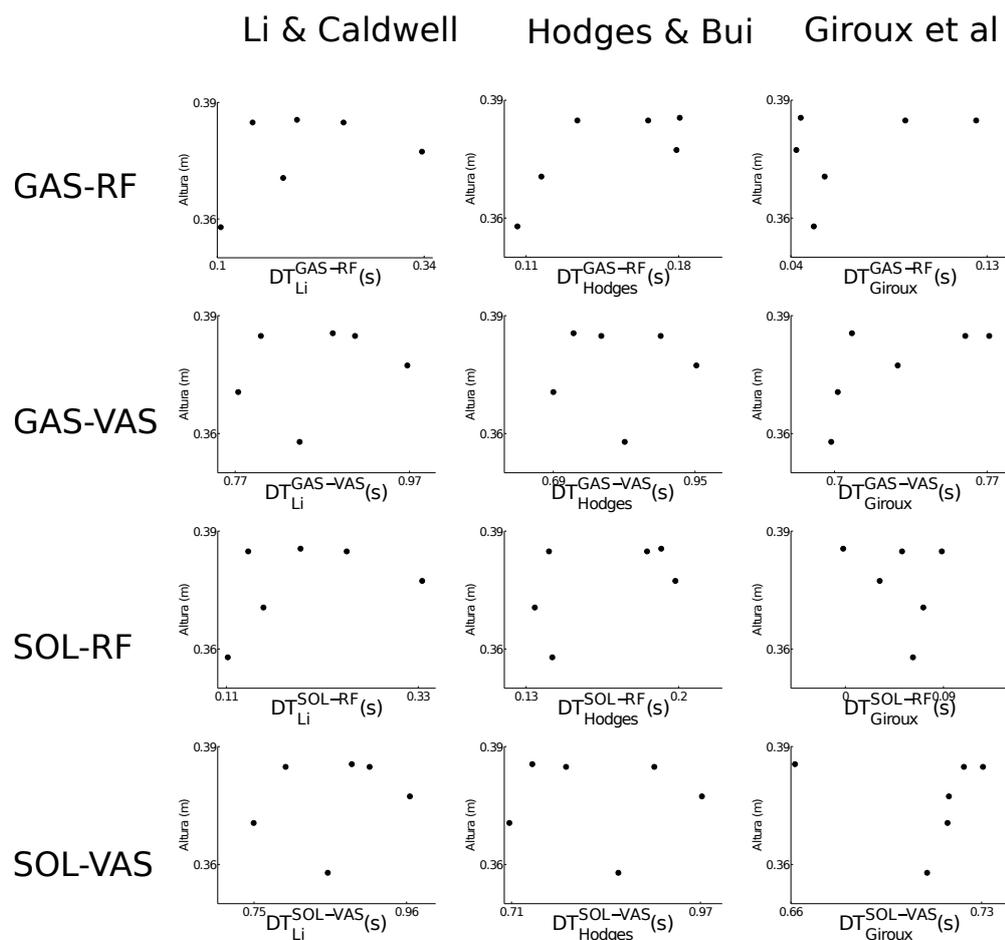


Figura 9.6: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación (DT) calculadas a través de los métodos tradicionales (Li, Hodges, Giroux) para los cuatro pares de músculos evaluados (GAS-RF, GAS-VAS, SOL-RF, SOL-VAS) para el individuo 7. Cada columna de sub-figuras representa uno de los métodos tradicionales mientras que cada fila de sub-figuras representa un par de músculos distintos.

Apéndice B

Este apéndice contiene las tablas y figuras relacionadas a resultados de la implementación del método propuesto en este trabajo para los individuos que no fueron expuestos en el capítulo 7.

En la Figura 9.7 se muestra, para el resto de los individuos, la reconstrucción de las secuencias de activación muscular a partir de los promedios de $E_{200|400}$.

Por otra parte, cada tabla muestra, para un par muscular de un individuo, el número de salto, la altura de cada salto y el valor de las DT en todos los rangos evaluados.

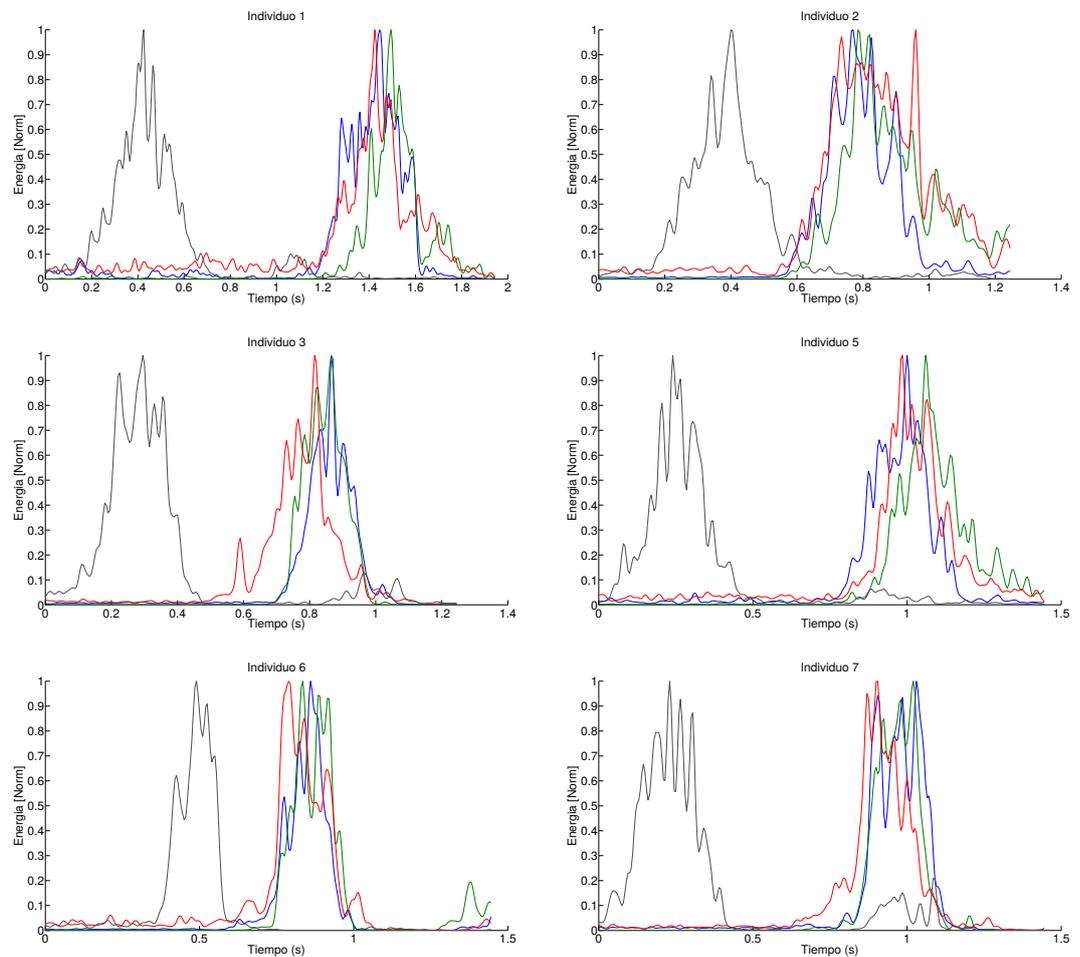


Figura 9.7: Secuencia de activación muscular reconstruida a partir de promediar las energías de la señal de EMG de los siete saltos realizados por el individuo 4 en el rango de 200 a 400 Hz para un individuo. Las curvas corresponden a los músculos Sóleo (azul), Gastrocnemio Lateral (verde), Recto Femoral (rojo) y Vasto Lateral (negro).

Por otra parte, desde las Figura 9.8 hasta la Figura 9.13 se muestran todos los gráficos en los que se aprecia, a partir de una inspección visual, una tendencia en el comportamiento del rendimiento del salto que depende de las DT según lo predicen los trabajos basados en simulaciones. Cada figura representa la altura del salto en función del tiempo para un individuo distinto.

Tabla 9.1: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 1 - GAS-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.331	0.039	0.047	0.006	0.061	0.049	0.002	-0.019	0.003
2	0.262	0.045	0.038	0.031	0.027	0.035	0.030	0.021	0.034
2	0.256	0.106	0.093	0.077	0.079	0.104	0.042	0.050	0.034
4	0.285	0.080	0.031	0.036	0.111	0.031	0.031	0.041	0.030
5	0.311	0.133	0.119	0.145	0.137	0.120	0.141	0.143	0.140
6	0.292	0.065	0.045	0.089	0.098	0.048	0.054	0.060	0.050
7	0.329	0.047	0.067	0.049	0.030	0.074	0.035	0.014	0.028
8	0.353	0.041	0.044	0.025	0.027	0.049	0.020	0.002	0.015
9	0.348	0.082	0.094	0.059	0.069	0.112	0.079	0.066	0.076

Tabla 9.2: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Vasto Lateral (GAS-VAS)

Individuo 1 - GAS-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.331	0.405	0.421	0.327	0.392	0.346	0.299	0.302	0.377
2	0.262	0.296	0.357	0.458	0.283	0.349	0.343	0.447	0.354
3	0.256	0.260	0.452	0.214	0.171	0.459	0.398	0.187	0.393
4	0.285	0.459	0.467	0.451	0.467	0.468	0.468	0.455	0.466
5	0.311	0.464	0.444	0.385	0.469	0.447	0.469	0.384	0.465
6	0.292	0.423	0.422	0.469	0.426	0.419	0.425	0.441	0.427
7	0.329	0.404	0.422	0.419	0.381	0.422	0.383	0.383	0.383
8	0.353	0.340	0.309	0.324	0.360	0.305	0.276	0.301	0.279
9	0.348	0.235	0.248	0.221	0.227	0.263	0.231	0.227	0.230

Tabla 9.3: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Recto Femoral (SOL-RF)

Individuo 1 - SOL-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.331	-0.059	-0.054	-0.124	-0.038	-0.048	-0.097	-0.117	-0.095
2	0.262	-0.027	-0.027	-0.045	-0.042	-0.030	-0.040	-0.049	-0.036
3	0.256	0.029	-0.005	0.019	0.045	0.001	0.008	0.015	-0.000
4	0.285	-0.001	-0.058	-0.094	0.022	-0.045	-0.058	-0.048	-0.059
5	0.311	0.050	0.053	0.038	0.055	0.057	0.059	0.061	0.058
6	0.292	-0.042	-0.029	0.005	-0.022	-0.030	-0.066	-0.060	-0.070
7	0.329	-0.035	-0.015	-0.052	-0.048	-0.001	-0.043	-0.064	-0.050
8	0.353	-0.053	-0.067	-0.071	-0.059	-0.063	-0.066	-0.084	-0.071
9	0.348	-0.049	-0.043	-0.071	-0.047	-0.035	-0.036	-0.050	-0.040

Tabla 9.4: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Vasto Lateral (SOL-VAS)

Individuo 1 - SOL-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.331	0.307	0.319	0.197	0.294	0.249	0.200	0.204	0.279
2	0.262	0.224	0.293	0.381	0.213	0.284	0.274	0.378	0.284
3	0.256	0.183	0.355	0.156	0.136	0.357	0.363	0.153	0.359
4	0.285	0.378	0.377	0.321	0.378	0.392	0.379	0.367	0.377
5	0.311	0.381	0.377	0.279	0.386	0.385	0.387	0.302	0.382
6	0.292	0.315	0.347	0.385	0.307	0.341	0.305	0.321	0.307
7	0.329	0.322	0.340	0.317	0.303	0.347	0.305	0.305	0.305
8	0.353	0.247	0.198	0.228	0.274	0.193	0.190	0.215	0.194
9	0.348	0.103	0.110	0.090	0.111	0.117	0.115	0.111	0.114

Tabla 9.5: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 2 - GAS-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.353	0.033	0.050	0.029	0.024	0.053	0.041	0.019	0.038
2	0.332	0.053	0.063	0.028	0.048	0.066	0.047	0.016	0.045
3	0.305	0.159	0.077	0.054	0.167	0.078	0.086	0.059	0.084
4	0.313	0.051	0.075	0.028	0.036	0.079	0.057	0.017	0.056
5	0.298	0.048	0.062	0.049	0.065	0.063	0.055	0.037	0.053
6	0.306	0.130	0.078	0.050	0.150	0.083	0.066	0.062	0.065

Tabla 9.6: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Vasto Lateral (GAS-VAS)

Individuo 2 - GAS-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.353	0.557	0.568	0.585	0.549	0.567	0.556	0.575	0.557
2	0.332	0.564	0.595	0.529	0.545	0.597	0.578	0.518	0.577
3	0.305	0.586	0.599	0.590	0.582	0.602	0.610	0.594	0.606
4	0.313	0.571	0.599	0.579	0.542	0.603	0.582	0.567	0.580
5	0.298	0.554	0.580	0.555	0.535	0.586	0.578	0.543	0.571
6	0.306	0.607	0.621	0.599	0.582	0.624	0.607	0.610	0.609

Tabla 9.7: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 2 - SOL-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.353	0.020	0.030	0.007	0.008	0.034	0.025	0.003	0.022
2	0.332	0.031	0.021	-0.027	0.036	0.023	0.035	0.004	0.033
3	0.305	0.127	0.052	0.022	0.119	0.054	0.037	0.010	0.035
4	0.313	0.018	0.041	-0.019	0.017	0.045	0.038	-0.003	0.036
5	0.298	0.044	0.044	0.041	0.068	0.043	0.058	0.040	0.056
6	0.306	0.086	0.033	0.045	0.109	0.030	0.025	0.021	0.024

Tabla 9.8: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Vasto Lateral (SOL-VAS)

Individuo 2 - SOL-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.353	0.544	0.548	0.563	0.533	0.549	0.540	0.559	0.540
2	0.332	0.542	0.553	0.474	0.532	0.553	0.565	0.505	0.565
3	0.305	0.555	0.574	0.558	0.533	0.577	0.561	0.546	0.557
4	0.313	0.538	0.564	0.531	0.522	0.569	0.562	0.547	0.560
5	0.298	0.550	0.563	0.547	0.538	0.566	0.581	0.545	0.574
6	0.306	0.563	0.576	0.593	0.541	0.572	0.566	0.570	0.568

Tabla 9.9: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 3 - GAS-RF									
N° de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.362	0.049	0.079	0.071	0.043	0.087	0.092	0.086	0.089
2	0.371	0.076	0.078	0.068	0.070	0.074	0.073	0.065	0.077
3	0.391	0.102	0.048	0.051	0.113	0.044	0.046	0.073	0.054
4	0.379	0.024	0.018	0.031	0.027	0.017	0.024	0.040	0.025
5	0.386	0.066	0.055	0.049	0.067	0.062	0.070	0.044	0.061
6	0.378	0.058	0.072	0.064	0.041	0.074	0.064	0.046	0.061

Tabla 9.10: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Vasto Lateral (GAS-VAS)

Individuo 3 - GAS-VAS									
N° de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.362	0.501	0.563	0.481	0.437	0.559	0.565	0.496	0.573
2	0.371	0.444	0.437	0.455	0.454	0.426	0.425	0.451	0.435
3	0.391	0.550	0.567	0.525	0.545	0.575	0.577	0.548	0.573
4	0.379	0.514	0.504	0.499	0.545	0.505	0.512	0.509	0.512
5	0.386	0.566	0.563	0.529	0.531	0.558	0.566	0.523	0.568
6	0.378	0.563	0.566	0.520	0.562	0.566	0.555	0.501	0.555

Tabla 9.11: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Recto Femoral (SOL-RF)

Individuo 3 - SOL-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.362	0.056	0.100	0.086	0.047	0.107	0.096	0.090	0.093
2	0.371	0.084	0.104	0.087	0.073	0.101	0.076	0.067	0.080
3	0.391	0.097	0.071	0.088	0.102	0.065	0.035	0.062	0.043
4	0.379	0.034	0.048	0.061	0.032	0.049	0.030	0.046	0.031
5	0.386	0.077	0.066	0.046	0.078	0.075	0.081	0.055	0.071
6	0.378	0.062	0.088	0.095	0.042	0.087	0.065	0.048	0.063

Tabla 9.12: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Vasto Lateral (SOL-VAS)

Individuo 3 - SOL-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.362	0.508	0.584	0.496	0.441	0.579	0.569	0.500	0.577
2	0.371	0.453	0.463	0.473	0.457	0.453	0.428	0.454	0.438
3	0.391	0.545	0.590	0.563	0.534	0.596	0.565	0.536	0.562
4	0.379	0.525	0.535	0.529	0.551	0.537	0.518	0.514	0.517
5	0.386	0.577	0.574	0.526	0.542	0.571	0.577	0.534	0.579
6	0.378	0.567	0.582	0.550	0.564	0.579	0.557	0.503	0.557

Tabla 9.13: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 5 - GAS-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.278	0.036	0.164	0.133	0.046	0.168	0.182	0.158	0.177
2	0.344	0.072	0.060	0.067	0.075	0.064	0.061	0.045	0.054
3	0.343	0.066	0.076	0.059	0.121	0.077	0.051	0.062	0.055
4	0.318	0.087	0.081	0.104	0.098	0.082	0.107	0.118	0.105
5	0.325	0.097	0.024	0.049	0.121	0.020	0.014	0.012	0.014
6	0.320	0.092	0.112	0.075	0.086	0.112	0.100	0.064	0.101
7	0.335	0.077	0.084	0.058	0.075	0.092	0.068	0.047	0.061

Tabla 9.14: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Vasto Lateral (GAS-VAS)

Individuo 5 - GAS-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.278	0.829	0.845	0.804	0.834	0.850	0.864	0.829	0.858
2	0.344	0.836	0.862	0.869	0.832	0.814	0.811	0.847	0.856
3	0.343	0.848	0.852	0.824	0.833	0.857	0.831	0.827	0.831
4	0.318	0.768	0.740	0.793	0.770	0.725	0.750	0.807	0.765
5	0.325	0.790	0.822	0.813	0.792	0.801	0.795	0.776	0.812
6	0.320	0.849	0.812	0.828	0.845	0.813	0.801	0.817	0.800
7	0.335	0.843	0.854	0.820	0.838	0.860	0.836	0.809	0.832

Tabla 9.15: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 5 - SOL-RF									
N° de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.278	-0.083	0.055	-0.061	-0.081	0.061	0.055	0.031	0.050
2	0.344	-0.099	-0.130	-0.134	-0.087	-0.125	-0.101	-0.117	-0.108
3	0.343	-0.046	-0.038	-0.128	0.026	-0.036	-0.044	-0.033	-0.040
4	0.318	-0.036	-0.024	-0.016	-0.022	-0.021	-0.012	-0.001	-0.014
5	0.325	-0.014	-0.081	-0.108	0.004	-0.074	-0.104	-0.105	-0.104
6	0.320	-0.037	0.009	-0.068	-0.051	0.017	-0.037	-0.074	-0.037
7	0.335	-0.045	-0.016	-0.025	-0.050	-0.013	-0.058	-0.079	-0.064

Tabla 9.16: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Vasto Lateral (SOL-VAS)

Individuo 5 - SOL-VAS									
N° de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.278	0.709	0.736	0.610	0.707	0.743	0.737	0.702	0.731
2	0.344	0.666	0.673	0.668	0.670	0.624	0.649	0.685	0.694
3	0.343	0.735	0.738	0.637	0.738	0.745	0.737	0.732	0.736
4	0.318	0.644	0.635	0.673	0.650	0.622	0.631	0.687	0.645
5	0.325	0.679	0.718	0.657	0.675	0.708	0.677	0.659	0.695
6	0.320	0.719	0.708	0.684	0.708	0.717	0.664	0.679	0.663
7	0.335	0.722	0.754	0.737	0.712	0.755	0.710	0.683	0.706

Tabla 9.17: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 6 - GAS-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.306	0.041	0.061	0.041	0.037	0.065	0.058	0.047	0.056
2	0.317	0.054	0.027	0.029	0.076	0.027	0.020	0.029	0.023
3	0.306	-0.006	0.066	0.020	-0.014	0.063	0.053	-0.011	0.050
4	0.301	0.051	0.043	-0.018	0.062	0.051	0.033	-0.005	0.030
5	0.294	0.063	0.046	0.100	0.070	0.047	0.056	0.113	0.056

Tabla 9.18: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Vasto Lateral (GAS-VAS)

Individuo 6 - GAS-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.306	0.372	0.389	0.375	0.363	0.391	0.384	0.381	0.385
2	0.317	0.384	0.384	0.387	0.381	0.382	0.376	0.387	0.380
3	0.306	0.361	0.375	0.384	0.345	0.370	0.359	0.353	0.359
4	0.301	0.370	0.387	0.343	0.358	0.393	0.376	0.356	0.375
5	0.294	0.391	0.418	0.406	0.395	0.420	0.429	0.419	0.428

Tabla 9.19: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 6 - SOL-RF									
N° de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.306	0.022	0.031	0.024	0.020	0.032	0.041	0.030	0.039
2	0.317	0.017	0.013	0.041	0.032	0.006	-0.024	-0.015	-0.022
3	0.306	-0.016	0.048	-0.008	-0.020	0.049	0.046	-0.018	0.043
4	0.301	0.060	0.033	0.008	0.078	0.034	0.050	0.012	0.047
5	0.294	0.047	0.041	0.065	0.050	0.042	0.036	0.093	0.036

Tabla 9.20: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Vasto Lateral (SOL-VAS)

Individuo 6 - SOL-VAS									
N° de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.306	0.353	0.359	0.358	0.346	0.358	0.367	0.363	0.367
2	0.317	0.346	0.370	0.400	0.337	0.362	0.331	0.343	0.335
3	0.306	0.352	0.357	0.356	0.338	0.355	0.352	0.346	0.352
4	0.301	0.379	0.378	0.369	0.374	0.377	0.392	0.373	0.391
5	0.294	0.375	0.413	0.371	0.374	0.415	0.409	0.399	0.408

Tabla 9.21: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Recto Femoral (GAS-RF)

Individuo 7 - GAS-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.377	0.075	0.061	0.076	0.080	0.053	0.060	0.085	0.068
2	0.385	0.058	0.055	0.021	0.074	0.060	0.088	0.053	0.084
3	0.386	0.036	0.046	0.064	0.023	0.041	0.030	0.041	0.031
4	0.358	0.021	0.027	0.019	0.019	0.031	0.026	0.026	0.025
5	0.371	0.030	0.030	0.038	0.031	0.035	0.038	0.059	0.038
6	0.385	0.083	0.058	0.069	0.090	0.055	0.054	0.095	0.061

Tabla 9.22: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Gastrocnemio Lateral - Vasto Lateral (GAS-VAS)

Individuo 7 - GAS-VAS									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.377	0.594	0.609	0.611	0.568	0.608	0.615	0.620	0.616
2	0.385	0.720	0.719	0.679	0.728	0.724	0.752	0.711	0.748
3	0.386	0.649	0.643	0.618	0.645	0.645	0.633	0.595	0.628
4	0.358	0.744	0.759	0.707	0.735	0.762	0.757	0.714	0.757
5	0.371	0.683	0.666	0.657	0.696	0.678	0.680	0.677	0.675
6	0.385	0.743	0.738	0.699	0.750	0.741	0.740	0.725	0.740

Tabla 9.23: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Recto Femoral (SOL-RF)

Individuo 7 - SOL-RF									
Nº de Salto	$h(m)$	$DT(s)$							
		125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200
1	0.377	0.079	0.069	0.077	0.083	0.063	0.063	0.087	0.070
2	0.385	0.057	0.069	0.033	0.061	0.073	0.075	0.041	0.072
3	0.386	0.045	0.073	0.068	0.035	0.078	0.042	0.054	0.044
4	0.358	0.023	0.035	0.043	0.021	0.034	0.028	0.028	0.027
5	0.371	0.022	0.050	0.061	0.012	0.050	0.019	0.040	0.019
6	0.385	0.072	0.048	0.083	0.078	0.041	0.042	0.083	0.049

Tabla 9.24: Altura del salto (h) y diferencias temporales de activación muscular (DT) para el par muscular Sóleo - Vasto Lateral (SOL-VAS)

Individuo 7 - SOL-VAS									
$h(m)$	$DT(s)$								
	125 400	200 400	300 400	125 200	200 300	125 200	125 200	125 200	125 200
1	0.377	0.598	0.617	0.612	0.570	0.618	0.617	0.622	0.618
2	0.385	0.720	0.733	0.691	0.715	0.737	0.739	0.699	0.735
3	0.386	0.658	0.669	0.622	0.658	0.681	0.646	0.608	0.641
4	0.358	0.746	0.767	0.731	0.737	0.765	0.759	0.716	0.759
5	0.371	0.675	0.686	0.679	0.677	0.693	0.661	0.658	0.656
6	0.385	0.732	0.728	0.713	0.738	0.727	0.727	0.713	0.728

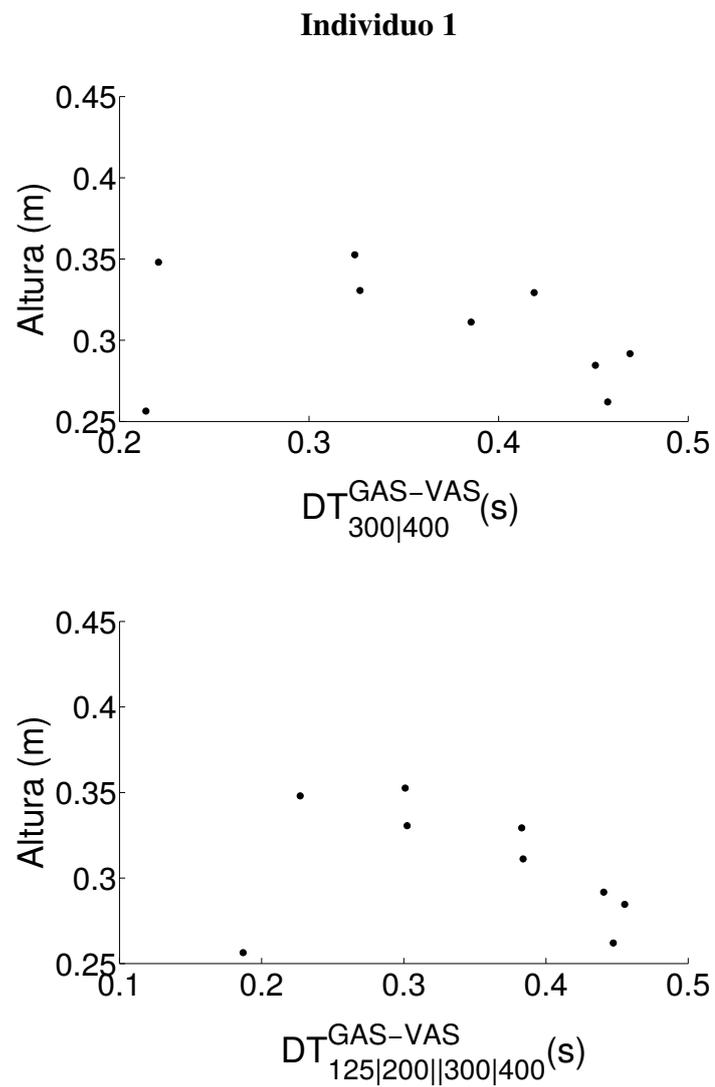


Figura 9.8: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación calculadas con el método propuesto (DT_{Ran}^{Par}) para el individuo 1.

Individuo 2

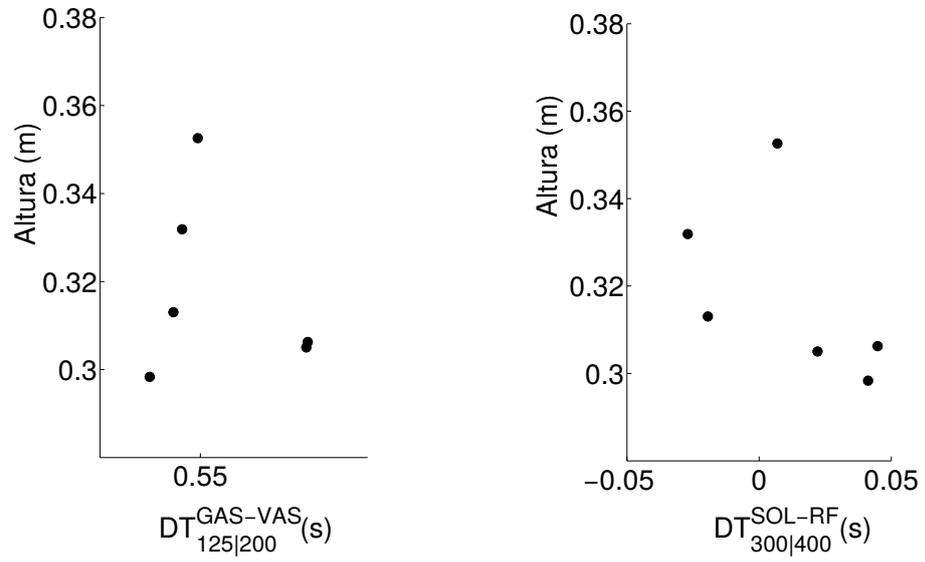


Figura 9.9: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación calculadas con el método propuesto (DT_{Ran}^{Par}) para el individuo 2.

Individuo 3

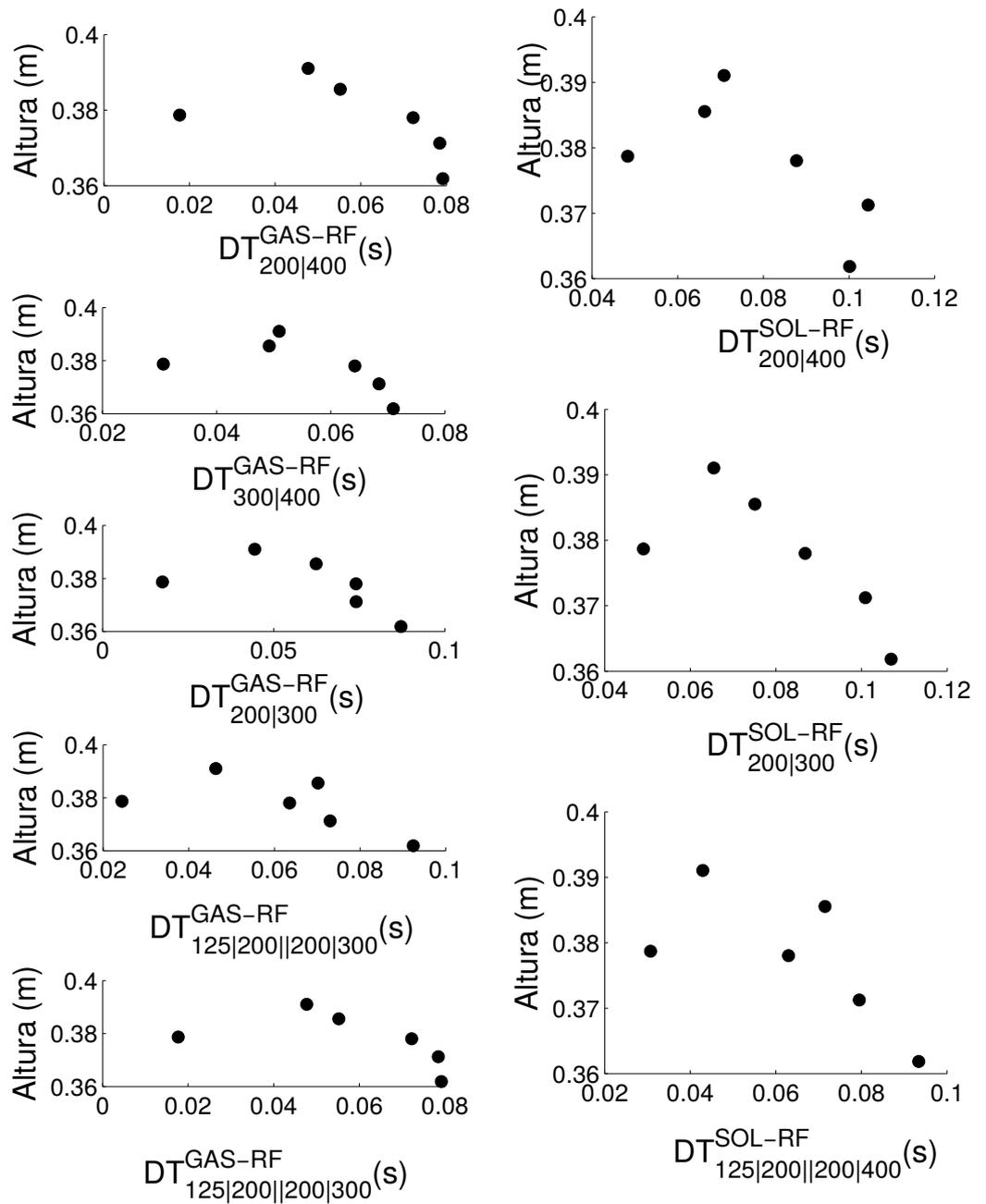


Figura 9.10: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación calculadas con el método propuesto (DT_{Ran}^{Par}) para el individuo 3.

Individuo 5

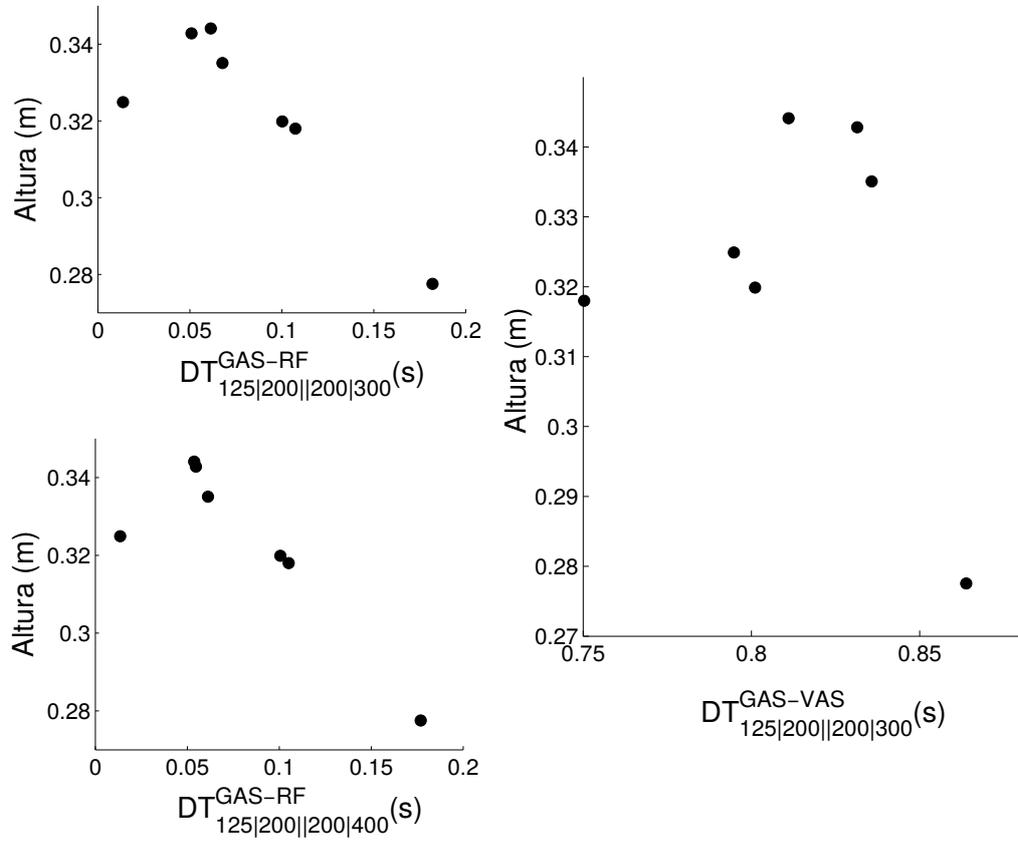


Figura 9.11: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación calculadas con el método propuesto (DT_{Ran}^{Par}) para el individuo 5.

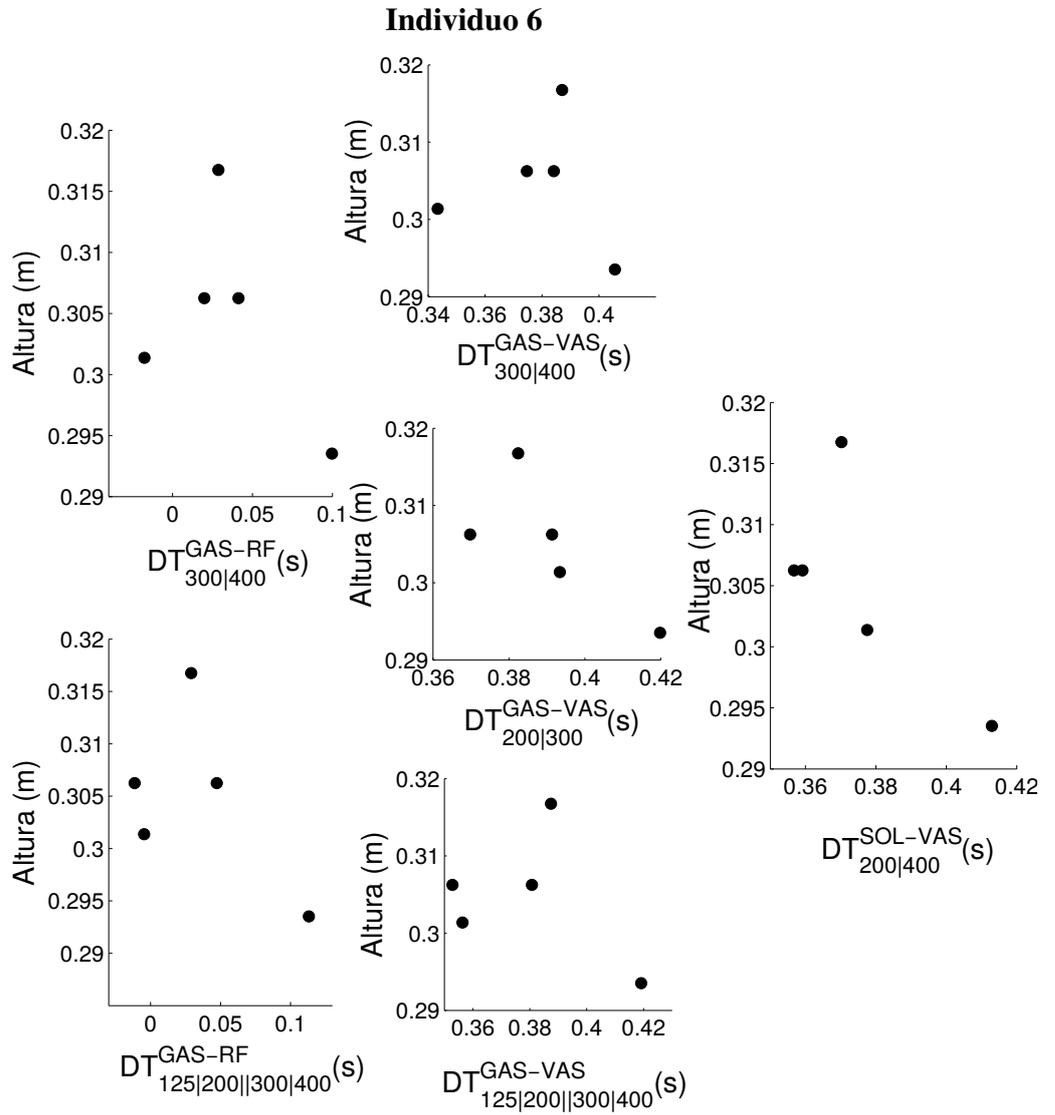


Figura 9.12: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación calculadas con el método propuesto (DT_{Ran}^{Par}) para el individuo 6.

Individuo 7

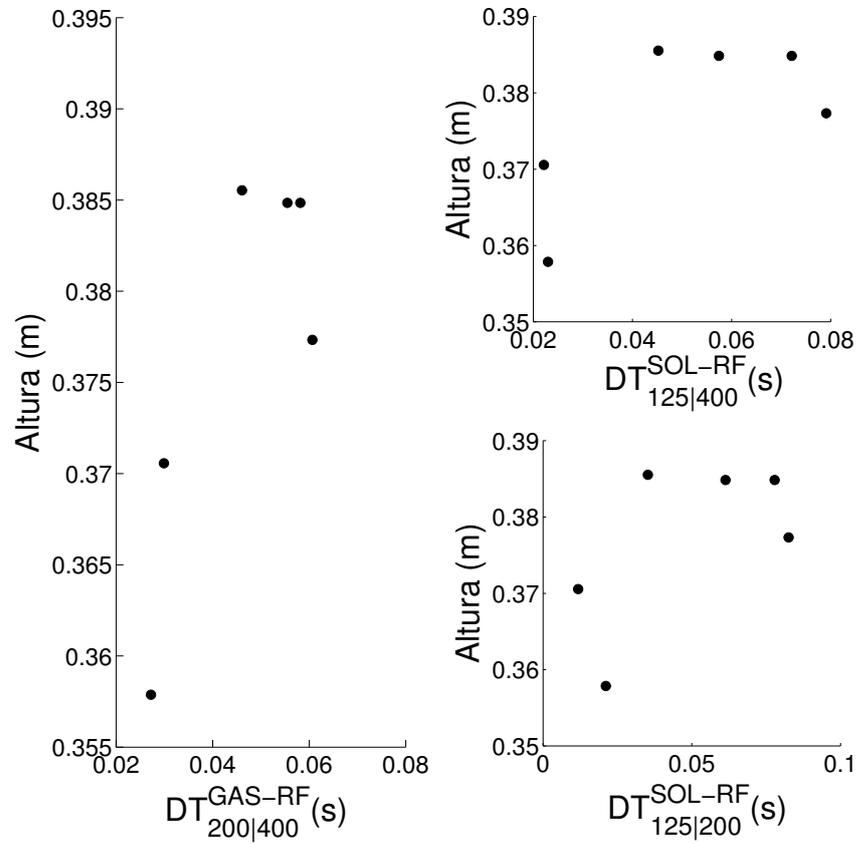


Figura 9.13: Altura del salto en función de las diferencias temporales de activación calculadas con el método propuesto (DT_{Ran}^{Par}) para el individuo 7.

Bibliografía

- [1] Prilutsky, B. I. (2000). Coordination of two-and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control*, 4(1), 1144.
- [2] Bobbert, M. F. & van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3), 249-262.
- [3] Pandy, M. G., Zajac, F. E., Sim, E. & Levine, W. S. (1990). An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*, 23(12), 1185-1198.
- [4] Soest, A. J. van & Bobbert, M. F. (1993). The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. *Biological Cybernetics*, 69(3), 195-204.
- [5] Bobbert, M. F. & Soest, A. J. van (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(8), 1012-1020.

- [6] 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.
- [7] Pandy, M. G., & Zajac, F. E. (1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of biomechanics*, 24(1), 1-10.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] Nagano, A., Komura, T. & Fukashiro, S. (2007). Optimal coordination of maximal-effort horizontal and vertical jump motions—a computer simulation study. *Biomedical Engineering Online*, 6(6), 20-8.
- [11] Prokopow, P. (2011). The effects of muscle strengthening on neuromusculo-skeletal dynamics in a squat jump: a simulation study. *Human Movement*, 12(4), 307-314.
- [12] Rodacki, A. L., Fowler, N. E. & Bennett, S. J. (2001). Multi-segment coordination: fatigue effects. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(7), 1157-1167.
- [13] Rodacki, A. L., Fowler, N. E. & Bennett, S. J. (2002). Vertical jump coordination: fatigue effects. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(1), 105-116.

- [14] Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), 1-12
- [15] Hodges, P. W. & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 101(6), 511-519.
- [16] Lee, S. S., de Boef Miara, M., Arnold, A. S., Biewener, A. A. & Wakeling, J. M. (2013). Recruitment of faster motor units is associated with greater rates of fascicle strain and rapid changes in muscle force during locomotion. *The Journal of experimental biology*, 216(2), 198-207.
- [17] Smith, J. L., Betts, B., Edgerton, V. R. & Zernicke, R. F. (1980). Rapid ankle extension during paw shakes: selective recruitment of fast ankle extensors. *Journal of Neurophysiology*, 43(3), 612-620.
- [18] Hodgson, J. A. (1983). The relationship between soleus and gastrocnemius muscle activity in conscious cats - a model for motor unit recruitment?. *The Journal of Physiology*, 337(1), 553-562.
- [19] von Tscharner, V. (2000). Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(6), 433-445.
- [20] Wakeling, J. M., Pascual, S. A., Nigg, B. M. & Tscharner, V. (2001a). Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. *European journal of applied physiology*, 86(1), 40-47.

- [21] Wakeling, J. M., Von Tscharnar, V., Nigg, B. M. & Stergiou, P. (2001b). Muscle activity in the leg is tuned in response to ground reaction forces. *Journal of Applied Physiology*, 91(3), 1307-1317.
- [22] Wakeling, J. M. (2009). Patterns of motor recruitment can be determined using surface EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 199-207.
- [23] Drost, G., Stegeman, D. F., van Engelen, B. G., & Zwarts, M. J. (2006). Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(6), 586-602.
- [24] Tsai, A. C., Hsieh, T. H., Luh, J. J. & Lin, T. T. (2014). A comparison of upper-limb motion pattern recognition using EMG signals during dynamic and isometric muscle contractions. *Biomedical Signal Processing and Control*, 11, 17-26.
- [25] Oppenheim, A. V., Willsky, A. S., & Nawab, S. H. (1998). Señales y sistemas. Pearson Educación.
- [26] Oppenheim, A. V., Schafer, R. W., & Buck, J. R. (1989). Discrete-time signal processing (Vol. 2). Englewood Cliffs: Prentice-hall.
- [27] Craiem, D., & Armentano, R. (2006). Análisis de sistemas lineales. Centro de Estudiantes de Ingeniería Tecnológica.
- [28] De Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P. & Xenakis, A. P. (1982a). Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *The Journal of Physiology*, 329(1), 113-128.
- [29] Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). Muscles alive. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*, 278, 126.

- [30] Reaz, M. B. I., Hussain, M. S. & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8(1), 11-35.
- [31] Konrad, P. (2005). The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological EMG. *Noraxon USA Inc.*, Scottsdale, Arizona, USA.
- [32] Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.
- [33] De Luca, C. J. Surface Electromyography: Detection and Recording. *Delsys Incorporated*, 2002.
- [34] De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M. & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of biomechanics*, 43(8), 1573-1579.
- [35] De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13, 135-163.
- [36] Staude, G., Flachenecker, C., Daumer, M. & Wolf, W. (2001). Onset Detection in Surface Electromyographic Signals: A Systematic Comparison of Methods. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2, 67-81.
- [37] Špulák, D., Čmejla, R., Bačáková, R., Kračmar, B., Satrapová, L. & Novotný, P. (2014). Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Computers in biology and medicine*, 47, 93-103.
- [38] Oskoei, M. A. & Hu, H. (2007). Myoelectric control systems—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2(4), 275-294.

- [39] Staude, G., & Wolf, W. (1999). Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals. *Medical Engineering & Physics*, 21(6), 449-467.
- [40] Di Fabio, R. P. (1987). Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. *Physical Therapy*, 67(1), 43-48.
- [41] Li, L., & Caldwell, G. E. (1998). Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology*, 85(3), 927-934.
- [42] Bonato, P., D'Alessio, T. & Knafitz, M. (1998). A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 45(3), 287-299.
- [43] Merlo, A., Farina, D. & Merletti, R. (2003). A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 50(3), 316-323.
- [44] Merletti, R., Sabbahi, M. A. & De Luca, C. J. (1984). Median frequency of the myoelectric signal. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 52(3), 258-265.
- [45] Davies, M. R. & Reisman, S. S. (1994). Time frequency analysis of the electromyogram during fatigue. In *Bioengineering Conference, 1994., Proceedings of the 1994 20th Annual Northeast* (pp. 93-95). IEEE.
- [46] Sparto, P. J., Parnianpour, M., Barria, E. A., & Jagadeesh, J. M. (2000). Wavelet and short-time Fourier transform analysis of electromyography

for detection of back muscle fatigue. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 8(3), 433-436.

- [47] Hannaford, B., & Lehman, S. (1986). Short time Fourier analysis of the electromyogram: fast movements and constant contraction. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, (12), 1173-1181.
- [48] Tsai, A. C., Luh, J. J. & Lin, T. T. (2015). A novel STFT-ranking feature of multi-channel EMG for motion pattern recognition. *Expert Systems with Applications*, 42(7), 3327-3341.
- [49] Wakeling, J. M., Kaya, M., Temple, G. K., Johnston, I. A. & Herzog, W. (2002). Determining patterns of motor recruitment during locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 205(3), 359-369.
- [50] Hodson-Tole, E. F. & Wakeling, J. M. (2007). Variations in motor unit recruitment patterns occur within and between muscles in the running rat (*Rattus norvegicus*). *Journal of Experimental Biology*, 210(13), 2333-2345.
- [51] Lee, S. S., de Boef Miara, M., Arnold, A. S., Biewener, A. A., & Wakeling, J. M. (2011). EMG analysis tuned for determining the timing and level of activation in different motor units. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 557-565.
- [52] Bosco, C., Luhtanen, P. & Komi, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 50(2), 273-282.
- [53] van Ingen Schenau, G. J., Boots, P. J. M., De Groot, G., Snackers, R. J., & Van Woensel, W. W. L. M. (1992). The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience*, 46(1), 197-207.

- [54] Pandy, M. G. (2001). Computer modeling and simulation of human movement. *Annual review of biomedical engineering*, 3(1), 245-273.
- [55] Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 126(843), 136-195.
- [56] Nagano, A. & Gerritsen, K. G. (2001). Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance-a computer simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 113-128.
- [57] Bobbert, M. F. & van Zandwijk, J. P. (1999). Sensitivity of vertical jumping performance to changes in muscle stimulation onset times: a simulation study. *Biological Cybernetics*, 81(2), 101-108.
- [58] Bobbert, M. F., Casius, L. R., & Kistemaker, D. A. (2013). Humans make near-optimal adjustments of control to initial body configuration in vertical squat jumping. *Neuroscience*, 237, 232-242.
- [59] Bobbert, M. F., Casius, L. R., Sijpkens, I. W. & Jaspers, R. T. (2008). Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. *Journal of Applied Physiology*, 105(5), 1428-1440.
- [60] Burke, R. E. (1981). Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. *Comprehensive Physiology*.
- [61] Wakeling, J. M., Lee, S. S., Arnold, A. S., de Boef Miara, M. & Biewener, A. A. (2012). A muscle's force depends on the recruitment patterns of its fibers. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(8), 1708-1720.

- [62] Faulkner, J. A., Claffin, D. R., & McCully, K. K. (1986). Power output of fast and slow fibers from human skeletal muscles. *Human muscle power*, 81-94.
- [63] Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of neurophysiology*, 28(3), 560-580.
- [64] Hodson-Tole, E. F., Pantall, A., Maas, H., Farrell, B., Gregor, R. J. & Prilutsky, B. I. (2012). Task-dependent activity of motor unit populations in feline ankle extensor muscles. *The Journal of experimental biology*, 215(21), 3711-3722.
- [65] Wakeling, J. M., Blake, O. M., Wong, I., Rana, M. & Lee, S. S. (2011). Movement mechanics as a determinate of muscle structure, recruitment and coordination. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 366(1570), 1554-1564.
- [66] Moritani, T., Muro, M., Kijima, A., Gaffney, F. A. & Parsons, D. (1985). Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: surface and intramuscular EMG responses during sustained maximal voluntary contraction. *Experimental neurology*, 88(3), 484-499. muscles. In: *Human Muscle Power* (eds N.L. Jones, N. McCartney & A.J. McComas), pp. 81–94. Human Kinetics, Illinois.
- [67] Gerdle, B., Henriksson - Larsen, K., Lorentzon, R., & Wretling, M. L. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiologica Scandinavica*, 142(4), 457-465.

- [68] Solomonow, M., Baten, C., Smit, J., Baratta, R., Hermens, H., D'Ambrosia, R. & Shoji, H. (1990). Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *Journal of Applied Physiology*, 68(3), 1177-1185.
- [69] Kupa, E. J., Roy, S. H., Kandarian, S. C. & De Luca, C. J. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology*, 79(1), 23-32.
- [70] Wakeling, J. M. & Rozitis, A. I. (2004). Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. *Journal of Experimental Biology*, 207(14), 2519-2528.
- [71] Wakeling, J. M., Uehli, K., & Rozitis, A. I. (2006). Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction. *Journal of The Royal Society Interface*, 3(9), 533-544.
- [72] Bosco, C., Iacovelli, M., Tsarpela, O., Cardinale, M., Bonifazi, M., Tihanyi, J., Viru, M., De Lorenzo, A & Viru, A. (2000). Hormonal responses to whole-body vibration in men. *European Journal of Applied Physiology*, 81(6), 449-454.
- [73] Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- [74] Dahmane, R., Djordjevič, S., & Smerdu, V. (2006). Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44(11), 999-1006.

- [75] Garrett, W. E., Califf, J. C., & Bassett, F. H. (1984). Histochemical correlates of hamstring injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 12(2), 98-103.
- [76] Gouzi, F., Maury, J., Molinari, N., Pomiès, P., Mercier, J., Prefaut, C. G., & Hayot, M. (2013). Reference values for vastus lateralis fiber size and type in healthy subjects over 40 years old: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Applied Physiology*.
- [77] Farina, D., Fosci, M., & Merletti, R. (2002). Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology*, 92(1), 235-247.
- [78] Hannaford, B., & Lehman, S. (1986). Short time Fourier analysis of the electromyogram: fast movements and constant contraction. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, (12), 1173-1181.
- [79] Karlsson, S., Yu, J., & Akay, M. (2000). Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 47(2), 228-238.
- [80] Ryan, E. D., Cramer, J. T., Egan, A. D., Hartman, M. J., & Herda, T. J. (2008). Time and frequency domain responses of the mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp contractions: a comparison of the short-time Fourier and continuous wavelet transforms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 54-67.
- [81] Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T., Coburn, J. W., & Malek, M. H. (2005). Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing

isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(2), 190-199.

- [82] Soest, A. J. van, Schwab, A. L., Bobbert, M. F., & van Ingen Schenau, G. J. (1993). The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 1-8.
- [83] Schenau, G. J. van. I. (1989). From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Human Movement Science*, 8(4), 301-337.
- [84] Hodgkin, A. L. (1954). A note on conduction velocity. *The Journal of Physiology*, 125(1), 221-224.
- [85] Hodson-Tole, E. F., & Wakeling, J. M. (2008). Motor unit recruitment patterns 2: the influence of myoelectric intensity and muscle fascicle strain rate. *Journal of Experimental Biology*, 211(12), 1893-1902.