

# Validación experimental de un modelo de músculo activado de forma artificial

F. Romero Sánchez<sup>1</sup>, F.J. Alonso Sánchez<sup>1</sup>, P.Luzio de Melo<sup>2</sup>, J. Cuadrado Aranda<sup>3</sup>, U. Lugrís Armesto<sup>3</sup>, J.M. Font-Llagunes<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Dpto. de Ingeniería Mecánica. Universidad de Extremadura. fromsan@unex.es

<sup>2</sup>Dpto. de Engenharia Mecânica. Universidade Técnica de Lisboa. paulo.de.melo@tecnico.ulisboa.pt

<sup>3</sup>Lab. de Ingeniería Mecánica. Universidad de La Coruña. javicuaud@cdf.udc.es

<sup>4</sup>Dpto. de Ingeniería Mecánica. Universitat Politècnica de Catalunya. josep.m.font@upc.edu

---

*La estimulación eléctrica funcional (EEF ó FES, Functional Electrical Stimulation) se ha utilizado desde los años 60 para asistir la bipedestación y la marcha de lesionados medulares. Esta técnica emplea estímulos eléctricos aplicados sobre nervios periféricos para producir la contracción involuntaria de músculos denervados, logrando asistir un movimiento funcionalmente útil. El empleo de FES presenta numerosas ventajas, sin embargo, su uso en solitario presenta algunos inconvenientes, entre ellos: aparición temprana de fatiga muscular y marcha errática con grandes sobreaceleraciones debido a la dificultad para controlar el par a nivel articular. Es pues indispensable para controlar adecuadamente el movimiento producido por la estimulación y simular efectos como la aparición de fatiga, disponer como paso previo de un modelo mecánico de músculo activado artificialmente que reproduzca con fidelidad el movimiento obtenido cuando la señal de estimulación aplicada es conocida. El propósito de este estudio es desarrollar y validar experimentalmente un modelo mecánico de músculo activado artificialmente basado en el modelo muscular de Hill. En comparación con el modelado de un músculo activado fisiológicamente, en el músculo activado artificialmente deben ser considerados un conjunto adicional de parámetros y dinámicas de comportamiento que condicionan los resultados de fuerza muscular obtenidos. Para validar el modelo se lleva a cabo el análisis dinámico inverso (ADI) del movimiento de extensión de rodilla, realizado en un banco de cuádriceps por un sujeto sano cuyos extensores de rodilla (cuádriceps y vasto femoral) son estimulados de forma superficial. El par motor en la rodilla estimado mediante el ADI del movimiento adquirido se utiliza para calcular los esfuerzos musculares, y con ellos, invirtiendo el modelo, el perfil de actuación que produce dicho movimiento. Los resultados se comparan con el perfil de FES aplicado al sujeto. Finalmente se lleva a cabo un ajuste de parámetros del modelo de forma que la bondad de los resultados obtenidos sea aceptable.*

---

## 1. Introducción

La estimulación eléctrica funcional (EEF ó FES) ha sido utilizada durante varias décadas como una técnica de rehabilitación para recuperar, total o parcialmente, la pérdida de funcionalidad motora en sujetos con discapacidad. Esta técnica utiliza estímulos eléctricos en nervios periféricos para producir contracciones de carácter involuntario para obtener un movimiento funcional. El trabajo de Liberson et al. [1] fue el primero en utilizar FES para restaurar la marcha de pacientes hemipléjicos o lesionados medulares en el año 1961. Desde entonces, esta técnica ha sido ampliamente desarrollada, encontrando aplicaciones en el agarre manual [2,3], soporte en pie [4] o pedaleo en rehabilitación [5] entre otros. La EEF también ha sido utilizada para mejorar los patrones de marcha en sujetos con discapacidad motora [6,7].

El uso de EEF para la asistencia de la marcha en lugar de los mecanismos de actuación tradicional, por ejemplo Lokomat, presenta numerosas ventajas para los pacientes con discapacidad motora: previene la atrofia muscular, reduce la espasticidad [8], mejora la circulación vascular y se ha demostrado que aporta beneficios psicológicos [9,10]. Sin embargo, el uso individual de este tipo de técnicas presenta numerosas desventajas, entre ellas la aparición temprana de fatiga muscular y el desarrollo de movimiento errático con grandes sobreaceleraciones debido a la dificultad de controlar el par articular [11-13]. En este sentido, las ortesis híbridas, que combinan ambos tipos de actuación (tradicional y mediante FES) suponen para los pacientes un gran avance ya que

permiten una mejor rehabilitación de la función motora perdida [14,15]. Para un correcto diseño de estos dispositivos y para prever la aparición de fatiga y controlar el movimiento resultante, la simulación se convierte en una herramienta de gran utilidad [16,17]. Para ello es indispensable disponer de un modelo mecánico de músculo activado artificialmente que permita reproducir con fidelidad el movimiento obtenido cuando la señal de estimulación es conocida. Por otra parte, los dispositivos comerciales de FES están diseñados para realizar un determinado programa de rehabilitación. Para el diseño de ortesis híbridas funcionales es imprescindible disponer de un modelo que permita obtener los parámetros de la señal de excitación a partir de un movimiento que se considere el adecuado para la rehabilitación o asistencia a la marcha del paciente. Este último punto es parte de los objetivos de un proyecto que están llevando a cabo los autores, cuyo fin es el diseño de una ortesis activa a nivel de rodilla, tobillo y pie [17], como dispositivo de ayuda a la marcha de personas con lesión medular donde el movimiento de extensión de la rodilla sea parcial o totalmente asistido mediante FES.

En este contexto, el propósito de este estudio es desarrollar y validar experimentalmente un modelo mecánico de músculo activado artificialmente basado en el modelo muscular de Hill [18]. En comparación con el modelado de un músculo activado fisiológicamente, en el músculo activado artificialmente deben ser considerados un conjunto adicional de parámetros y dinámicas de comportamiento que condicionan los resultados de fuerza muscular obtenidos. Para el caso de un músculo activado artificialmente, la dinámica de contracción descrita en [18] se mantiene, mientras que la dinámica de activación se modifica para tener en cuenta los parámetros de la señal de estimulación [19], regulada por su intensidad (en términos de amplitud de la señal o ancho de pulso) o frecuencia. En la literatura se encuentran modelos de músculo activado artificialmente que tienen en cuenta la amplitud o ancho de pulso [20], frecuencia [21] o una combinación de ambos [19]. Este trabajo utiliza el modelo de músculo presentado en [19] donde se emplea para predecir pares articulares a partir de un perfil de estimulación dado. En este trabajo se utiliza dicho modelo para estimar los parámetros de la señal de estimulación que producen un movimiento dado.

## 2. Métodos

En esta sección se describe la metodología utilizada para obtener los parámetros de la señal de FES a partir de una cinemática dada. Brevemente, a partir de un movimiento inducido por FES, se lleva a cabo un análisis dinámico inverso (ADI) para obtener los pares articulares y fuerzas de reacción en las articulaciones. Con estos valores, mediante técnicas de optimización es posible obtener los esfuerzos musculares y, a partir de ellos, los patrones de activación muscular. Por otra parte, a partir de la señal de FES que produce el movimiento, es posible obtener una historia de activaciones musculares. Una vez que ambas activaciones son comparadas y minimizada su diferencia, es posible calcular los parámetros de la señal de FES (amplitud, ancho de pulso o frecuencia) invirtiendo el modelo completo (figura 1 (a)).

### 2.1. Modelo Biomecánico. Análisis Dinámico Inverso

Para este trabajo se utilizó un modelo biomecánico 3D de la pierna compuesto por 3 sólidos rígidos unidos por pares de esféricos, cuya dinámica es descrita por las ecuaciones:

$$\begin{cases} \mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \Phi_{\mathbf{q}}^t \boldsymbol{\lambda} = \mathbf{Q} \\ \Phi(\mathbf{q}, t) = 0 \end{cases} \quad (1)$$

donde  $\mathbf{M}$  es la matriz de masas del sistema,  $\mathbf{q}$  es el vector de aceleraciones generalizadas,  $\Phi_{\mathbf{q}}^t \boldsymbol{\lambda}$  son las fuerzas generalizadas asociadas a los multiplicadores de Lagrange ( $\boldsymbol{\lambda}$ ) y  $\mathbf{Q}$  es el vector de fuerzas generalizadas. Por último  $\Phi$  es la matriz de restricciones del sistema y  $\Phi_{\mathbf{q}}$  la matriz Jacobiana de las ecuaciones de restricción.

Utilizando un enfoque basado en dinámica inversa, introduciendo datos antropométricos y cinemáticos en la Ec. (1), es posible estimar los pares motores y las fuerzas articulares resultantes. A continuación, utilizando algoritmos de optimización estática o dinámica, se pueden estimar los esfuerzos musculares. Por último, invirtiendo la dinámica de activación es posible obtener el perfil de activaciones que generó dicho movimiento. Estas dos últimas dinámicas serán descritas en detalle en la siguiente sección.

### 2.2. Modelo muscular

El comportamiento dinámico del tejido muscular activado fisiológicamente viene determinado por dos ecuaciones diferenciales en cascada. La primera de ellas es la dinámica de activación Ec. (2), que transforma el estímulo nervioso o excitación neuronal en una señal de activación muscular. La segunda de ellas es la dinámica de contracción Ec. (3), que transforma la señal de activación en fuerza. Ambas ecuaciones son descritas de la siguiente manera:

$$\dot{a}(t) = (u(t) - a(t)) \cdot (t_1 u(t) + t_2) \quad (2)$$

$$\frac{dF^m(t)}{dt} = h \cdot a(t), F^m(t), l^m(t), \dot{l}^m(t) \quad (3)$$

donde  $a(t)$  es la activación muscular,  $u(t)$  la señal de excitación,  $t_2 = 1/T_{fall}$  y  $t_1 = 1/(T_{rise} - t_2)$  son parámetros que dependen de las constantes de activación y desactivación  $T_{rise}$  y  $T_{fall}$  [22], y finalmente,  $F^m$ ,  $l^m$  y  $\dot{l}^m$  son la fuerza muscular, la longitud del elemento muscular y la velocidad de contracción del mismo, respectivamente.

En el caso de un músculo activado artificialmente (figura 1 (a)), la dinámica de contracción, siempre que no intervengan procesos de fatiga, no varía ya que los parámetros musculares se consideran los mismos que para el caso fisiológico. La dinámica de activación sí se espera que cambie ya que tiene que tener en cuenta los parámetros de excitación artificial al producirse dicha excitación en la neurona motora, no en el tejido muscular [10]. En la siguiente sección se detalla el proceso de activación artificial.

### 2.3. Dinámica de activación artificial

En un músculo activado por FES, la dinámica de activación puede ser dividida en una no-linealidad estática (relacionada con la frecuencia y la amplitud de la señal) y una dinámica lineal representada por una ecuación diferencial de segundo orden que relaciona la señal de FES con la activación. Esta separación ha sido utilizada ampliamente en modelos musculares activados por FES [23].

La no-linealidad estática modela la influencia de la intensidad (amplitud o ancho de pulso) o frecuencia de la señal de estimulación ( $U_{stim}$  y  $f_{stim}$  respectivamente). Por tanto la señal de excitación artificial se puede escribir como:

$$e(t) = S_u \cdot S_f \quad (4)$$

donde  $S_u$  y  $S_f$  son factores de escala para la amplitud y la frecuencia del estímulo. El primer parámetro representa una curva de reclutamiento isométrico dividida en tres regiones, descrito en [19]:

$$S_u = \begin{cases} 0 & U_{stim} < U_{tr} \\ \frac{U_{stim} - U_{tr}}{U_{sat} - U_{tr}} & \text{for } U_{tr} \leq U_{stim} \leq U_{sat} \\ 1 & U_{sat} < U_{stim} \end{cases} \quad (5)$$

El segundo parámetro se puede escribir como [21]:

$$S_f = \frac{a_1 - a_2}{1 + e^{(f_{stim} - f_0)/R}} + a_2 \quad (6)$$

Donde  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $R$  y  $f_0$  son términos constantes [19]. De hecho, asumiendo  $S_f = 0$  para  $f_{stim} = 0$ , y  $S_f = 1$  para frecuencia de fusión crítica ( $f = f_{CF}$ ) es posible obtener los valores de  $a_1$  y  $f_0$  como:

$$a_1 = -a_2 e^{-f_0/R} \quad (7)$$

$$f_0 = R \cdot \ln \left[ (a_2 - 1) \cdot e^{f_{CF}/R} - a_2 \right] \quad (8)$$

El parámetro  $a_2$  se puede determinar experimentalmente ya que se define como el ratio entre la fuerza máxima isométrica y la fuerza desarrollada a la frecuencia de estimulación  $f_{CF}$ , esto es,  $a_2 = F_{max}/F_{CF}$ . Watanabe et al. [21] determinaron que el parámetro  $R$  podía ser medido experimentalmente.

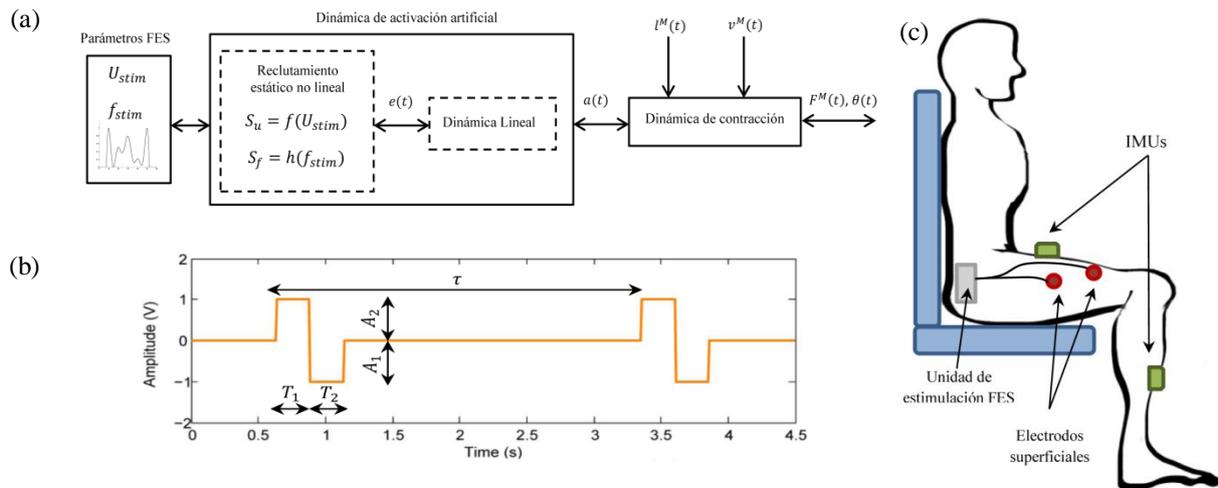
Atendiendo a la dinámica lineal, esta puede ser representada mediante una ecuación diferencial de segundo orden, tal y como se describe en [19]:

$$k_1 \cdot \ddot{a}(t) + k_2 \cdot \dot{a}(t) + a(t) = e(t) \quad (9)$$

donde  $k_1 = T_e \cdot T_{rise/fall}$  y  $k_2 = (T_{rise/fall} + T_e)$ , siendo  $T_{rise}$  y  $T_{fall}$  constantes temporales, como se describió anteriormente. El parámetro  $T_e$  es una constante temporal para el tiempo de excitación en un músculo estimulado artificialmente.

## 2.4. Dinámica de contracción

El modelo de Hill [18] es un modelo mecánico (cuasi-determinista, cuasi-empírico) que permite determinar las fuerzas que ejercen los músculos reproduciendo la dinámica de contracción muscular humana. Está compuesto por un elemento activo contráctil (CE) y dos elementos pasivos: uno en paralelo (PE) y otro en serie (SE), que representan las rigideces del tejido conectivo que envuelve el músculo y el tendón respectivamente. La fuerza que realiza la unidad músculo-tendón,  $F^m$ , depende del nivel de activación, y del comportamiento fisiológico del músculo, esto es, de la longitud muscular,  $l^m(t)$  y de su velocidad de contracción,  $v^m(t)$ , definidas por las curvas fuerza-longitud y fuerza-velocidad. Este trabajo utiliza el modelo de Thelen [24] implementado en el entorno de simulación OpenSim [25].



**Figura 1.** (a) Representación esquemática de las dinámicas del modelo muscular excitado por FES. (b) Parámetros de la señal de FES. (c) Montaje experimental.

## 3. Adquisición de datos

Las pruebas experimentales se realizaron sobre un varón sano (1.71m, 71.6 kg) en un banco de cuádriceps (ver figura 1 (c)). El sujeto no presentaba ningún historial de enfermedad neurológica.

### 3.1. Cinemática

La cinemática de la rodilla fue adquirida mediante unidades de medida inerciales (o IMUs por sus siglas en inglés) 3DM-GX2 de MicroStrain (Williston, VT). Estos IMUs combinan acelerómetros triaxiales, giroscopios y magnetómetros. Del mismo modo poseen un pequeño procesador para el filtrado y procesamiento de las señales. Uno de los sensores fue colocado en el muslo, alejado de la zona de estimulación para no impedir el acortamiento de fibras durante la estimulación con la correa de fijación. Otro sensor IMU fue colocado en la tibia. Ambos sensores fueron conectados a un equipo de adquisición mediante conexión USB. La frecuencia de adquisición fue 100 Hz. El software de adquisición para el sensor se desarrolló en Simulink®, permitiendo la medida directa del ángulo de la rodilla a través de los ángulos de Euler obtenidos mediante los IMUs.

### 3.2. Estimulación muscular

Como dispositivo de estimulación se utilizó el ISTIM Modular Stimulation System [26] desarrollado en el Instituto Superior Técnico de la Universidade Técnica de Lisboa. El grupo muscular estimulado fue el cuádriceps, mediante aplicación de electrodos en el recto anterior (RA) y vasto lateral y medial (VL y VM). La forma de onda producida por el estimulador es una onda cuadrada (figura 1 (b)). Este tipo de pulso es preferible frente a otros ya que el balance de cargas entre electrodos no produce efectos electrolíticos y, por tanto, el riesgo de daño disminuye en pruebas de larga duración [27]. Los valores de frecuencia varían de 1-200 Hz en pasos de

1 Hz, el ancho de pulso varía de 1 a 500  $\mu$ s en pasos de 2  $\mu$ s y por último la amplitud varía de 0-50 V (bajo una resistencia de 500  $\Omega$ ) en pasos de 0.5V.

#### 4. Procedimiento experimental

Una vez fueron colocados los electrodos, se realizaron diferentes ensayos para determinar los umbrales de excitación y saturación del sujeto ante los diferentes parámetros de la señal de excitación, esto es, amplitud frecuencia y ancho de pulso. Para ello se fijaron dos de estos parámetros en valores típicos de excitación [13] mientras se varía el tercer parámetro. La forma de onda utilizada fue modulada en amplitud, ya que el sujeto se siente más confortable con el uso de esta modulación. La onda portadora fue limitada a los valores dados por los umbrales para facilitar la inversión del modelo. Los tipos de onda utilizadas fueron Ruido Aleatorio Filtrado (FRN) con diferente grado de no-estacionariedad (tipos 1 y 2), y Senoidal (SIN). Este tipo de señales contienen suficiente rango de variación alcanzando multiples niveles distribuidos aleatoriamente a lo largo del ciclo. Se incluyó un periodo de 5 minutos entre ensayos para evitar la fatiga muscular del sujeto. Se realizaron 4 test diferentes en el sujeto antes de la aparición de fatiga.

El análisis de las señales fue realizado en MATLAB® ejecutado en un Intel® Core™ i5 CPU a 3.20GHz. Las señales cinemáticas fueron filtradas mediante Análisis de Espectro Singular (SSA) [28]. El ADI del movimiento, así como el cálculo de activaciones fue realizado en OpenSim [25].

#### 5. Resultados y Discusión

Las activaciones obtenidas mediante OpenSim pueden contener un cierto offset o estar sujetas a un cierto escalado dada la gran cantidad de parámetros que emplea esta aplicación. Para ajustar los parametros del modelo se propone un esquema de optimización por mínimos cuadrados:

$$\text{Min } J = \sum_{j=1}^n \left( a_{IDA} - \frac{a_{Model} - C_1}{C_2} \right)^2 \quad (10)$$

donde  $C_1$  y  $C_2$  son constantes. Una vez obtenidos estos parámetros es posible realizar la inversión del modelo ajustando previamente las activaciones obtenidas mediante OpenSim a la escala del modelo de FES.

Los parámetros de FES que producen el movimiento dado se obtienen de la siguiente manera: a partir del movimiento dado (en este caso inducido por FES), una vez filtrado con SSA el ángulo de flexo-extensión de rodilla medido, se realiza un ADI en OpenSim y una optimización estática para obtener el perfil de activaciones que producen el movimiento adquirido. A continuación, teniendo en cuenta la modulación de la señal empleada se fijan los otros dos parámetros de la señal de FES y se invierte, en primer lugar la dinámica lineal para obtener  $e(t)$ , y después las no linealidades estáticas descritas anteriormente, teniendo en cuenta que si la señal original está modulada en amplitud (o ancho de pulso) el término  $S_f$  permanecerá constante. En este trabajo se utilizó modulación en amplitud mientras que el valor de frecuencia se mantuvo fijo a 30 Hz. La selección del método de modulación depende del sujeto y de las características del dispositivo de electroestimulación: el ancho de pulso es más fácilmente controlable que el resto, mientras que con la frecuencia se consiguen valores más elevados de par.

En la figura 2 se observan los resultados obtenidos. En línea discontinua se muestra la señal original, mientras que la estimación obtenida aparece en línea continua. Para la evaluación de los resultados se utilizaron los estimadores de error RMSE y NRMSE, cuyos valores se encuentran recogidos en la tabla 1. Como puede observarse, los mejores resultados se obtienen para la señal  $FRN_2$  y  $SIN_{Normal}$ , correspondientes a señales que poseen variabilidad suficiente pero sin cambios bruscos en la forma de onda. Estos resultados pueden ser aplicados a la marcha humana ya que las variaciones observadas en el ángulo de la rodilla no son tan rápidas y por tanto la estimación se aproximaría mejor a la realidad. En relación al error, las señales muestran consistencia entre ensayos, lo que indica la robustez de la metodología.

Los resultados muestran que el modelo puede ser utilizado para obtener una estimación de los parámetros de FES para conseguir realizar un movimiento dado. Este hecho puede ser útil para el especialista para diseñar correctamente el programa de rehabilitación para un sujeto determinado. Además, el modelo tiene en cuenta la fisiología del proceso de electroestimulación funcional, ya que no se utilizan cajas negras en la estimación de los parámetros. Otra característica importante de este modelo es que puede ser utilizado también en dinámica directa. En concreto, la predicción del movimiento producido por FES puede constituir una herramienta importante en la optimización de la actuación coordinada FES-motor en ortesis híbrid.

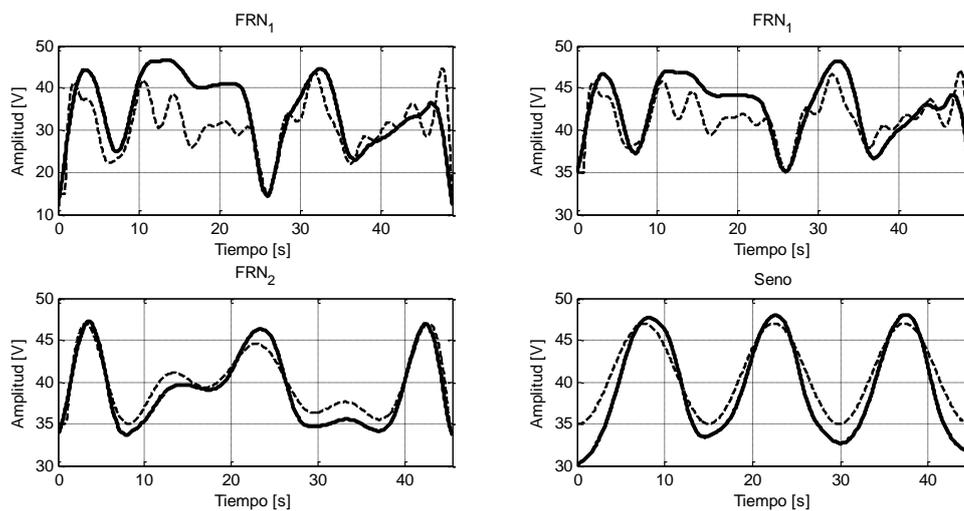
Por último, es necesario comentar algunas desventajas de esta metodología. En el proceso propuesto, dos parámetros de la estimulación permanecen constantes mientras sólo uno varía a lo largo del tiempo. Esto puede suponer un problema en algunas aplicaciones, ya que el par producido puede ser insuficiente para realizar un movimiento concreto [29]. Otra desventaja del método es la alta dependencia de valores fisiológicos de la literatura, ya que muchos de ellos no pueden ser medidos *in vivo*, lo que conlleva una incertidumbre en los resultados obtenidos. Por último, en la figura 3 se muestran las divergencias obtenidas al invertir el modelo en presencia de fatiga muscular. Estas variaciones no son contempladas por el modelo, y serán incluidas en posteriores estudios.

## 6. Conclusiones

En este trabajo se ha presentado un método para obtener los parámetros de estimulación FES que producen un movimiento dado. La metodología propuesta aquí está basada en el ADI del movimiento y en la inversión de la dinámica de activación del músculo excitado artificialmente, siendo útil para el diseño de programas de rehabilitación para coseguir un patrón de movimiento deseado. Del mismo modo, si el objetivo es simular el movimiento a partir de los parámetros de estimulación, se pueden utilizar las mismas dinámicas de activación y contracción para predecir el movimiento actuado por FES y mejorar el diseño de ortesis híbridas de ayuda a la marcha.

## 7. Agradecimientos

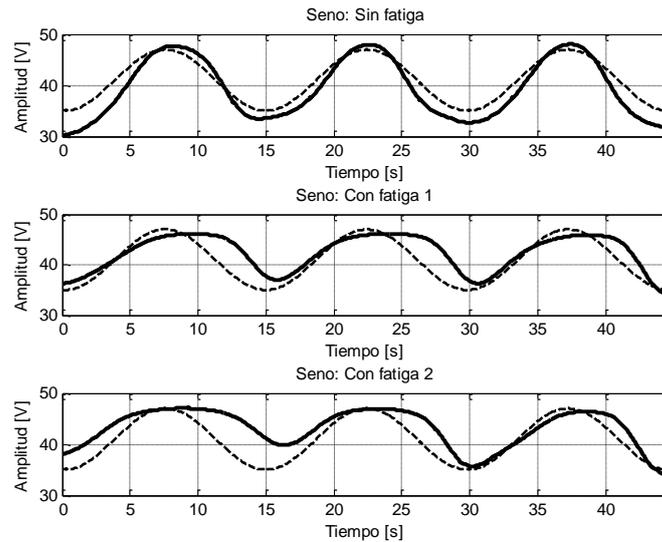
Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad y a los FEDER la financiación de este trabajo a través del proyecto coordinado DPI2012-38331-C03.



**Figura 2.** Comparativa de la señal original (línea a trazos) con la señal invertida a través del modelo (línea continua) para las señales utilizadas: FRN con diferente grado de no-estacionariedad (FRN<sub>1</sub> y FRN<sub>2</sub>), y senoidal (SIN).

**Tabla 1:** Indicadores de error (RMSE y NRMSE) para las señales utilizadas. El superíndice indica el número de test y el subíndice el tipo de señal (normal y lenta para FRN, con fatiga y sin fatiga para el tipo SIN)

Señal	RMSE (V)	NRMSE (%)
FRN <sub>1</sub> <sup>1</sup>	7,0532	20,3988
FRN <sub>1</sub> <sup>2</sup>	2,3813	18,0414
FRN <sub>2</sub>	1,3624	9,9858
SIN <sub>Normal</sub>	2,3941	13,4194
SIN <sub>Fatiga</sub> <sup>1</sup>	2,6142	21,5900
SIN <sub>Fatiga</sub> <sup>2</sup>	3,1887	24,6423



**Figura 3.** Efectos de la fatiga muscular en la inversión del modelo. Línea a trazos: señal original. Línea continua: señal invertida.

## 8. Referencias

- [1] M. R. Popovic, T. A. Thrasher, V. Zivanovic, J. Takaki, V. Hajek, Neuroprosthesis for retraining reaching and grasping functions in severe hemiplegic patients, *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface* 8:1, (2005), 58.
- [2] M. M. Adamczyk, P. E. Crago, Simulated feedforward neural network coordination of hand grasp and wrist angle in a neuroprosthesis, *IEEE transactions on Rehabilitation Engineering* 8:3, (2000), 297-304.
- [3] Z. Matjacic, T. Bajd, Arm-free paraplegic standing. Part I: Control model synthesis and simulation, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 6:2, (1998), 125-138.
- [4] N. Donaldson, T. Perkins, R. Fitzwater, D. Wood, F. Middleton, Fes cycling may promote recovery of leg function after incomplete spinal cord injury, *Spinal Cord* 38:1,1 (2000), 680-682.
- [5] A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, Enhancement of gait restoration in spinal injured patients by functional electrical stimulation, *Clinical orthopaedics and related research* 233, (1988), 34-4.
- [6] T. A. Thrasher, M. R. Popovic, Functional electrical stimulation of walking: function, exercise and rehabilitation, *Annales de réadaptation et de médecine physique* 51:6, (2008), 452-60.
- [7] M. M. Mirbagheri, M. Ladouceur, H. Barbeau, R. E. Kearney, The effects of long-term fes-assisted walking on intrinsic and reflex dynamic stiffness in spastic spinal-cord-injured subjects, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 10:4, (2002), 280-289.
- [8] T. W. J. Janssen, R. Glaser, D. B. M. Shuster, Clinical efficacy of electrical stimulation exercise training: effects on health, fitness, and function, *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 3 (3).
- [9] M. B. Popovic, D. B. Popovic, T. Sinkjaer, A. Stefanovic, L. Schwirtlich, Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects, *Journal of Rehabilitation Research & Development* 40, 5.
- [10] C. L. Lynch, M. R. Popovic, Functional electrical stimulation, *Control Systems, IEEE* 28:2, (2008), 40-50.
- [11] J. Hausdorff, W. Durfee. Open-loop position control of the knee joint using electrical stimulation of the quadriceps and hamstrings. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 29 (1991), 269-280.
- [12] S. Gharooni, B. Heller, M.O. Tokhi. A new hybrid spring brake orthosis for controlling hip and knee flexion in the swing phase. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, 9 (2001) 106-107.
- [13] C.L. Lynch, G.M. Graham, M.R Popovic. A generic model of real-world non-ideal behaviour of FES-induced muscle contractions: Simulation tool. *Journal of Neural Eng.*, 8 (2011) 1-10

- [14] M. Goldfarb, K. Korkowski, B. Harrold, W. Durfee, Preliminary evaluation of a controlled-brake orthosis for fes-aided gait, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11:3, (2003), 241-248.
- [15] P. J. Greene, M. H. Granat, A knee and ankle exing hybrid orthosis for paraplegic ambulation, *Medical Engineering & Physics* 25-7 (2003), 539-545.
- [16] J. Alonso, F. Romero, R. Pàmies-Vilà, U. Lúgrís, J. M. Font-Llagunes, A simple approach to estimate muscle forces and orthosis actuation in powered assisted walking of spinal cord-injured subjects *Multibody System Dynamics*, 28, 2012, 109-124
- [17] J. M. Font-Llagunes, R. Pàmies-Vilà, J. Alonso, U. Lúgrís, Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject, *Procedia IUTAM*, 2, (2011), 68-81.
- [18] F. Zajac, Muscle and tendon: Properties, models, scaling and applications to biomechanics and motor control, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17, (1989), 359-411.
- [19] M. Gföhler, T. Angeli, P. Lugner, Modeling of artifically activated muscle and application to FES cycling, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 4:1, (2004), 77-92.
- [20] A. Trnkoczy, T. Bajd, M. Malezic, A dynamic model of the ankle joint under functional electrical stimulation in free movement and isometric conditions, *Journal of Biomechanics*, 9:8, (1976), 509-519.
- [21] T. Watanabe, R. Futami, N. Hoshimiya, Y. Handa, An approach to a muscle model with a stimulus frequency-force relationship for FES applications, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 7:1 (1999), 12-18.
- [22] A. Nagano, K. G. M. Gerritsen, Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance - a computer simulation study, *Journal of Applied Biomechanics* 17:2, (2001) 113-128.
- [23] W. K. Durfee, K. E. MACLean, Methods for estimating isometric recruitment curves of electrically stimulated muscle, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 36:7, (1989) 654-667.
- [24] D. G. Thelen, Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults, *Journal of Biomechanical Engineering* 125:1, (2003) 70-77.
- [25] S. Delp, F. Anderson, A. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. John, E. Guendelman, D. Thelen, Opensim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54-11, (2007), 1940-1950.
- [26] P. L. Melo, M. T. Silva, J. M. Martins, D. J. Newman, Control of a Musculoskeletal Model of the Human Ankle Joint through Functional Electrical Stimulation, in: J. C. Samin, P. Fisette (Eds.), *Multibody Dynamics 2011, Eccomas Thematic Conference*, (2011).
- [27] V. J. Robertson, A. Ward, J. Low, A. Reed, *Electrotherapy explained: principles and practice*, Elsevier Health Sciences, (2006).
- [28] Alonso, F. Tratamiento de señales cinemáticas y de tejido blando en el análisis dinámico inverso de modelos biomecánicos esqueléticos Universidad de Extremadura, 2005.
- [29] S. Carroll, R. Triolo, H. Chizeck, R. Kobetic, E. Marsolais, Tetanic responses of electrically stimulated paralyzed muscle at varying interpulse intervals, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 36:7, (1989), 644-653.