

Electromiografía de Superficie multicanal como Herramienta no Invasiva en la Rehabilitación Neuromuscular

M. Rojas, M.A. Mañanas

Dpto. de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial, División de Señales y Sistemas Biomédicos, Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica –CREB, Centro de Investigación Biomédica en Red- CIBER BBN. Universitat Politècnica de Catalunya –UPC: Calle Pau Gargallo 5, Barcelona, España, Tel. 934011672, Fax. 934017045, miguel.angel.mananas,monica.rojas@upc.edu.

Resumen

La señal EMG de superficie permite analizar cuantitativamente los cambios fisiológicos ocasionados por diferentes patologías ya sea sobre la Médula espinal, las Motoneuronas, la unión neuromuscular o los músculos propiamente dichos. Por tratarse de una técnica no invasiva, facilita el proceso de diagnóstico y monitorización de dichas enfermedades. Por otra parte, la EMG multicanal permite estudiar directamente los determinantes fisiológicos de la fatiga muscular, relacionados con cambios a nivel celular que ocasionan variaciones en la conducción de los potenciales de acción sobre las fibras musculares. En este estudio se introducen los mecanismos de la contracción muscular, su relación con la señal EMG y se presentan dos ejemplos de aplicación en el estudio de patologías de la extremidad superior.

Palabras clave: sEMG multicanal, músculos del antebrazo, co-activación muscular, fatiga mioeléctrica.

1. Introducción

El movimiento y la posición del cuerpo se controlan a través de impulsos eléctricos originados en el sistema nervioso central (SNC). Dichos impulsos son conducidos por las motoneuronas α hacia las fibras musculares en las denominadas “zonas de unión neuromuscular”. Las uniones neuromusculares están usualmente distribuidas en una región, la Zona de Inervación (ZI), que por lo general se localiza en la mitad del músculo. Sin embargo, algunos músculos tienen varias zonas de inervación distribuidas lo largo de toda su longitud [1].

Cada músculo del cuerpo humano está compuesto por una mezcla de fibras rápidas fatigables (Tipo IIb), fibras rápidas resistentes a la fatiga (Tipo IIa) y finalmente por un tercer grupo de fibras lentas (Tipo I) que de los tres, es el más resistente a la fatiga [2]. La proporción de estas fibras depende de la función específica de cada músculo.

Los potenciales de acción intracelular se generan en la ZI al recibir un impulso neuronal. Las zonas despolarizadas generan un potencial de acción que se propaga hacia ambos extremos de la fibra con una velocidad de conducción (VC) que oscila entre los 3 y los 7 m/s [2]. La suma de potenciales de acción correspondientes a las fibras musculares activadas por una sola unidad motora recibe el nombre de potencial de acción de la unidad motora (PAUM). El PAUM constituye la unidad fundamental de la señal EMG. La duración de un PAUM es inversamente proporcional a la VC de los potenciales de las fibras musculares. Para mantener la contracción muscular, las unidades motoras han de ser activadas repetidamente, generándose una secuencia de PAUMs. La suma de las secuencias de todas las fibras musculares genera la señal EMG de superficie (sEMG).

El Sistema Nervioso Central (SNC) utiliza dos estrategias diferentes para controlar la contracción muscular de un mismo músculo: Incrementando el número de unidades motoras que se contraen a la vez (reclutamiento de fibras) e incrementando la frecuencia de activación de cada unidad motora individual.

La continua activación de las fibras musculares durante una contracción genera el fenómeno conocido como “fatiga localizada” o fatiga mioeléctrica, que está relacionado con una ralentización de la velocidad de conducción de los PAUMs debido a cambios fisiológicos a nivel celular [3].

La señal EMG puede registrarse sobre la superficie de la piel utilizando *matrices de electrodos*, es decir, un sistema que registra la propagación de los PAUMs en varios puntos sobre la superficie de la piel. La utilización de una matriz de electrodos permite obtener un conjunto de señales (una por cada electrodo o por cada par de electrodos en el caso de registros bipolares- SD, por Single Differential) que proporciona información más específica acerca de la distribución de los PAUM en una región del músculo. Por otra parte, facilita la estimación de la VC ya que permite calcular el retardo (en muestras) entre dos señales EMG detectadas sobre dos puntos localizados a una distancia conocida, en la dirección de propagación de los potenciales. La VC se ve afectada por algunas condiciones fisio-patológicas y en condiciones de fatiga, por lo que es de interés clínico hacer un seguimiento a la evolución de este parámetro. Además permite analizar características anatómicas del músculo por medios no invasivos, como por ejemplo su longitud y la localización de las zonas de inervación y de los tendones. La identificación de dichas zonas es de gran importancia en el proceso de registro de las señales ya que pueden llevar a una mala interpretación de los resultados debido a que la extinción y el origen de los potenciales afectan las características espectrales de la señal [4].

En la Figura 1 se puede ver un ejemplo de señal utilizando una matriz de lineal de electrodos (1D), donde se observan claramente la localización de las ZI (distribución de uniones neuromusculares de diferentes motoneuronas) y la propagación de los PAUMs hacia los tendones.

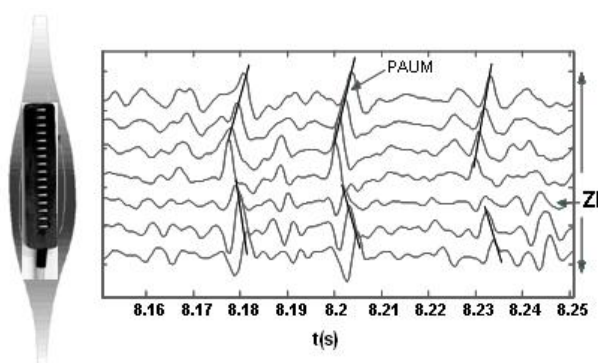


Figura 1. Señal sEMG multicanal obtenida a partir de la utilización de matrices lineales de electrodos

El uso de técnicas multicanal es de especial interés para el análisis de la fatiga mioeléctrica a través de la VC y además constituye una herramienta muy útil para el estudio de músculos con múltiples zonas de inervación ya que facilita la localización de una región óptima en el músculo donde registrar las señales para posteriormente ser analizadas. Además permite el uso de filtros espaciales para reducir el crosstalk o para incrementar la selectividad espacial. El filtro más sencillo y eficiente consiste en restar cada señal SD de la señal SD contigua en la dirección de propagación de los potenciales, de tal forma que aquellos PAUM (de crosstalk) que aparecen simultáneamente se cancelen y sólo permanezcan aquellos que se desplazan sobre la fibra [5]. Dicho filtrado espacial se realiza mediante el cálculo en diferido de señales Doble Diferenciales (DD) restando dos canales SD.

En este trabajo se presenta un resumen de diferentes aplicaciones de análisis de sEMG multicanal en el estudio de desórdenes de la extremidad superior, principalmente de músculos del antebrazo [1, 6, 7]. Dichos músculos son pequeños y delgados, presentan múltiples zonas de inervación y además las señales suelen

tener altos niveles de crosstalk, dada la proximidad de músculos vecinos. La metodología utilizada ha permitido estudiar desbalances musculares y déficits biomecánicos.

2. Metodología

La metodología presentada se utilizó en dos estudios diferentes: el primero está relacionado con la condición patológica de pacientes con Epicondilitis Lateral (EL) [6, 8] y en el segundo se analizó la activación de un conjunto de músculos durante un ejercicio repetitivo relacionado con Lesiones de Esfuerzo Repetitivo (LER) en músicos [7, 9]. Dicho ejercicio consiste en presionar con cada uno de los dedos sobre un mismo punto localizado a la altura del dedo índice y semeja movimientos realizados al tocar el piano.

Las señales fueron registradas con matrices de 8 electrodos (IED=5mm) sobre los músculos Extensor Carpi Radialis (ECR), Extensor Carpi Ulnaris (ECU), Digitorum Communis (EDC) y Flexor Palmaris Longus (FPL). Se utilizaron contracciones isométricas de la muñeca en el caso de Epicondilitis Lateral y de Presión con los dedos en el caso de Lesiones de Esfuerzo Repetitivo.

20 sujetos participaron en el primer estudio (10 sanos y 10 pacientes diagnosticados con epicondilitis lateral). En el segundo estudio participaron 5 sujetos sanos. En todos los casos se registraron señales en tres niveles de esfuerzo: 20%, 50% y 80% de la Máxima contracción voluntaria (MCV). En el caso de LER, las se realizaron varias series de contracciones con cada dedo, cada una de ellas con una duración de 2 segundos. En el caso de EL, las contracciones se realizaron durante 5s.

Adicionalmente se registro una contracción sostenida al 50% MCV hasta que el sujeto no pudiera mantener dicho nivel de fuerza.

Las siguientes variables fueron extraídas de las señales sEMG multicanal:

- Valor Medio Rectificado (ARV)
- Frecuencia Media (MNF)
- Frecuencia Mediana (MDF)
- VC: Retardo entre canales sEMG registrados a una distancia conocida.

Todas las variables fueron calculadas utilizando ventanas de 0.25 s en tres canales SD consecutivos donde se pudiera observar una forma similar en los potenciales (a partir del coeficiente de correlación cruzada) y donde el retardo entre canales estuviera en el rango fisiológico correspondiente a la VC. De esta manera se pudo determinar un conjunto de señales óptimo para la estimación de las variables EMG.

Las diferencias entre poblaciones y/o músculos fueron analizadas con la prueba t de Student, estableciendo un valor de significación de 0.05.

2.1. Co-activación muscular

La co-activación muscular se analizó a partir del siguiente índice:

$$CI_m|_{lev} = \frac{ARV_i}{\sum_{m=1}^4 ARV_m|_{lev}} \quad (Eq. 1)$$

Donde $m = [1, 2, 3, \dots, M]$ es el identificador correspondiente a cualquiera de los músculos en el subconjunto $ms=[ECR, EDC, ECU, o FPL]$, y lev es cualquiera de los niveles de contracción analizados.

2.2. Fatiga Mioeléctrica

La fatiga mioeléctrica se analizó a través de la representación de la evolución temporal de las variables RMS, MNF y VC normalizadas respecto a su valor inicial. Dicha representación se denomina “diagrama de fatiga”. Se espera que durante una contracción isométrica sostenida, el espectro de la señal EMG se desplace hacia las bajas frecuencias, la VC disminuya y que el ARV aumente como producto de la superposición de PAUMs ya sea por la estrategia de reclutamiento o por un aumento en la frecuencia de activación de las unidades motoras. Para cada parámetro se realizó una regresión lineal y se utilizó la pendiente de dicha regresión para analizar el nivel de fatiga.

3. Resultados y discusión

3.1. Co-activación muscular

Los índices de co-activación para el estudio de EL en sanos y pacientes se muestran en la figura 2. Se encontró que el músculo que más contribuye en un ejercicio dado es diferente en ambos grupos. En pacientes, el CI del ECU fue mayor que el del EDC ($p < 0.02$) y que el ECR ($p < 0.05$), indicando una mayor contribución de este músculo a la contracción. En cambio, en los sujetos sanos el índice CI del ECR fue mayor que el del EDC y del ECU ($p < 0.01$). Adicionalmente, al comparar los dos grupos, la contribución media del ECR fue mayor en los sujetos sanos que en los pacientes ($p < 0.02$). Por el contrario, en el caso de los pacientes, la contribución media del ECU fue mayor que la de los otros dos músculos ($p < 0.02$).

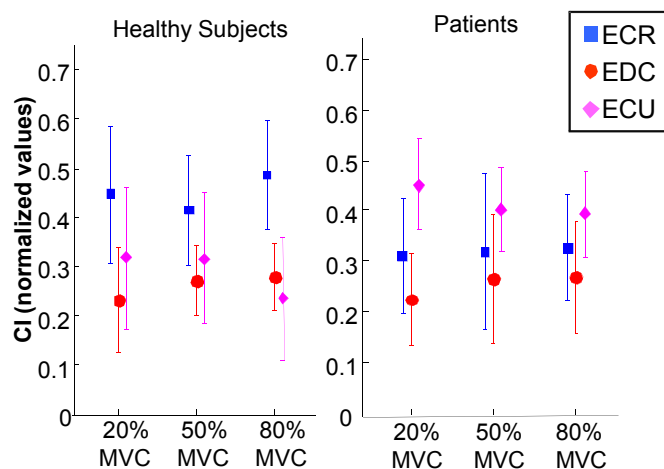


Figura 2. ARV Normalizado respecto a la contribución total de todos los músculos en cada ejercicio. Sujetos sanos (izquierda), pacientes (derecha). Se presenta el valor medio y la desviación estándar para toda la población

Los índices de co-activación para el estudio LER correspondientes a la presión con cada uno de los dedos de la mano se pueden observar en la figura 3. Se encontró una mayor índice CI para el ECU al ejercer presión con el dedo pulgar ($p < 0.007$), que va decreciendo a medida que se cambia de dedo en la dirección índice- meñique en donde se encuentra prácticamente inactivo. Analizando la presión con el meñique, se observó una mayor activación del FPL ($p < 0.02$) y, especialmente del EDC cuya activación, adicionalmente, aumenta al presionar en la dirección pulgar- meñique ($p < 0.001$).

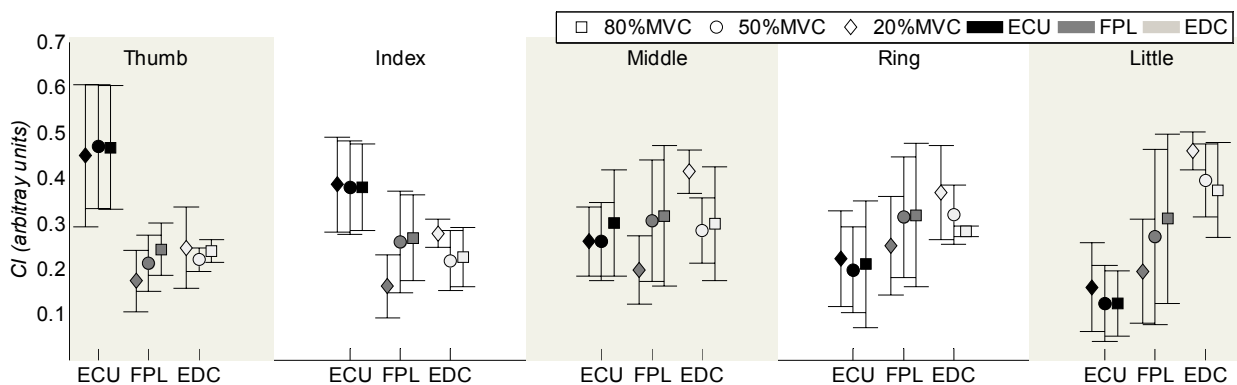


Figura 3. Co-activación muscular para el ejercicio isométrico de fuerza con cada dedo. Se presenta el valor medio y la desviación estándar para toda la población.

3.2. Fatiga Mioeléctrica

En la Figura 4 se muestra un diagrama de fatiga para el músculo ECR (el más asociado con epicondilitis lateral [8]). Se presentan los resultados como media y desviación estándar para todos los sujetos en los dos grupos durante una contracción isométrica al 50% MCV.

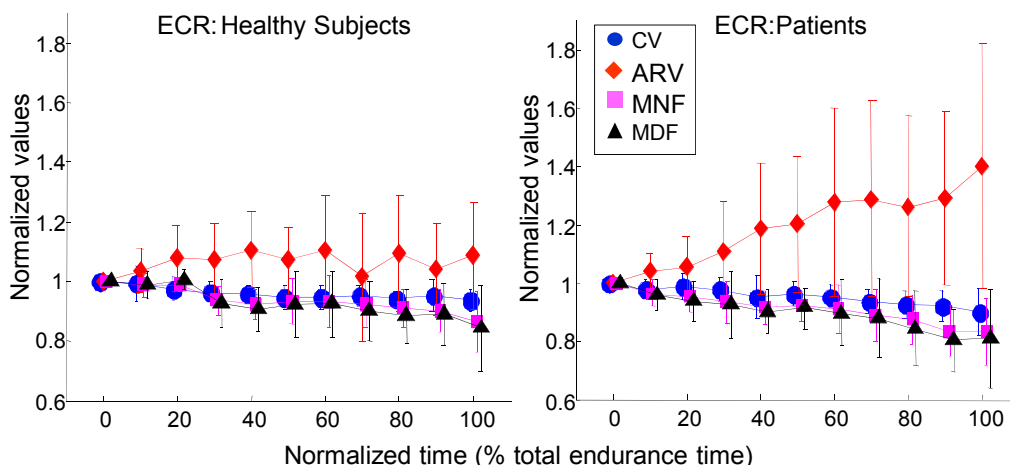


Figura 4. Diagramas de Fatiga para el ECR, durante una contracción isométrica al 50% MCV Sujetos sanos (izquierda) y pacientes con epicondilitis lateral (derecha). Se presentan los resultados para la población en media y desviación estándar cada 10% de la duración total de la contracción.

La fatiga se ve reflejada en pendiente de la curva VC para los sujetos sanos ($p < 0.02$) y para los pacientes ($p < 0.01$). Los índices de fatiga calculados a partir del ARV en el ECR, el ECU y el EDC son mayores en pacientes que en sujetos sanos ($p < 0.02$, $p < 0.01$, $p < 0.03$ respectivamente). Lo mismo sucede para la VC pero solo para el EDC ($p < 0.04$) y especialmente para el ECR ($p < 0.01$).

Por otra parte, se observó una mayor fatigabilidad en el músculo FPL durante contracciones repetitivas en el estudio de LER. Como se puede observar en la figura 3, dicho músculo siempre se encuentra activo sin importar con qué dedo se ejerce la presión y por lo tanto puede ser más propenso a desarrollar fatiga que los otros músculos. Un ejemplo de diagrama de fatiga para este músculo durante la presión con el dedo índice se observa en la Figura 5.

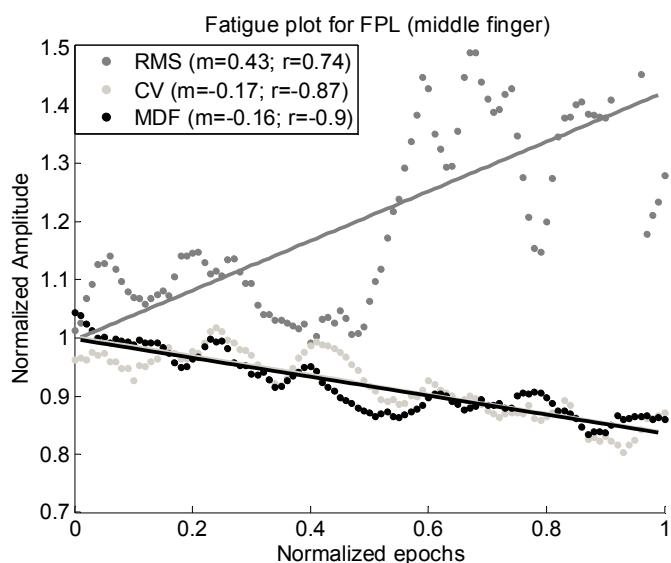


Figura 5. Diagrama de fatiga para el músculo FPL durante la presión del dedo índice durante el ejercicio sin rotación horizontal de muñeca (promedio de toda la población).

4. Conclusiones

Se han presentado los mecanismos de generación y control de las contracciones musculares voluntarias. Se ha estudiado su manifestación en las diferentes variables de la señal EMG de superficie multicanal y sus variaciones en presencia de anomalías o patologías. Además se han presentado dos ejemplos de aplicación clínica donde se desea estudiar y monitorizar los desbalances musculares y la fatiga mioeléctrica de un grupo muscular. En el caso de epicondilitis lateral, se encontraron diferencias en los patrones de activación muscular entre sujetos sanos y pacientes. Por una parte se encontraron diferencias en la activación de músculos sinérgicos debida a la presencia de la lesión y además se encontró que los pacientes presentan mayores índices de fatigabilidad, especialmente en el músculo ECR.

Por otra parte se analizó el patrón muscular en sujetos sanos durante un ejercicio de contracciones repetitivas similar al realizado por músicos pianistas. Se encontraron diferencias en la co-activación muscular dependiendo de con que dedo se ejerce la presión y un mayor grado de fatiga para los músculos flexores.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo del MINECO del Gobierno español (DPI2011-22680).

Referencias

- [1] M. A. Mananas, M. Rojas, F. Mandrile and J. Chaler. Evaluation of muscle activity and fatigue in extensor forearm muscles during isometric contractions. Proc. 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 5824-5827, 2005
- [2] R.E. Burke. Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. Handbook of Physiology: The Nervous System. USA: Brooks, V. B. American Physiological Society, Bethesda, MD., 1981.
- [3] C. J. De Luca, Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 11, pp. 251, 1984.
- [4] R. Merletti and P. Parker. Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications. IEEE press in Biomedical Engineering, 2005
- [5] D. Farina, L. Arendt-Nielsen, R. Merletti, B. Indino and T. Graven-Nielsen. Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis anterior muscle, IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 50, pp. 354-364, 2003.
- [6] M. Rojas, M. García, J. F. Alonso, M. A. Mañanas and J. Marin. Evaluación de la Función Neuromuscular del Antebrazo Durante Contracciones Isométricas Mediante Electromiografía de Superficie Multicanal. RIAII, vol 8, no 2, 2011.
- [7] M. Rojas, M. A. Mananas, B. Muller and J. Chaler. Activation of forearm muscles for wrist extension in patients affected by lateral epicondylitis. Proc. 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp 4858-4861, 2007
- [8] J. S. Moore, Biomechanical models for the pathogenesis of specific distal upper extremity disorders. *Am. J. Ind. Med.* Vol. 41, pp. 353-369, 2002.
- [9] A. Moreno-Torres, J. Rosset-Llobet, J. Pujol, S. Fabregas and J. Gonzalez-de-Suso. Work-Related Pain in Extrinsic Finger Extensor Musculature of Instrumentalists Is Associated with Intracellular pH Compartmentation during Exercise. *Plos One*, vol. 5, pp. e9091. 2010.