

IDENTIFICACIÓN DE CONTRACCIONES ISOMÉTRICAS DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR EN PACIENTES CON LESIÓN MEDULAR INCOMPLETA MEDIANTE CARACTERÍSTICAS ESPECTRALES DE LA ELECTROMIOGRAFÍA DE ALTA DENSIDAD (HD-EMG)

Mislav Jordanić

Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Barcelona, España

Mónica Rojas-Martínez

Departamento de Bioingeniería, Universidad El Bosque, Bogotá, Colombia
Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, España

Joan Francesc Alonso

Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Barcelona, España

Carolina Migliorelli

Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, España

Miguel Ángel Mañanas

Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Barcelona, España

Resumen

La actividad mioeléctrica puede ser utilizada para la identificación de tareas motoras. En este estudio se investigaron diferentes características frecuenciales para la identificación de cuatro tareas motoras de la extremidad superior (flexión, extensión, supinación, y pronación) en pacientes con lesión medular incompleta. También se evaluaron los niveles de esfuerzo y la identificación de las tareas durante fatiga. Aunque se obtuvieron buenos resultados, las características frecuenciales mostraron su utilidad únicamente para la identificación de tareas, mientras que no aportaron información adecuada para la identificación de los niveles de esfuerzo o la identificación durante un ejercicio de fatiga.

Palabras Clave: lesión medular incompleta, control mioeléctrico, EMG de alta densidad, HD-EMG, reconocimiento de patrones, rehabilitación.

1 INTRODUCCIÓN

La electromiografía de superficie (EMG) consiste en el registro no invasivo de la actividad mioeléctrica mediante electrodos colocados en la superficie de la piel. Las señales registradas mediante esta técnica se componen de potenciales de acción que viajan a lo largo de las fibras musculares durante la contracción, y es directamente proporcional a los impulsos neuronales que hacen que se disparen. En consecuencia, la señal EMG contiene información neuromuscular valiosa que puede usarse para la evaluación de las estrategias de control de las tareas motoras [1].

Aunque la comunidad académica ha estudiado ampliamente este enfoque durante las últimas décadas, se trata todavía de un problema pendiente de solución. Los sistemas disponibles comercialmente más habituales utilizan métodos basados en umbrales [2]. Mediante señales EMG de dos músculos (habitualmente un par agonista-antagonista) se mide la intensidad de la contracción, y cuando un músculo

supera el umbral se produce el movimiento en una dirección. Si se supera en el otro músculo, el movimiento se produce en dirección contraria. Esta estrategia puede controlar únicamente un grado de libertad, de manera que si se desea controlar una prótesis con varios grados de libertad, el usuario debe cambiar entre ellos mediante un conmutador o la coactivación de ambos músculos [3].

A lo largo de los años, se han realizado grandes e importantes mejoras en los mecanismos de control protésico y los enfoques basados en el reconocimiento de patrones han pasado a considerarse tecnología de vanguardia [4]. Mediante el reconocimiento de patrones, las tareas asociadas a cualquier grado de libertad se pueden activar en cualquier instante, sin necesidad de seleccionar manualmente uno de ellos como activo. Existe cierto consenso en el hecho que el clasificador utilizado no es demasiado importante para la identificación de las tareas, y por eso se prefieren clasificadores sencillos y rápidos como el análisis discriminante lineal (LDA, por sus siglas en inglés) [4]. Por otro lado, la selección de características con las que clasificar estas tareas es todavía materia de debate. Principalmente se utilizan características derivadas del análisis en el dominio del tiempo, puesto que son sencillas y ofrecen un buen rendimiento, pero algunos autores también sugieren el uso de variables obtenidas en el dominio frecuencial o tiempo-frecuencia [5].

De manera alternativa, recientemente se ha propuesto el uso de características espaciales obtenidas mediante electromiografía de alta densidad (HD-EMG) en sujetos sanos [6][7] y también en pacientes con lesión medular incompleta [8][9]. La HD-EMG consiste en un registro multicanal de electromiografía en el que los electrodos se distribuyen en una cuadrícula bidimensional, de manera que se obtiene más información sobre la actividad mioeléctrica [10]. Este artículo investiga la combinación de variables de intensidad y frecuencia obtenidas de la HD-EMG como características para la identificación de tareas motoras en pacientes con lesión medular incompleta. Estos pacientes realizaron cuatro tareas motoras de la extremidad superior (flexión y extensión, y supinación y pronación del antebrazo) a tres niveles de esfuerzo diferentes mientras se registraba la HD-EMG sobre cinco músculos involucrados en esas tareas: *biceps brachii*, *triceps brachii*, *brachioradialis*, *anconeus*, y *pronator teres*. Se calculó la intensidad para cada músculo como el logaritmo del valor cuadrático medio promedio de todos los canales que registraron su actividad. Dos medidas frecuenciales, habituales en la literatura, fueron calculadas para cada músculo: la frecuencia media promedio y la frecuencia mediana promedio. La primera se obtuvo mediante el promedio de la frecuencia media de cada canal relacionado con el

músculo estudiado, y la segunda mediante el promediado de la frecuencia mediana.

Se evaluaron las combinaciones resultantes de utilizar intensidades y frecuencias medias o intensidades y frecuencias medianas como características para la identificación de tareas y también para la identificación de niveles de esfuerzo. Además, el rendimiento de estas características se evaluó durante pruebas de fatiga. Los resultados obtenidos se compararon con los obtenidos únicamente con las características de intensidad.

2 METODOLOGÍA

Diez pacientes con lesión medular incompleta (edad: 44 ± 19 años; altura 167 ± 9 cm; peso: 76 ± 11 kg), y valorados C o D en la escala ASIA, fueron seleccionados para el experimento.

Los sujetos realizaron las pruebas sentados con la espalda recta delante de una mesa, con su brazo dominante anclado a la altura de la muñeca mediante un brazo mecánico.

Para el registro, se usaron tres matrices de electrodos de fabricación propia. Fueron diseñados con ojales de plata insertados en tejido no conductor, formando cuadrículas con una distancia entre electrodos de 10 mm. Dos de las matrices (6 filas por 12 columnas cada una) se colocaron sobre el brazo, una cubriendo el *biceps brachii* y la otra el *triceps brachii*. Una tercera matriz (6 filas por 16 columnas) se colocó en el antebrazo, cubriendo el *anconeus*, el *pronator teres*, y el *brachioradialis*. Una vez colocadas las matrices de sensores, se aplicó gel conductor en cada electrodo a través de la abertura del ojal.

Se registraron señales monopares de HD-EMG usando dos amplificadores de electromiografía de 128 canales disponibles comercialmente (LISiN-OT Bioelettronica) usando una frecuencia de muestreo de 2048 Hz, un filtro paso banda entre 10 y 750 Hz, y un convertidor analógico digital de 12 bits. Además de las señales bioeléctricas, el par de fuerzas ejercido se midió en ambos lados del brazo mecánica usando sendos sensores de torsión (OT Bioelettronica, rango de 150 Nm).

En el experimento, los pacientes realizaron cuatro ejercicios isométricos diferentes con la extremidad superior a tres niveles de esfuerzo, concretamente: flexión, extensión, supinación, y pronación del antebrazo a un 10%, 30% y 50% de la máxima contracción voluntaria (MCV). Dicha MCV fue obtenida al principio del protocolo de registro mediante el cálculo de la máxima contracción medida tras tres intentos consecutivos. Durante cada una de las medidas, se mostraba a los sujetos el par de torsión en una pantalla a modo de realimentación visual.

Las contracciones voluntarias submáximas del protocolo de registro fueron ejecutadas de manera aleatoria con respecto a la tarea y el nivel de

esfuerzo. Cada una de las medidas consistió en mantener la contracción durante 10 segundos al nivel deseado, y se realizaron descansos de tres minutos entre medidas consecutivas para evitar la aparición de fatiga. Finalmente, los sujetos realizaron la prueba de resistencia en la que cada una de las tareas se ejecutó al 50% de la MCV hasta que no se pudo mantener la contracción a causa de la fatiga. El protocolo de registro y los equipos de medida fueron previamente descritos en [9].

2.2 EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS

Las señales HD-EMG se filtraron usando un filtro paso banda Butterworth de 4º orden, con frecuencias de corte de 15 y 350 Hz. Siguiendo el procedimiento descrito en [11], se identificaron los canales con artefactos y se generaron y segmentaron los mapas de activación de intensidad. De esta manera, únicamente se conservaron los canales correspondientes a los músculos de interés para su análisis posterior.

Se tuvieron en cuenta tres medidas para la clasificación:

- Intensidad
- Frecuencia media
- Frecuencia mediana

Se calculó la intensidad (Int_n) como el valor cuadrático medio de la señal EMG (emg_n) registrada en el canal n , mientras que las frecuencias media (MNF_n) y mediana (MDF_n) se obtuvieron como las frecuencias media y mediana del canal n , respectivamente:

$$Int_n = RMS(emg_n) \quad (1)$$

$$MNF_n = \frac{\int_{15Hz}^{350Hz} f \cdot P_n(f) df}{\int_{15Hz}^{350Hz} P_n(f) df} \quad (2)$$

$$MDF_n = \int_{15Hz}^{350Hz} P_n(f) df = \int_{MDF_n}^{350Hz} P_n(f) df \quad (3)$$

, donde P_n es la densidad espectral de potencia de la señal EMG (emg_n) estimada mediante el periodograma de Welch.

A continuación, se promediaron estos valores para todos los canales correspondientes a un musculo específico para obtener una única medida para cada uno de los cinco músculos estudiados: intensidad promedio (I), frecuencia media promedio (Fmean), y frecuencia mediana promedio (Fmedian):

$$I = \log_{10} \frac{1}{N} \sum_n Int_n \quad (4)$$

$$Fmean = \frac{1}{N} \sum_n MNF_n \quad (5)$$

$$Fmedian = \frac{1}{N} \sum_n MDF_n \quad (6)$$

Nótese que se usó el logaritmo de la intensidad media para resolver el problema de no linealidad, como se ha sugerido en estudios previos [6][7][8][9].

Las características utilizadas para la identificación del movimiento fueron combinaciones de las medidas descritas anteriormente: solamente la intensidad promedio (I), la combinación de intensidad promedio y frecuencia media promedio (I+Fmean), y la combinación de intensidad promedio y frecuencia mediana promedio (I+Fmedian).

La identificación de las tareas (4 clases) y la identificación de tareas y niveles de esfuerzo (12 clases) fue realizada mediante un LDA. El conjunto de datos fue dividido en dos, un conjunto de entrenamiento y uno de prueba, usando muestreo estratificado y una ratio de 70%-30%. Para prevenir el error estadístico de tipo 3, se usó validación cruzada repitiendo este muestreo estratificado (*repeated holdout*) [12]. Los resultados se expresaron en base a sensibilidad (S) y precisión (P):

$$S = \frac{VP}{VP + FN} \quad (7)$$

$$P = \frac{VP}{VP + FP} \quad (8)$$

, donde VP indica los verdaderos positivos, FN los falsos negativos, y FP los falsos positivos [9].

Adicionalmente, se evaluó el efecto de la fatiga en la identificación de tareas usando las pruebas de resistencia registradas al final del protocolo, dividiendo cada prueba en 5 segmentos de la misma longitud. El clasificador se entrenó usando el primero de ellos, y se evaluó usando los cinco segmentos disponibles.

2 RESULTADOS

Las tablas 1 y 2 muestran los resultados de la identificación de tareas y de tareas y niveles de esfuerzo, respectivamente. Puede observarse que al añadir las características frecuenciales a las de intensidad, los resultados superan a los obtenidos cuando la identificación se realiza únicamente con la intensidad. I+Fmean supera de manera significativa los otros dos conjuntos de características ($p < 0.05$) e I+Fmedian también es significativamente superior a I, tanto en la identificación de tareas como de tareas y niveles de esfuerzo.

Tabla 1: Identificación de tareas

Características	Sensibilidad (%)	Precisión (%)
I	93.8 ± 5.1	94.2 ± 5.0
I+Fmedian	94.7 ± 4.7	95.0 ± 4.6
I+Fmean	95.5 ± 4.2	95.7 ± 4.0

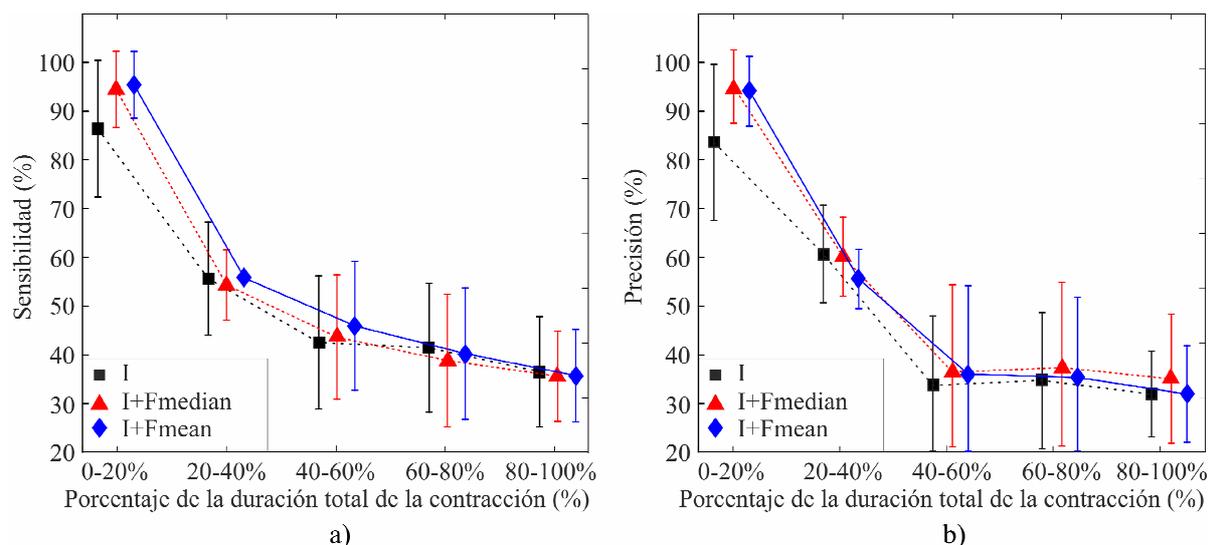


Figura 1: Sensibilidad (a) y precisión (b) de la identificación de tareas durante la prueba de fatiga usando los conjuntos de características I, I+Fmedian, y I+Fmean.

Tabla 2: Identificación de tareas y niveles de esfuerzo

Características	Sensibilidad (%)	Precisión (%)
I	85.3 ± 5.3	86.8 ± 5.2
I+Fmedian	86.3 ± 5.7	87.8 ± 5.4
I+Fmean	87.4 ± 5.5	88.7 ± 5.3

Para analizar más en detalle la capacidad del clasificador de discriminar entre niveles de esfuerzo específicos, se realizaron pruebas adicionales: se identificó el nivel de esfuerzo para cada tarea separadamente. Esto conllevó el uso de cuatro clasificadores diferentes, uno para cada tarea, para identificar tres niveles de esfuerzo. Solamente se utilizaron las características relacionadas con los pares de músculos agonistas y antagonistas, tal y como se describe en [6]: *biceps brachii* y *triceps brachii* para flexión y extensión, *biceps brachii*, *brachioradialis*, y *anconeus* para supinación, y *anconeus* y *pronator teres* para pronación. Los resultados de este análisis se muestran en las tablas 3 y 4. Mientras que con la flexión y la pronación no se observan diferencias significativas entre los conjuntos de características, con la extensión I+Fmean supera significativamente a I, y con la supinación I+Fmean supera de manera significativa a los otros dos conjuntos.

Tabla 3: Sensibilidad promedio en la identificación de niveles de esfuerzo

Tarea	I (%)	I+Fmedian (%)	I+Fmean (%)
Flexión	88.6 ± 9.8	87.9 ± 10.7	88.1 ± 10.8
Extensión	80.5 ± 13.2	82.0 ± 12.6	82.4 ± 12.1
Supinación	85.0 ± 11.7	87.0 ± 9.9	88.9 ± 9.2
Pronación	73.9 ± 8.2	73.7 ± 10.3	73.3 ± 10.2

Tabla 4: Precisión promedio en la identificación de niveles de esfuerzo

Tarea	I (%)	I+Fmedian (%)	I+Fmean (%)
Flexión	89.8 ± 9.3	89.0 ± 10.2	89.2 ± 10.1
Extensión	81.6 ± 13.6	83.2 ± 12.6	83.8 ± 11.7
Supinación	86.4 ± 11.2	87.8 ± 9.9	89.8 ± 8.9
Pronación	75.4 ± 9.1	75.8 ± 10.7	75.5 ± 10.1

Los resultados de la identificación de tareas durante fatiga se muestran en la figura 1. Únicamente se encontraron diferencias significativas durante el primer tramo (20%) del tiempo total de registro.

3 DISCUSIÓN

Este trabajo evalúa el uso de características frecuenciales calculadas a partir de la HD-EMG para la identificación de tareas motoras en la extremidad superior en pacientes con lesión medular incompleta. Se tuvieron en cuenta la frecuencia media y la frecuencia mediana en combinación con el valor cuadrático medio de la señal mioeléctrica. Un clasificador lineal sencillo y rápido (LDA) fue usado para identificar tareas y niveles de esfuerzo.

Los resultados demuestran que la identificación de tareas y de tareas y niveles de esfuerzo se puede beneficiar significativamente de la incorporación de características frecuenciales, especialmente la frecuencia media (I+Fmean). Por otro lado, al identificar el nivel de esfuerzo en tareas específicas, no ofrecieron resultados superiores en flexión o pronación, pero durante extensión y supinación I+Fmean mejoró significativamente la identificación. Al examinar la robustez de la combinación de intensidad y características frecuenciales ante fatiga

muscular, únicamente se encontraron diferencias entre los diferentes conjuntos de características al inicio de la prueba, cuando el efecto de la fatiga es mínimo. Este resultado puede explicarse por el hecho de que la frecuencia de la señal EMG se ve enormemente afectada por la fatiga [13]. De hecho, la frecuencia media y la frecuencia mediana son medidas utilizadas habitualmente para cuantificar y monitorizar la fatiga muscular [14]. Puesto que hay un cambio evidente en la frecuencia debido a la fatiga, estas medidas no consiguen ser efectivas para la identificación de tareas, ya que se trata de una aplicación en la cual las características deberían ser robustas e independientes de la fatiga.

Como extensiones futuras de este trabajo, sería interesante analizar la distribución espacial de la frecuencia en los músculos. Las características extraídas de este tipo de información podrían ser útiles en la identificación de tareas puesto que ya se ha demostrado que la distribución espacial de intensidad mejora los resultados.

Además, la distribución espacial de frecuencia podría proporcionar información sobre el tipo y la localización de fibras musculares en el músculo, ayudando a entender la influencia de la lesión sobre las estrategias de reclutamiento de fibras musculares específicas. Esto sería de gran ayuda para entender este tipo de lesiones y podría jugar un papel importante en la planificación de la terapia de rehabilitación.

Finalmente, dado que la frecuencia del EMG es un indicador importante de la fatiga muscular, la distribución espacial de la frecuencia podría usarse para monitorizar la fatiga y como información para los terapeutas durante el diagnóstico y la terapia. Por otro lado, en control de prótesis podría aportar información adicional para ajustar y adaptar el clasificador y así incrementar su robustez.

Agradecimientos

Los autores agradecen a los doctores Úrsula Costa y Josep Medina del Servicio de Rehabilitación Funcional del Hospital de Neurorehabilitación Institut Guttmann su colaboración en el reclutamiento de pacientes y el soporte clínico durante el desarrollo de los experimentos. Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el MINECO de España (DPI2014-59049-R) y por una beca de formación de investigadores (FI 2014) de AGAUR, Generalitat de Catalunya, España.

Referencias

- [1] R. Merletti and P. (Philip A. . Parker, *Electromyography : physiology, engineering, and noninvasive applications*. Wiley-IEEE Press, 2004.
- [2] P. A. Parker and R. N. Scott, "Myoelectric control of prostheses," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 13, no. 4, pp. 283–310, 1986.
- [3] D. Farina, R. Merletti, and R. M. Enoka, "The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update.," *J. Appl. Physiol.*, vol. 117, no. 11, pp. 1215–30, Dec. 2014.
- [4] M. Hakonen, H. Piitulainen, and A. Visala, "Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 18, pp. 334–359, 2015.
- [5] M. A. Oskoei and H. Hu, "Myoelectric control systems-A survey," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 2, no. 4, pp. 275–294, 2007.
- [6] M. Rojas-Martínez, M. a. Mañanas, J. F. Alonso, and R. Merletti, "Identification of isometric contractions based on High Density EMG maps," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 1, pp. 33–42, 2013.
- [7] M. Jordanić, M. Rojas-Martínez, M. A. Mañanas, J. F. Alonso, and H. R. Marateb, "A novel spatial feature for the identification of motor tasks using HD-EMG," *Sensors*, vol. Submitted , 2017.
- [8] M. Jordanic, M. Rojas-Martínez, M. A. Mañanas, and J. F. Alonso, "Spatial distribution of HD-EMG improves identification of task and force in patients with incomplete spinal cord injury," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 13, no. 1, p. 41, 2016.
- [9] M. Jordanić, M. Rojas-Martínez, M. A. Mañanas, and J. F. Alonso, "Prediction of isometric motor tasks and effort levels based on high-density EMG in patients with incomplete spinal cord injury," *J. Neural Eng.*, vol. 13, no. 4, p. 046002, 2016.
- [10] R. Merletti, A. Botter, A. Troiano, E. Merlo, and M. A. Minetto, "Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art," *Clin. Biomech.*, vol. 24, no. 2, pp. 122–134, 2009.
- [11] M. Rojas-Martínez, M. a Mañanas, and J. F. Alonso, "High-density surface EMG maps from upper-arm and forearm muscles.," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 9, p. 85, Jan. 2012.
- [12] F. Mosteller, "A k-Sample Slippage Test for an Extreme Population on JSTOR," *Ann. Math. Stat.*, vol. 19, no. 1, pp. 58–65, 1948.

- [13] N. K. Vøllestad, "Measurement of human muscle fatigue," *J. Neurosci. Methods*, vol. 74, no. 2, pp. 219–227, 1997.
- [14] H. Hermens and B. Freriks, *SENIAM 9: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project (CD)*. Roessingh Research and Development, 1999.