

---

**Electromiografía de  
alta resolución para la  
determinación del patrón  
muscular en pacientes con  
lesión medular incompleta**

---

**Miguel Ángel Mañanas Villanueva**  
**Mónica Rojas Martínez**  
**Joan Francesc Alonso López**

**Ayudas a la investigación 2012**

**FUNDACIÓN MAPFRE**

## **Equipo de trabajo:**

**Investigador Principal:**  
**Miguel Ángel Mañanas Villanueva**

**Equipo investigador:**  
**Mónica Rojas Martínez**  
**Joan Francesc Alonso López**

## AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al personal médico del Institut Guttmann, por su colaboración en el registro de las señales HD-SEMG, en especial al Dr. J. Medina y U. Costa. En igual medida, agradecemos sinceramente a los pacientes del mismo instituto por su colaboración y disposición para el estudio.

## AUTORES

### **Miguel Ángel Mañanas Villanueva**

Recibió la titulación de Ingeniero de Telecomunicación por la E. T. S. I. de Telecomunicación de Barcelona de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) en 1996 y el título de Doctor Ingeniero de Telecomunicación, Programa de Doctorado en Ingeniería Biomédica por la UPC en 1999. Actualmente es Profesor Titular del Depto. de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial de la UPC y es director del grupo BIOART (BIOsignal Analysis for Rehabilitation and Therapy) del Centre de Recerca en Enginyeria Biomedica. Sus áreas de investigación incluyen el procesado y análisis de biopotenciales y el modelado y simulación de sistemas biomédicos, específicamente en la estimación espectral, algoritmos adaptativos, control óptimo, representaciones tiempo-frecuencia, análisis de componentes independientes, y las técnicas no lineales aplicados a EMG, MMG, EEG / MEG y señales respiratorias. Contacto: miguel.angel.mananas@upc.edu, tel. 934016974.

### **Mónica Rojas Martínez**

Recibió el título de Ingeniera Eléctrica por la Universidad de Los Andes de Bogotá, Colombia en 1999 y el de Doctora en Ingeniería Biomédica por la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC). Actualmente es investigadora del Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN) del Instituto Carlos III. Sus líneas de interés incluyen el registro, procesado y análisis de señales multicanal de electromiografía de superficie y su aplicación en el campo de rehabilitación de patologías del sistema neuromuscular. Contacto: monica.rojas@upc.edu, tel. 934016974.

### **Joan Francesc Alonso López**

Recibió la titulación de Ingeniero de Telecomunicación por la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) en 2002 y los títulos de Master y Doctorado en Ingeniería Biomédica por la misma Universidad en 2004 y 2011 respectivamente. En la actualidad se desempeña como Investigador Posdoctoral en el Depto. de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial de la UPC. Sus líneas de investigación incluyen el análisis de la interacción de la actividad muscular mediante el análisis de señales miográficas para la evaluación de patologías y el estudio de la interacción entre regiones cerebrales para la evaluación del efecto farmacológico sobre las señales electro y magnetoencefalográficas, así como el diagnóstico de enfermedades neurológicas y neurodegenerativas. Contacto: Joan.Francesc.Alonso@upc.edu, tel 934016974.

# Índice

|                                   | Página |
|-----------------------------------|--------|
| 1. RESUMEN .....                  | 5      |
| 2. INTRODUCCIÓN .....             | 5      |
| 3. METODOLOGÍA.....               | 5      |
| 4. RESULTADOS.....                | 8      |
| 5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES ..... | 12     |
| 6. REFERENCIAS .....              | 12     |

## 1. RESUMEN

La actividad neuromuscular puede ser monitorizada por medio de señales de electromiografía detectadas sobre la superficie de la piel, permitiendo realizar un seguimiento de las estrategias del cerebro para el control de los movimientos. Dicha información puede ser utilizada para la evaluación cuantitativa de la rehabilitación de pacientes con lesión medular incompleta, mediante la correcta identificación del patrón muscular.

En ese estudio se hace una exploración de dicho patrón haciendo uso de la electromiografía de alta resolución que permite evaluar una mayor porción del volumen conductor del músculo y por tanto una evaluación global de la actividad muscular. Se obtuvieron resultados prometedores en la identificación de los movimientos asociados a los grados de libertad del codo. Futuros estudios considerarán la distribución espacial de los potenciales de acción de la unidad motora para la identificación automática de dichos movimientos.

The neuromuscular activity can be monitored via electromyography signals detected on the surface of the skin, allowing tracking brain strategies for the control of movements. Such information can be used for quantitative assessment of rehabilitation therapies in patients with incomplete spinal cord injury, through proper identification of muscle pattern.

## 2. INTRODUCCIÓN

Numerosos investigadores utilizan la sEMG para cuantificar la actividad neuromuscular en sujetos sanos [1], deportistas [2], adultos mayores [9] y personas con patologías neuromusculares [3], [4] during and after fatigue were: (1. Por otra parte, dichas señales se ha utilizado para el control de prótesis, ortosis (exoesqueletos) y otro tipo de dispositivos [5]–[7]. Debido a la relación uno-a-uno entre las descargas de las motoneuronas y la generación de potenciales de acción sobre las fibras musculares inervadas, los impulsos nerviosos se pueden observar indirectamente sobre los potenciales eléctricos registrados por la señal electromiográfica. Por último, la sEMG, por tratarse de una técnica no invasiva, facilita no solo el seguimiento de las terapias de rehabilitación sino que sirve para proponer nuevas terapias basadas en evidencias cuantitativas de la condición muscular [8]–[10].

El éxito de la terapia de rehabilitación en individuos con lesión medular incompleta (LMI) depende tanto de la fuerza re-adquirida como de la afinación en el control del movimiento [9]. Dichos individuos a menudo no son capaces de iniciar el movimiento o de completarlo en un amplio rango angular aunque pueden mantenerlo en ciertos puntos donde existe una ventaja mecánica (por

ejemplo, a favor de la fuerza gravedad). Por tanto, es de interés el análisis del patrón muscular con el fin de potenciar aquellos músculos que necesiten una mayor intervención, o con el fin de corregir patrones que bloqueen el movimiento de la articulación.

Los objetivos principales de este estudio son dos: uno básico que consiste en evaluar la posibilidad de obtener EMG de forma no invasiva en músculos de la extremidad superior con suficiente calidad para conseguir información relevante a niveles bajos/medios de contracción en pacientes con LMI. El segundo es determinar patrones musculares en ejercicios asociados a los grados de libertad del codo en pacientes con LMI. Para ello se desarrollará una metodología enfocada a la identificación de dicho patrón, basándose en la información aportada por un conjunto de características extraídas de la representación topográfica de la activación muscular, obtenida con señales multicanal HD-sEMG. La identificación se hará mediante un método de clasificación estadístico que permitirá diferenciar automáticamente cuatro tipos de ejercicio isométricos: flexión y extensión del codo y supinación y pronación del antebrazo.

Se pretende estudiar la viabilidad de la metodología propuesta de manera que los resultados del análisis sean útiles para conocer información específica de la activación de cada músculo y de las estrategias de control del sistema nervioso central para la activación de un subconjunto muscular asociado a los movimientos de interés. Dicha información podrá ser utilizada a en un futuro para la evaluación de cuantitativa de terapias de rehabilitación enfocadas a la reeducación del movimiento de la extremidad superior y a más largo plazo, la posibilidad de utilizar la información para controlar brazos robóticos o exoesqueletos durante la rehabilitación activa de pacientes en donde se requiera la identificación de la intención movimiento..

Debido al grado de la lesión de los sujetos en estudio, la identificación del patrón muscular es compleja y por tanto el alcance de este estudio se limita a una primera aproximación de dicho patrón.

## 3. METODOLOGÍA

### PROTOCOLO DE EXPERIMENTACIÓN

El patrón muscular en contracciones isométricas de flexión, extensión, supinación y pronación del antebrazo fue evaluado a través de señales HD-sEMG obtenidas sobre los músculos Bíceps, Tríceps, Anconeos, Brachioradialis y Pronator Teres. Tres matrices de electrodos fueron utilizadas para este propósito (figura 1): dos de 72 canales distribuidos en 6 filas y 12 columnas con una distancia de separación entre electrodos de 1 cm en cada eje para el Tríceps (A1, figura 1) y el Tríceps (A2) y una de

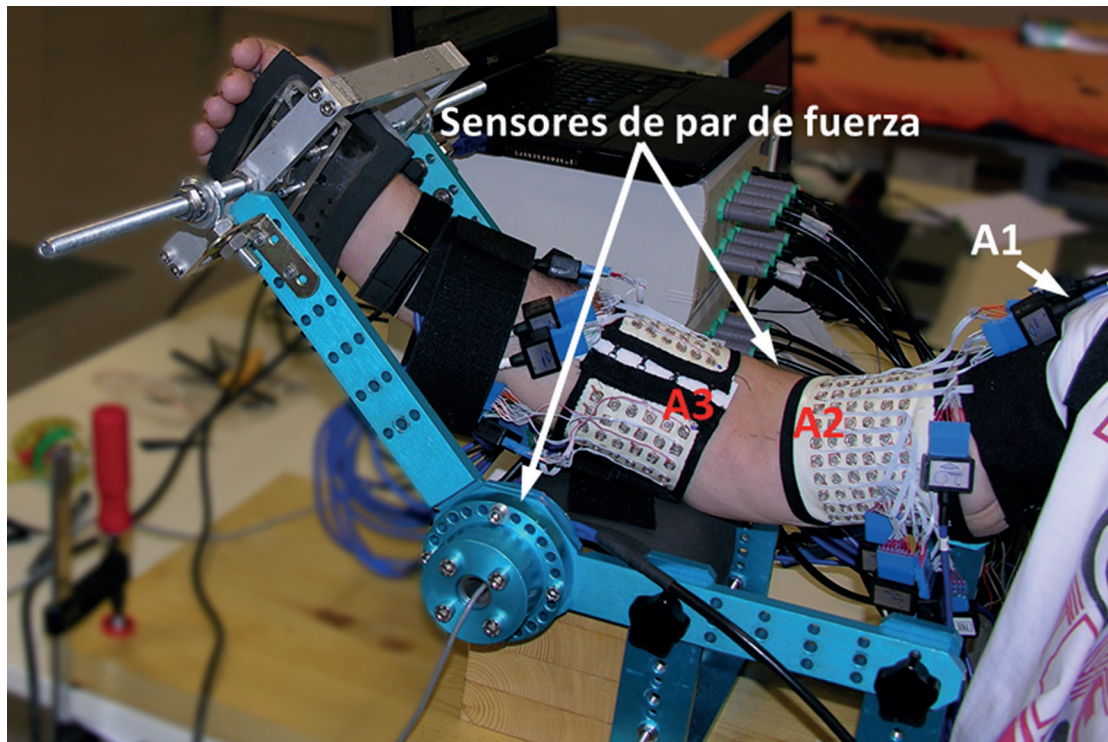


Figura 1. Localización de las matrices de electrodos (A1-A3) durante el protocolo de experimentación y realimentación visual del nivel de esfuerzo

6 filas x 16 columnas con la misma distancia de separación para los tres músculos del antebrazo (A3). Las señales fueron adquiridas en configuración monopolar mediante dos amplificadores EMG de 128 canales cada uno (EMG-USB 128, Ottino Bioelettronica, frecuencia de muestreo 2048 Hz, 3dB ancho de banda 10-750 Hz), sincronizados mediante una señal común. Con el fin de conseguir contracciones isométricas, se utilizó un sistema compuesto por un brazo mecánico con dos sensores de par de fuerza para proporcionar la realimentación del nivel de fuerza ejercido (figura 1).

Las contracciones fueron realizadas al 50% de la máxima contracción voluntaria. Las señales de par de fuerza fueron muestreadas a una frecuencia de 30 Hz y almacenadas para su posterior sincronización y análisis junto con las señales HD-sEMG.

Tres mujeres y un hombre con LMI participaron en el estudio ( $43.3 \pm 19.7$  años, altura  $168 \pm 12.8$  cm, peso  $77.3 \pm 9.6$  kg). Las características de la lesión se resumen en la (tabla 1).

#### ACTIVACIÓN A NIVEL DE FUERZA CONSTANTE

Durante el experimento se observó que los pacientes tenían dificultad para mantener un par de fuerza constante durante la duración total de la contracción, por lo que para la evaluación de las señales HD-sEMG fue necesario seleccionar un segmento temporal donde la fuerza en el rango del objetivo deseado (50% MCV) con el fin de evitar la activación/desactivación de distintas unidades motoras en un mismo segmento de análisis.

Para este objetivo, se evaluó a señal de par de fuerza con una ventana móvil de 1 segundo de duración y se aceptaron como válidos aquellos segmentos donde la señal se mantiene en el rango establecido (40-60% MCV). Con el fin de descartar segmentos con variaciones de baja amplitud y corta duración, se filtró la señal de par con un filtro de media móvil de orden variable según la Ec. 1

$$x_n = \frac{x_{n+\frac{N-1}{2}} \dots + x_{n+1} + x_n + x_{n-1} + \dots + x_{n-\frac{N-1}{2}}}{N} \quad (1)$$

Tabla 1. Características de los sujetos incluidos en el estudio

| Sujeto | Edad (años) | Nivel de la Lesión | ASIA | Tiempo desde la lesión (meses) |
|--------|-------------|--------------------|------|--------------------------------|
| 1      | 62          | C4                 | D    | 4                              |
| 2      | 17          | C3                 | D    | 6                              |
| 3      | 40          | C6                 | D    | 51                             |
| 4      | 54          | C4                 | D    | 6                              |

Donde  $x$  representa la señal de par,  $n$  son los instantes temporales y  $N = [5, 11, 15, 21, 25, 31]$  es el orden de filtro que fue escogido en función de la variabilidad de la señal de par.

### Filtrado de la red eléctrica

Dadas las condiciones de registro (señales monopares), la interferencia de la red eléctrica (50 Hz) sobre las señales adquiridas fue previamente cuantificada a través de la potencia relativa a 50Hz y sus armónicos respecto de la potencia total de la señal (20-350Hz) ( $P_{rel}$ ). Dicho índice mostró una alta interferencia de red eléctrica (promedio = 0.4, desv. est.= 0.1, max = 0.9) en las señales registradas y por lo tanto se decidió hacer un filtrado para evitar interpretaciones erróneas de los resultados.

Para este fin se utilizó un filtro adaptativo [11] con ganancia ajustada siguiendo la función descrita en la Ec. 2,

$$\mu = (0.165 P_{rel} + 0.01) \times u(P_{rel} - 0.4) \quad (2)$$

donde  $\mu$  es la ganancia del filtro,  $u$  es el escalón unitario y  $P_{rel}$  es la potencia relativa de los armónicos de 50 Hz respecto del total del espectro de la señal. Cabe notar que  $P_{rel}$  está definida en el intervalo  $[0, 1]$ , donde 0 representa una interferencia nula y 1 representa una alta contaminación. El punto de corte en el escalón unitario  $u$  fue definido basándose en los datos registrados. Se prefirió un filtro adaptativo sobre un notch ya que las componentes de la red eléctrica están dentro del ancho de banda de la señal EMG.

### MAPAS DE ACTIVACIÓN MUSCULAR

Las señales HD-EMG pueden ser representadas como una superficie topográfica en las coordenadas  $x$  (columnas) e  $y$  (filas) de la matriz de electrodos (A1-A3 en la figura 1) y la intensidad ( $I_{xy}$ ) representa el nivel de activación de las unidades motoras en la vecindad del electrodo  $[x, y]$ . Por tanto, el conjunto de señales con mayor amplitud representarán el grupo de electrodos donde se detecta una mayor actividad electromiográfica. La intensidad  $I_{xy}$  de cada canal en el registro HD-sEMG se define en la Ec. 3:

$$I_{x,y} = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M RMS(C_{xy}) \quad (3)$$

Donde  $C$  representa un canal de la matriz de electrodos situado en la fila  $y$  y la columna  $x$ . El valor  $I_{xy}$  para ese canal se calcula como el promedio del valor RMS en un total de  $M$  épocas no solapadas de 500ms donde la fuerza se mantiene constante. El número total de épocas elegido fue de 6 ( $M=6$ ) representando un total de 3 segundos. Por tanto la Ec. 3 define un *mapa* o imagen de 3D, dos en el espacio y una en intensidad

Las señales HD-sEMG fueron previamente inspeccionadas para detectar y posteriormente interpolar artefactos

debidos a movimiento o mala calidad de las señales siguiendo el algoritmo propuesto en [12]. Adicionalmente, los mapas fueron segmentados para encontrar el área de mayor activación en cada caso mediante una transformación h-dome [13]. La segmentación se realizó a partir del mapa correspondiente al ejercicio asociado a la función principal de cada músculo [14]: tríceps y antecóneo en extensión, bíceps y brachioradialis en flexión y pronator teres en pronación. Dicha segmentación fue la considerada para los demás ejercicios independientemente de si un músculo dado se encuentra activo o no.

### ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Con el fin de determinar la capacidad de los mapas de activación en la discriminación entre diferentes tipos de ejercicio, se realizó un análisis discriminante a partir del valor medio de intensidad de la zona segmentada (Ec. 4)

$$I_{medio} = \left( \frac{1}{N} \sum_x \sum_y I_{xy} \right) \quad (4)$$

donde  $I_{x,y}$  son los píxeles segmentados en las posiciones  $x$  e  $y$  (columnas y filas de la matriz respectivamente) y  $N$  es el número total de píxeles (i.e. canales) después de la segmentación. **Imedio** fue obtenido para cada uno de los cinco músculos del análisis (tríceps, bíceps, brachioradialis, antecóneo y pronator teres.).

Adicionalmente, se realizó una clasificación en tipo de ejercicio en flexión, extensión, supinación o pronación, a partir de las funciones obtenidas en el análisis discriminante. El rendimiento de la clasificación se obtuvo a partir de la exactitud, sensibilidad, precisión y especificidad (Ec. 5):

$$\begin{aligned} \text{Sensibilidad} &= \frac{VP}{VP + FN} \\ \text{Especificidad} &= \frac{VN}{VN + FP} \\ \text{Exactitud} &= \frac{VP + VN}{VP + VN + FN + FP} \\ \text{Precisión} &= \frac{VP}{VP + FP} \end{aligned} \quad (5)$$

donde VP es el número de casos bien clasificados en cada una de las clases (i.e. ejercicios), FN es el número de casos etiquetados como de una clase dada cuando no lo eran, FP el número de casos pertenecientes a una clase dada y que no fueron etiquetados como tal y VN en el número total de casos que no son de una clase dada y que no fueron clasificados como tal.

Debido a que algunos autores en la literatura consideran que la relación entre la amplitud de la EMG y la fuerza desarrollada no sigue una relación lineal [15] se propone en este análisis comparar la discriminación obtenida con una escala logarítmica de *Imedio* contra la obtenida en una escala lineal, a pesar de que el nivel de fuerza exigido es igual para todos los sujetos y todos los tipos de ejercicio (50% MCV).

## 4. RESULTADOS

### FILTRADO ADAPTATIVO

La figura 2 muestra un ejemplo correspondiente a una señal con alta interferencia de la red eléctrica (en negro). Se puede observar que un filtro notch altera sustancialmente el espectro de la señal (figura 2, derecha, en verde) mientras que el filtro adaptativo (en azul) consigue eliminar la interferencia sin afectar significativamente las componentes frecuenciales de la señal original (negro).

La (tabla 2) se muestra el índice  $P_{rel}$  (Potencia relativa en los armónicos de 50 Hz respecto de la potencia en el ancho de banda de la señal) antes y después de filtrar con el filtro adaptativo. Nótese que tanto el promedio como la desviación estándar disminuyen sensiblemente después del filtrado, así como los percentiles y la mediana de los datos. Finalmente, la (figura 3) muestra el efecto del filtrado en un conjunto de señales HD-sEMG correspondientes a la matriz A2 (bíceps). Nótese el cambio en las señales temporales después del (figura 3 izquierda, arriba y abajo) y la disminución de la intensidad en los

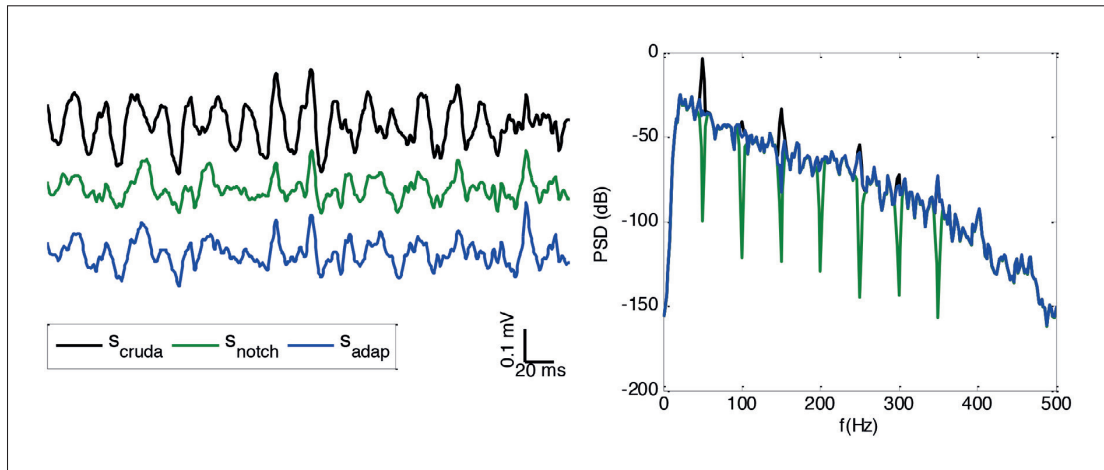


Figura 2. Señal cruda (negro) contaminada por interferencia de red eléctrica filtrada con un filtro notch (verde) y con el filtro adaptativo (azul). Se puede observar la señal en el dominio temporal (izquierda) y en el frecuencial (derecha)

Tabla 2.  $P_{rel}$  pre y post filtrado adaptativo para el total de las señales de los 4 sujetos en el estudio

| Prel | Promedio | Desv. Est. | Máximo | Mínimo | Mediana | Percentil25 | Percentil75 |
|------|----------|------------|--------|--------|---------|-------------|-------------|
| Pre  | 0.38     | 0.13       | 0.94   | 0.14   | 0.26    | 0.22        | 0.44        |
| Post | 0.20     | 0.03       | 0.80   | 0.11   | 0.19    | 0.18        | 0.21        |

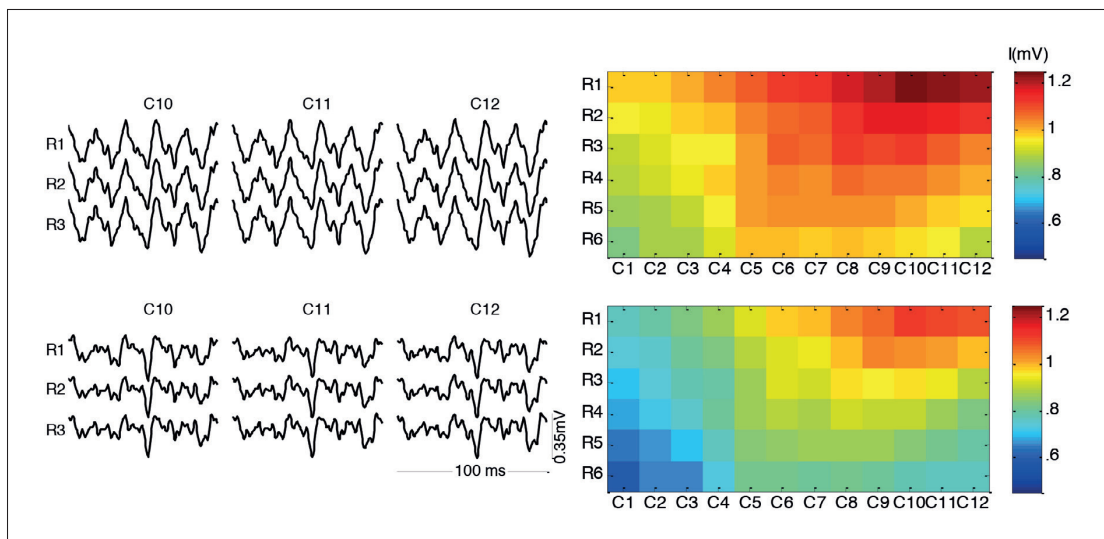


Figura 3. Efecto del filtrado de la red eléctrica en señales del bíceps en flexión al 50% MCV. Arriba, pre-filtrado. Abajo, post-filtrado. Izquierda, señales temporales correspondientes a las columnas 10-12 y las filas 1-3. Derecha, mapas de activación obtenidos antes y después del filtro



mapas asociados (derecha), donde se observan colores menos cálidos, después del filtrado (por ejemplo en la parte inferior derecha en los mapas de la figura 3), lo que indica que la interferencia de la red eléctrica enmascara la activación propia de las unidades motoras en dichas regiones.

## MAPAS DE ACTIVACIÓN

Las figuras 4 a 7 representan los mapas de activación obtenidos para uno de los sujetos en los diferentes

músculos (bíceps, tríceps, brachioradialis, ancóneo y pronator teres) y ejercicios (flexión extensión, pronación, supinación). En todas las figuras se muestra resultado de la segmentación de la segmentación h-dome mediante cruces sobre los mapas de activación. Como se explicó en la metodología, la “zona activa” fue definida para cada músculo de acuerdo al ejercicio asociado a su función principal, es decir, que la segmentación para cada músculo es invariante con el tipo de ejercicio y las “x’s” permanecen en la misma posición en todas las figuras.

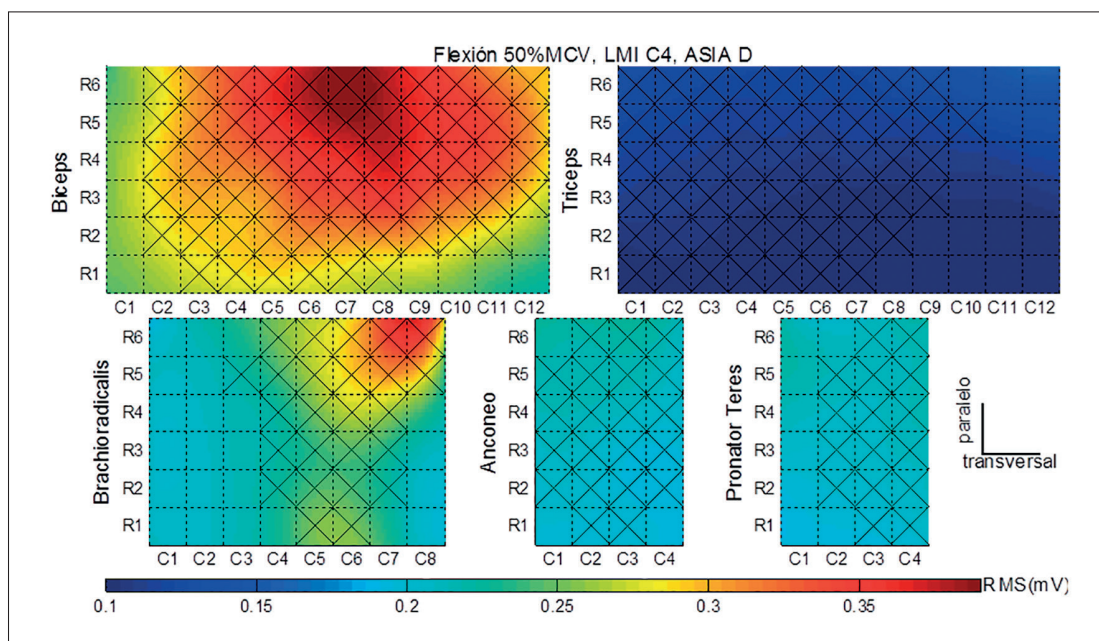


Figura 4. Mapas de activación de los cinco músculos en estudio para la flexión al 50% de la MCV. Los mapas han sido interpolados en las dos dimensiones para tener una mejor representación visual de la activación muscular y de su distribución espacial

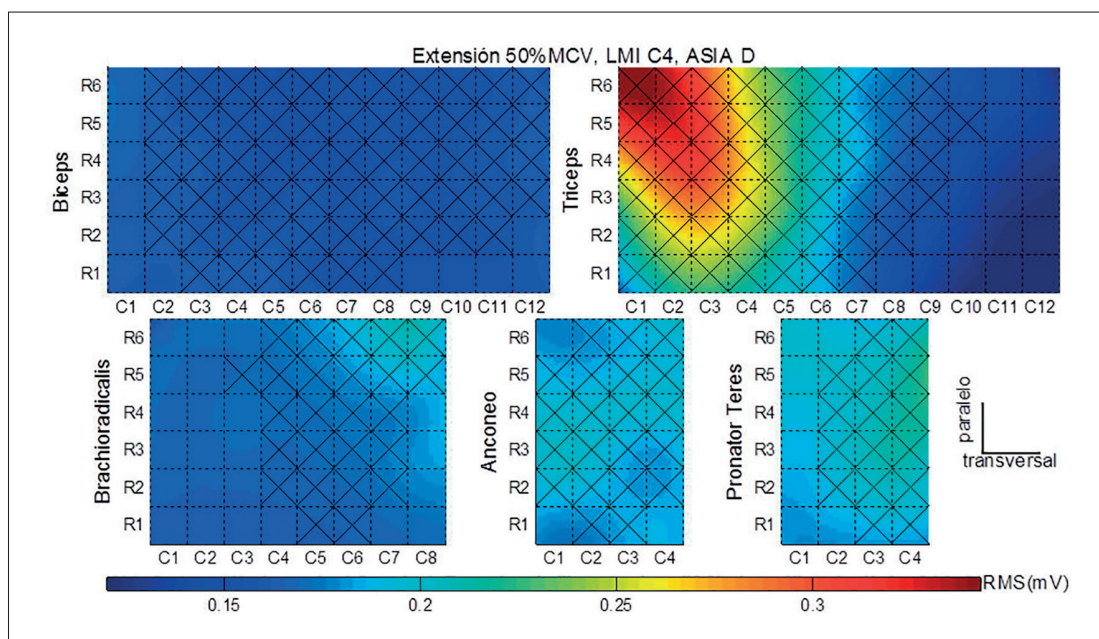


Figura 5. Mapas de activación de los cinco músculos en estudio para la extensión al 50% de la MCV

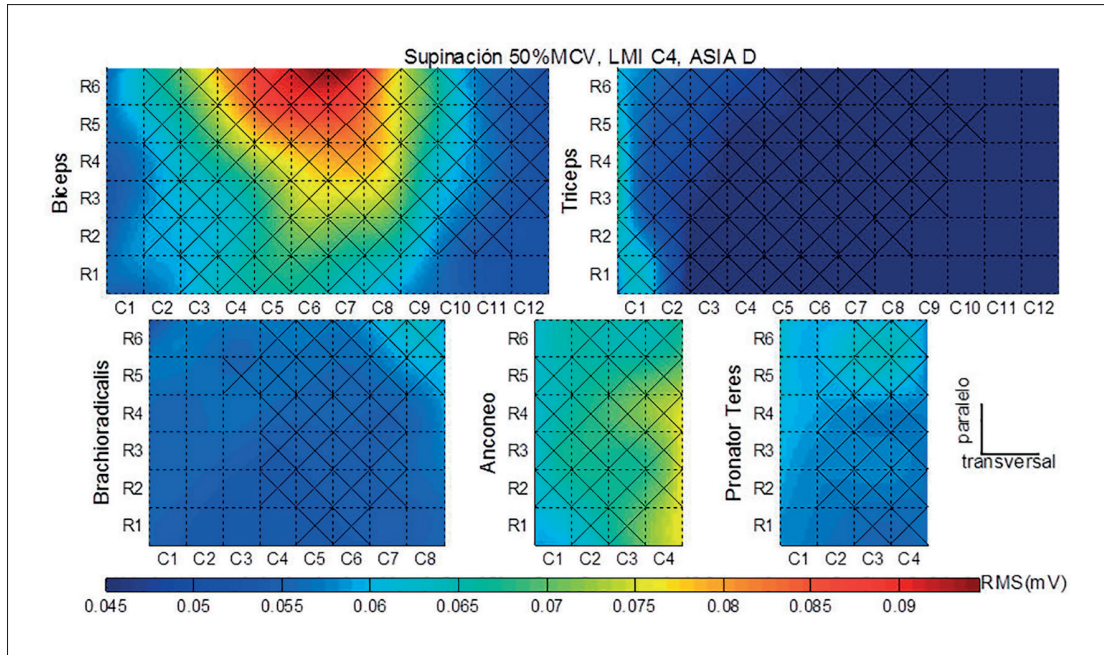


Figura 6. Mapas de activación de los cinco músculos en estudio para la supinación al 50% de la MCV

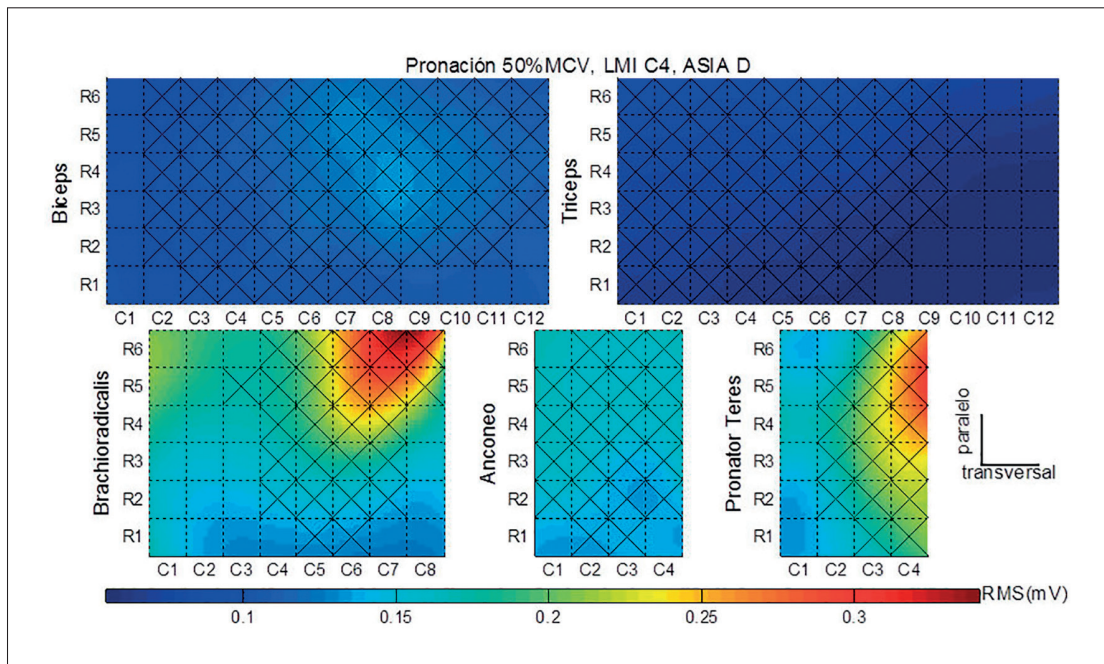


Figura 7. Mapas de activación de los cinco músculos en estudio para la pronación al 50% de la MCV

Se pueden observar diferentes patrones de activación para cada tipo de ejercicio, no solo en los valores de intensidad alcanzados sino en la cantidad y tipos de músculo activo durante cada ejercicio. Por ejemplo, durante la flexión (figura 4) se ve una alta activación de los músculos bíceps y brachioradialis, seguidas por una activación media del ancóneo y el pronator teres y una baja del tríceps. En la supinación (figura 6), se observa una activación similar del bíceps y el ancóneo, seguida por una media del pronator teres y el brachioradialis y una baja del tríceps. Esta última contracción presenta

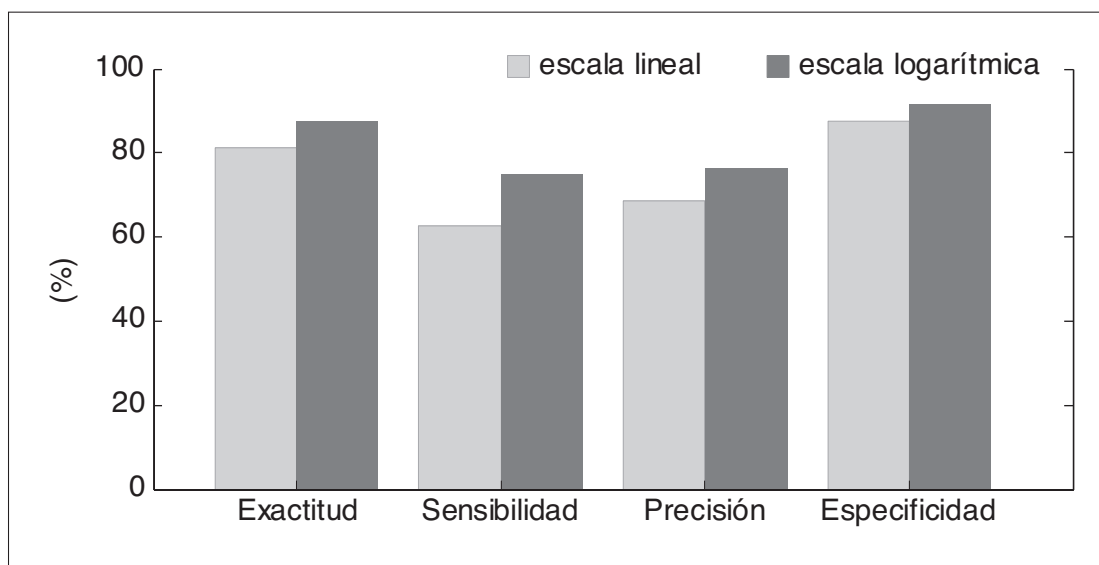
unos mapas muy similares en los músculos del antebrazo a los obtenidos durante la extensión (figura 5), en donde además es el tríceps el que está más activo que el bíceps, como era de esperarse. Finalmente, los músculos del brazo superior presentan una baja activación durante la pronación (figura 7), mientras que los músculos del antebrazo presentan una activación mayor, especialmente el pronator teres y el brachioradialis. Por otra parte, los niveles de intensidad son mayores durante la flexión (0.4 mV) que durante la supinación (0.1 mV) (ver escala de colores en las figuras 4 y 6 respectivamente)

## ANÁLISIS DISCRIMINANTE

### Escala lineal vs. logarítmica de la intensidad

La (figura 8) muestra los valores de exactitud, sensibilidad, precisión y especificidad obtenidos para la diferenciación del tipo de ejercicio utilizando la característica de intensidad media (*Imedio*) de cada uno de los cinco músculos en escala lineal o logarítmica. Se puede observar que al utilizar la escala logarítmica, los índices mejoran en al menos un 5% especialmente la sensibilidad que aumenta más de un 10%.

Por otra parte, la (tabla 3) muestra el rendimiento de la clasificación en tipo de ejercicio para cada una de las categorías y para el total de la diferenciación utilizando la escala logarítmica. Se obtuvo una exactitud promedio de 87.5% con una sensibilidad y precisión aproximada del 76% y una especificidad del 91.7%. Los ejercicios que pudieron ser mejor clasificados fueron el de flexión y supinación (E=93.75%) mientras que la pronación presentó los índices más bajos (E=75%, S=P=50%).



**Figura 8.** Rendimiento de la diferenciación entre tipos de ejercicio los valores de intensidad media en escala lineal (tonos claros) y en escala logarítmica (tonos oscuros)

**Tabla 3.** Rendimiento promedio de la clasificación para los 4 sujetos en el estudio, utilizando la escala logarítmica

| Categoría    | E (%)       | S (%)     | P (%)       | SP (%)      |
|--------------|-------------|-----------|-------------|-------------|
| Flexión      | 93,75       | 75        | 100         | 100         |
| Extensión    | 87,5        | 75        | 75          | 91,67       |
| Supinación   | 93,75       | 100       | 80          | 91,67       |
| Pronación    | 75          | 50        | 50          | 83,33       |
| <b>Total</b> | <b>87,5</b> | <b>75</b> | <b>76,3</b> | <b>91,7</b> |

## 5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La metodología propuesta ha permitido obtener unos mapas de activación a partir de contracciones realizadas a un nivel de fuerza en el rango establecido durante el protocolo de experimentación. Adicionalmente, el filtrado de la red eléctrica ha permitido disminuir la intensidad en algunos de los canales donde la amplitud de la interferencia enmascara la de las unidades motoras en sí.

La segmentación ha permitido realzar la actividad de los músculos de interés, de manera que el cálculo de **Imedio** no ha estado sesgado por la activación de aquellos canales fuera de la zona principal de activación y que pueden tener mayor influencia de crosstalk de músculos vecinos. Cabe notar que la delimitación de la zona de mayor actividad depende de las características particulares de cada sujeto ya que las dimensiones de las matrices de electrodos son fijas.

Se ha presentado el patrón muscular para uno de los pacientes en la base de datos. Los mapas de activación muscular han mostrado diferencias tanto en el nivel intensidad como en los patrones de activación de los mismos.

Se obtuvieron mejores resultados en la clasificación de tipo de ejercicio utilizando la escala logarítmica que la lineal, con una exactitud, sensibilidad, precisión y especificidad aceptables, si bien es necesario mejorar dicho rendimiento introduciendo un mayor número de sujetos o empleando otros tipos de característica. Sin embargo, se ha demostrado la capacidad de los mapas de activación en la diferenciación automática de tipo de ejercicio en pacientes con lesión medular basado solamente en información obtenida con señales EMG de superficie.

La utilización de matrices de electrodos ha permitido evaluar los músculos en una superficie amplia. En particular, la amplitud de la señal sEMG así como otras de sus características, depende de la localización de los electrodos [16], por lo que la utilización de matrices de electrodos es más robusta cuando se quiere calcular parámetros relacionados con la activación muscular. Adicionalmente, se ha visto que la activación espacial de los músculos está asociada al tipo de ejercicio y nivel de esfuerzo en sujetos sanos. En un estudio futuro se evaluará como se ve afectada la distribución espacial de los mapas en sujetos con lesión medular incompleta.

## 6. REFERENCIAS

- Hunter SK, Griffith EE, Schlachter KM, Kufahl TD. Sex differences in time to task failure and blood flow for an intermittent isometric fatiguing contraction. *Muscle Nerve* 2009; 39(1):42–53,
- A Rainoldi et al. Differences in myoelectric manifestations of fatigue in sprinters and long distance runners. *Physiological Measurement*. 2008; 29 (3): 331-340
- Lim HK, Lee DC, McKay WB, Priebe MM, Holmes SA, Sherwood AM. Neurophysiological assessment of lower-limb voluntary control in incomplete spinal cord injury. *Spinal cord Off J Int Med Soc Paraplegia* 2005;43(5):283–90
- Riley NA, Bilodeau M. Changes in upper limb joint torque patterns and EMG signals with fatigue following a stroke. *Disabil Rehabil*.2002;24(18):961–9.
- Zhou P, Lowery MM, Dewald JPA, Kuiken TA. Towards Improved Myoelectric Prosthesis Control: High Density Surface EMG Recording After Targeted Muscle Reinnervation. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005 IEEE-EMBS 2005 27th Annual International Conference of the*. Shanghai, China, Sept. 2005. p. 4064–7.
- Fleischer C, Wege A, Kondak K, Hommel G. Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots. *Biomed Tech Eng* 2006;51(5):314–9.
- Galindo C, Gonzalez J, Fernandez-Madrigal J-A. Control Architecture for Human–Robot Integration: Application to a Robotic Wheelchair. *Syst Man, Cybern Part B Cybern IEEE Trans* 2006;36(5):1053–67.
- Rojas M, García M, Alonso JF, Mañanas MA, Marin J. Evaluación de la Función Neuromuscular del Antebrazo Durante Contracciones Isométricas Mediante Electromiografía de Superficie Multicanal. *RIAI* 2011; 8(2):35-44
- Andreasen DS, Alien SK, Backus DA. Exoskeleton with EMG based active assistance for rehabilitation. *Proc 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*. Chicago, USA, Junio 2005. p. 333–6.
- Calancie B, Molano MR, Broton JG. EMG for assessing the recovery of voluntary movement after acute spinal cord injury in man. *Clin Neurophysiol* 2004;115(8):1748–59.
- Mananas MA, Romero S, Topor ZL, Bruce EN, Houtz P, Caminal P. Cardiac interference in myographic signals from different respiratory muscles and levels of activity. *Engineering in Medicine and Biology*

- Society, 2001 Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE. 2001. p. 1115–1118 vol.2.
12. Rojas-Martinez M, Mananas MA, Alonso JF. High-density surface EMG maps from upper-arm and forearm muscles. *J Neuroeng Rehabil.* 2012;9:85.
  13. Vincent L. Morphological grayscale reconstruction in image analysis: applications and efficient algorithms. *Image Process IEEE Trans.* 1993;2(2):176–201.
  14. Kendall F. P. and Provance P.G. *KME. Muscles: Testing and Function.* Williams & Wilkins; 1993.
  15. Herda TJ, Walter AA, Costa PB, Ryan ED, Stout JR, Cramer JT. Differences in the log-transformed electromyographic-force relationships of the plantar flexors between high- and moderate-activated subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(5):841–6.
  16. Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. Surface EMG: The issue of electrode location. *J Electromyogr Kinesio.* 2009;19(5):719–26.