

Evaluación de la Función Neuromuscular del Antebrazo durante contracciones isométricas mediante Electromiografía de Superficie Multicanal

Mónica Rojas-Martínez, Michelle García, Joan Francesc Alonso, Jesús Marín y Miguel Ángel Mañanas

CIBER en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN).

Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial.

Centro de Investigación en Ingeniería Biomédica (CREB), Universidad Politécnica de Cataluña, C/Pau Gargallo, nº5, 08028, Barcelona, España (e-mail:

{monica.rojas, joan.francesc.alonso, jesus.marin-sanchez, miguel.angel.mananas}@upc.edu, migarpri@gmail.com}

Resumen: Desarrollo de un protocolo experimental con ejercicios de flexión isométrica de los dedos y muñeca asociado a lesiones de esfuerzo repetitivo, y validación de la electromiografía de superficie multicanal como técnica no invasiva en la monitorización de procesos de rehabilitación, por ejemplo, de la mialgia muscular en músicos pianistas. El análisis de los patrones de activación de tres músculos extensores y un flexor del antebrazo en un grupo control ha permitido obtener resultados repetitivos y reproducibles, detectando fatiga en el músculo flexor y en un extensor durante los ejercicios de resistencia. La detección de potenciales de acción propagándose con una estimación de la velocidad de conducción dentro del rango fisiológico refrenda los resultados de los patrones musculares obtenidos.

Copyright © 2011 CEA.

Palabras Clave: bioingeniería, electromiografía, lesión muscular, procesado de señal, rehabilitación.

1. INTRODUCCIÓN

Los desórdenes músculo-esqueléticos de la extremidad superior constituyen una afección comúnmente vinculada a factores ocupacionales que se refleja primordialmente en dolor y déficit funcional. Entre las patologías comprendidas por los desórdenes musculares no específicos, se encuentran las lesiones por esfuerzo repetitivo (LER), término utilizado para referirse al dolor no específico en los músculos de las extremidades superiores. Las LER se derivan del uso repetitivo del mismo grupo muscular en la actividad diaria, bien sea debido a la realización de actividades repetitivas, a sostener posturas incomodas o por estar sometido a vibración. Algunas actividades que involucran la realización de un esfuerzo repetitivo son, por ejemplo, utilizar el ordenador, escanear los artículos de un supermercado, cargar bandejas pesadas, tocar instrumentos musicales, utilizar el móvil o cualquier otro tipo de movimiento que involucre la activación repetitiva del mismo grupo de músculos durante períodos prolongados.

Un ámbito de especial interés son las LER que afectan a los músculos del antebrazo como es el caso de la epicondilitis lateral (Rojas *et al.*, 2007) o el de los músicos (Moreno-Torres *et al.*, 2010). En este último colectivo, a pesar de que no se puede demostrar que el daño en los tejidos sea causado por tareas estáticas o que involucren bajos niveles de esfuerzo altamente repetitivos, se ha encontrado una predisposición al desarrollo de esta condición que afecta tanto a músicos de orquesta como a estudiantes de música (Moreno-Torres *et al.*, 2010). A pesar de lo poco que se conoce de la enfermedad y de lo subjetivo que resulta el diagnóstico, dicha condición se encuentra presente en estudios clínicos y epidemiológicos e incluso con cierta prevalencia en algunos segmentos de la población activa. Algunos estudios recientes han demostrado que las alteraciones

en los músculos que pueden derivarse en dolor muscular, también denominada mialgia de esfuerzo, pueden reflejarse en la activación eléctrica de los mismos (Goudy y McLean, 2006). Por ello, el uso de métodos no invasivos como la electromiografía de superficie puede permitir el análisis de patrones de activación y fatiga muscular que serán de gran importancia para su prevención, diagnóstico y tratamiento, así como en la monitorización en procesos de rehabilitación.

La electromiografía (EMG) permite registrar los potenciales eléctricos debidos a una contracción muscular voluntaria. Dichos potenciales se producen cuando las células (fibras) de los músculos esqueléticos son activadas por fibras nerviosas originadas en la médula espinal. Ambas fibras se "conectan", en la zona unión neuromuscular (Figura 1) (Merletti y Parker, 2001). Por lo general las uniones neuromusculares de un mismo músculo están distribuidas en una única región, denominada zona de inervación (ZI), aunque algunos músculos como los del antebrazo presentan varias ZI distribuidas lo largo de toda su longitud (Mañanas *et al.*, 2005). 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 (Burke, 1981). 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 y se propagan hacia ambos extremos de la fibra con una velocidad de conducción (VC) que oscila entre los 2 y los 8 m/s (Burke, 1981). La suma de potenciales de acción correspondientes a las fibras musculares activadas por una sola unidad motora (UM) recibe el nombre de potencial de acción de la unidad motora (PAUM) y 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 en el tiempo. La señal EMG de superficie (sEMG) es el resultado de la suma de todas las secuencias de PAUMs correspondientes a UM activas, tal como se propagan por los diferentes medios (huesos, dermis, etc.) desde su punto de generación en el músculo hasta la superficie de la piel (Figura 1). El Sistema Nervioso Central (SNC) utiliza dos estrategias diferentes para controlar la contracción muscular: a través del incremento del número de unidades motoras que se contraen a la vez (reclutamiento de fibras) y a través del aumento de la frecuencia de activación de cada unidad motora individual (Pozzo *et al.*, 2004).

La sEMG ofrece información complementaria o adicional a la EMG clásica de aguja (Merletti y Parker, 2001) y permite estudiar los determinantes fisiológicos de la fatiga muscular (patológica). Una desventaja de la sEMG es la imposibilidad de extraer características de unidades motoras aisladas. Esto se soluciona mediante registros de sEMG multicanal (es decir, utilizando matrices de electrodos) donde en cada punto se graba una versión filtrada en la dimensión espacial de los potenciales sobre la piel. Esta técnica permite la estimación de variables como la VC de UMs activas (Farina y Merletti, 2004) y además permite analizar la evolución de las variables EMG a lo largo del tiempo. Por otra parte, la sEMG ha sido utilizada para estimar los patrones de activación del SNC con resultados comparables a los obtenidos con EMG intramuscular (Holobar *et al.*, 2009).

Las señales sEMG deben ser adquiridas en condiciones controladas para que los resultados obtenidos sean comparables entre diferentes sujetos y poblaciones. Estas condiciones se logran por medio de algunos dispositivos mecánicos que además pueden medir la fuerza desarrollada. Normalmente se realizan contracciones isométricas (en donde la longitud del músculo se mantiene constante) de tal manera que variables como la VC sean más fáciles de estimar, dadas las condiciones estacionarias de la señal, y que se mantenga una interpretación fisiológica de esta cantidad (Farina y Merletti 2000).

El objetivo de este trabajo es la valoración de la EMG de superficie multicanal para analizar la activación y fatiga de músculos del antebrazo durante ejercicios isométricos repetitivos. En particular, se analizan los siguientes músculos: *Extensor Carpi Radialis* (ECR) y *Extensor Carpi Ulnaris* (ECU) cuya función principal es la extensión de la muñeca, el *Extensor Digitorum Comunis* (EDC) que actúa como extensor de los dedos, y el *Flexor Palmaris Longus* (FPL) cuya función es la flexión y abducción de la muñeca (Kendall *et al.*, 1993).

Para ello, se pretende diseñar tanto un protocolo experimental como la instrumentación necesaria para el posterior análisis de las señales EMG. En el caso de una valoración positiva que demuestre la utilidad de la técnica, se extenderá el estudio en un futuro trabajo a una población de músicos profesionales afectados por mialgia de esfuerzo.

2. METODOLOGÍA

2.1 Electromiografía de superficie multicanal

La electromiografía de superficie es una técnica no invasiva para medir potenciales eléctricos generados por fibras musculares

activas. Una matriz lineal de electrodos es un sistema que detecta la señal EMG de superficie en diferentes puntos localizados a lo largo de una línea y permite registrar la propagación (eléctrica) debida a la conducción de los diversos potenciales a lo largo de las fibras musculares que componen el músculo si la matriz se encuentra alineada con la dirección de las fibras. Permite obtener un conjunto de señales (una por cada electrodo o por cada par de electrodos en el caso de registros bipolares SD) 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 entre dos señales 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 fisiopatológicas y en condiciones de fatiga, por lo que es de interés clínico hacer un seguimiento de la evolución de esta variable.

Figura 1. Conexión entre el músculo y la médula espinal a través de una fibra nerviosa-motoneurona α (arriba). Esquema de generación de la señal sEMG (abajo).

Además de los PAUMs, pueden detectarse potenciales debidos a la acción de músculos vecinos o al cambio del medio de propagación (músculo-tendón) dificultando la interpretación de las señales sEMG. Estos potenciales se conocen por el nombre de "crosstalk" y usualmente no se propagan en la dirección de los PAUMs. El crosstalk puede ser reducido mediante la aplicación en diferido de un filtro espacial consistente en la diferencia de dos señales SD adyacentes, de forma que aquellos potenciales que aparecen simultáneamente se cancelen y sólo permanezcan aquellos que se desplazan sobre la fibra (Farina *et al.*, 2005).

La densidad espectral de potencia de la señal EMG ($P(f)$) está directamente afectada por la VC (v) y por la distancia entre los

electrodos (*d*) según la siguiente expresión (Kim y Lee, 1990)

$$P(f) = \frac{1}{v^2} G \left(\frac{fd}{v} \right) \quad (1)$$

donde $G(f)$ determina la forma del espectro. Por tanto, el estudio de las variaciones en la forma y amplitud del espectro de la señal EMG durante la actividad muscular permite evaluar el cambio en la VC que está relacionado con variaciones en el nivel de actividad y aparición de la fatiga muscular (Merletti y Parker, 2001).

Algunos ejemplos de aplicaciones clínicas de la EMG de superficie multicanal son (Farina *et al*, 2003) (Mesin y Cocito, 2007)(Zwarts y Stegeman, 2003):

- Sistema Nervioso Central en aplicaciones de trastornos del movimiento como distonía y temblor.
- Sistema Nervioso Periférico mediante la estimación de la VC que puede sufrir cambios ante miopatías caracterizadas por problemas en la membrana (parálisis periódica hipocalémica y miotonia congénita) o la detección de la fatiga patológica en la enfermedad de McArdle.
- Inyección en la ZI de toxina botulínica para producir denervación temporal en un músculo espástico.
- Encontrar las ZI antes de realizar una episectomía durante el parto con el fin de evitar riesgos de futura incontinencia urinaria.
- Obstrucción de la conducción nerviosa, es decir, en aquellos casos donde no se transmiten los impulsos nerviosos a pesar de que los axones neuronales están intactos.

Los músculos del antebrazo presentan varias ZI y son difíciles de analizar por medio de sEMG debido a sus condiciones anatómicas ya que son estrechos, y están muy próximos unos de otros. Sin embargo, haciendo uso de técnicas multicanal, se ha conseguido monitorizar los patrones de activación y de fatiga mioeléctrica en tareas de extensión de muñeca (Rojas *et al*, 2007) y de prensión de mano (Rojas *et al*, 2006).

2.2 Sujetos e instrumentación

Se registran las señales EMG de superficie en cinco sujetos voluntarios de género masculino (edad 33 ± 8 años, altura 1.72 ± 0.06 m, peso 77.5 ± 5.8 Kg e índice de masa corporal 25.71 ± 1.16 Kg/m²) sin antecedentes de desórdenes del sistema neuromuscular.

La Figura 2 muestra la configuración global de la instrumentación en forma esquemática. Para que el sujeto pueda controlar los niveles de fuerza que ejerce en cada instante de tiempo, se emplean transductores de par de fuerza con el fin de obtener medidas cuantitativas del esfuerzo realizado. Los transductores utilizados tienen un fondo de escala de 75 N·m, sensibilidad de 1.905mV/V y tensión de salida de ± 5 V. La medición obtenida es lineal en el rango de operación de los torquímetros y el signo depende de la dirección de la fuerza aplicada.

Las señales suministradas por los transductores son amplificadas por medio de un amplificador de propósito general (Gould 11-5407-58) con una ganancia configurable entre 2 y 20, a ser escogida dependiendo del nivel de la fuerza aplicada por el sujeto.

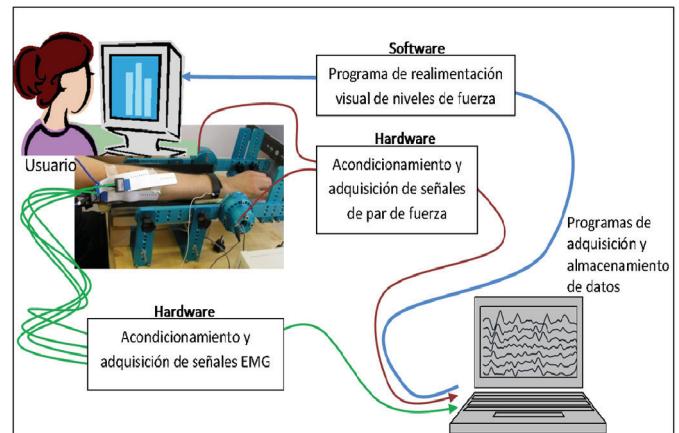


Figura 2. Configuración global del sistema de registro.

Posteriormente, las señales son adquiridas en un PC y presentadas a través de un programa de realimentación visual, de manera que el sujeto pueda comparar el nivel de activación que realiza con el que le es solicitado. La digitalización y adquisición de estas señales se realiza mediante una tarjeta A/D de 16 bits (NI-DAQPad 6015). Tanto el nivel de fuerza requerido como el representado en la aplicación se expresan en cantidades relativas o submáximas respecto a la máxima contracción voluntaria (MCV) de cada sujeto. De esta manera, se normaliza la activación entre sujetos independientemente de la condición física y el tono muscular de cada uno.

Las contracciones se realizan de forma isométrica mediante el uso del brazo mecánico mostrado en la Figura 3. Este brazo tiene dos torquímetros localizados en las articulaciones de las barras laterales; cada uno mide el par de fuerza entre dichas barras que a su vez están unidas por una barra transversal sobre la que se ejerce la fuerza a medir.

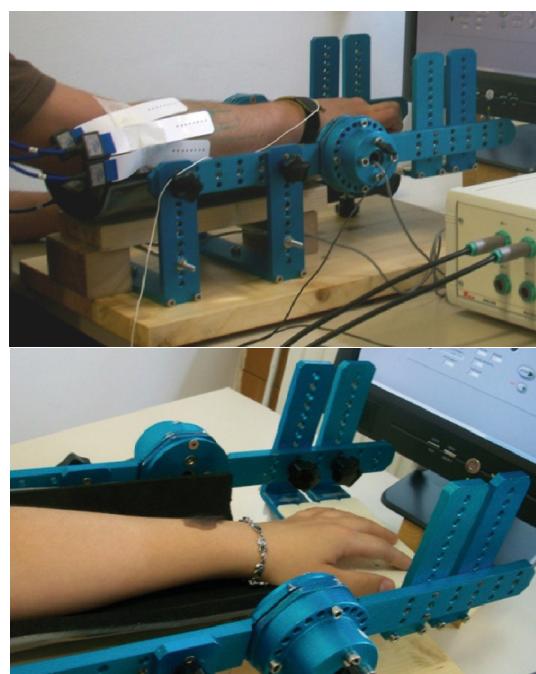


Figura 3. Brazo isométrico, vista lateral (arriba) y vista superior (abajo). La muñeca está alineada con el eje donde se encuentran los torquímetros a ambos lados.

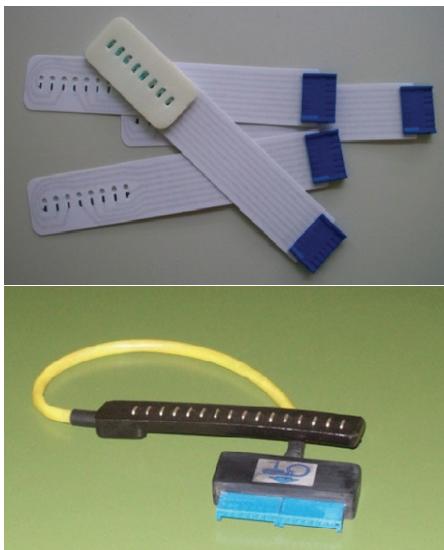


Figura 4. Matrices lineales de 8 electrodos de OT Bioelectrónica.

En uno de los electrodos se observa el adhesivo que se emplea para la sujeción a la piel (arriba). Matriz lineal de 16 electrodos secos de OT Bioelectrónica (abajo).

Para el registro de señales sEMG se utilizan matrices lineales adhesivas con 8 electrodos de plata, de 1 mm de ancho y 2 mm de longitud sobre el ECR, EDC, ECU y FPL (Figura 4). La distancia entre electrodos es de 5 mm. Para disminuir la impedancia de contacto, la piel se afeita y se limpia con pasta abrasiva y se utiliza gel conductor para el contacto con la superficie. Sobre cada uno los músculos se registran simultáneamente siete señales diferenciales (SD) utilizando un amplificador de electromiografía de superficie (Multichannel surface EMG acquisition system – Sirio, LISiN y OT Bioelectrónica), con ganancia variable entre 2000-5000 dependiendo de la amplitud de las señales sEMG observadas durante la colocación de los electrodos (ver sección 2.3). El electrodo de referencia se sitúa en la muñeca. Las señales sEMG son filtradas entre 10- 450 Hz, muestreadas a 2048 Hz y almacenadas en un PC vía USB.

El amplificador se encuentra ópticamente aislado de la red eléctrica y fue diseñado para cumplir con el estándar europeo 93/42/CEE de la instrumentación biomédica y en concordancia con la normativa EN 60601 para equipos médicos eléctricos. Para la posterior sincronización de las señales sEMG y las señales de par de fuerza, se envía una señal de flanco ascendente que es registrada por los dos sistemas de adquisición.

2.3 Protocolo experimental

En primer lugar se debe encontrar una zona óptima para la localización de las matrices de electrodos adhesivos con los cuales se registran las señales sEMG que serán analizadas. Con tal fin, se traza una línea de guía entre el punto de origen y el de inserción de cada músculo según lo descrito por (Kendall *et al*, 1993) para el ECR, EDC, ECU y FPL. El ECR se origina en el tercio distal del reborde supracondíleo externo del húmero y tabique intermuscular externo. Se inserta en el borde radial de la superficie dorsal de la base del tercer metacarpiano. El ECU se origina en el polo inferior del epicóndilo lateral como parte del extensor común y se inserta en la base del quinto metacarpiano. El EDC se origina en el tendón extensor del epicóndilo lateral y se inserta por medio de cuatro tendones de la segunda a la quinta

falange. Finalmente, el flexor palmaris longus (FPL) se origina en la epitróclea del húmero y se inserta en la base del segundo metacarpiano (ver Figura 5). Sobre dicha línea se desplaza una matriz lineal de electrodos secos (Figura 4, abajo) y se examinan las señales obtenidas en busca de las siguientes características:

- 1) Propagación de PAUMs: esto proporciona una indicación de la dirección de las fibras musculares.
- 2) Ausencia de ZI a fin de obtener una mejor estimación de la VC (Farina y Merletti 2003).
- 3) Velocidad de conducción en el rango fisiológico: velocidades demasiado altas indican una alineación incorrecta de la matriz sobre el músculo.

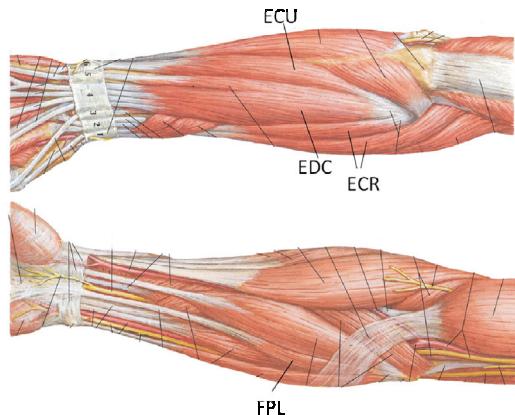


Figura 5. Músculos del antebrazo incluidos en el estudio. a) Vista posterior (arriba), b) Vista anterior (abajo).

En la Figura 6 puede apreciarse la ubicación de las matrices de electrodos en los cuatro músculos de interés: ECR, EDC, ECU y FPL.

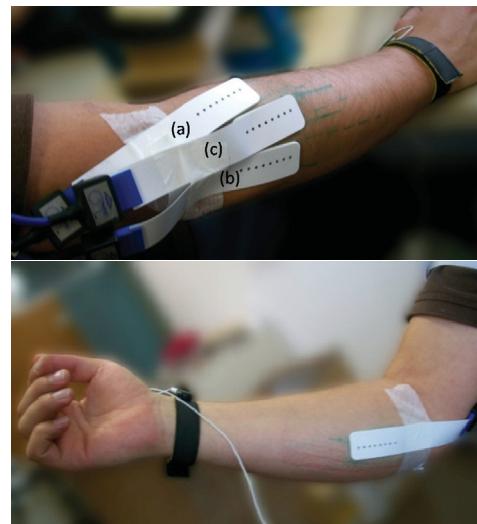


Figura 6. Posición de los electrodos en los músculos extensores: a) Carpi Radialis, b) Carpi Ulnaris y c) Digitorum Comunis (arriba); y en el músculo Flexor Palmaris Longus (abajo).

Para el registro de las señales, cada sujeto se sienta con la espalda recta y a una altura tal que el brazo derecho extendido sobre el brazo mecánico forme un ángulo de 90° respecto al torso. A continuación se realiza una serie de contracciones isométricas que se describen a continuación:

1) Flexión de muñeca.

El sujeto realiza una presión con todos los dedos sobre la barra horizontal. El ejercicio logrado es una flexión de muñeca en el eje vertical. Para reducir el desequilibrio en el esfuerzo realizado debido a posibles rotaciones de la muñeca, se pide también al sujeto que intente mantener el balance en la fuerza ejercida sobre el transductor derecho e izquierdo. La fuerza es mantenida durante 10 segundos.

2) Presión con cada dedo secuencialmente manteniendo estática la posición de la muñeca.

El sujeto realiza presión con el pulgar durante 2 segundos, lo relaja elevándolo durante 2 segundos, y seguidamente se repite con el índice, el dedo medio, el anular y el meñique. Se realizan 5 repeticiones.

3) Presión con cada dedo secuencialmente sobre un punto fijo mediante rotación horizontal de la muñeca.

El sujeto ejerce una presión sobre un mismo punto accesible a todos los dedos, forzando la rotación de la muñeca. En el resto, el ejercicio es idéntico al anterior.

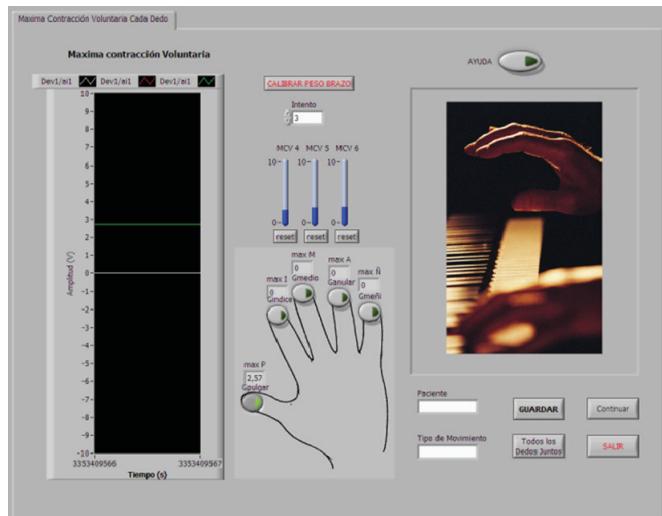


Figura 7. Ejemplo de intentos sucesivos de medición de la MCV para el pulgar.

Previo a la realización de los ejercicios se registra la MCV tanto para la presión ejercida con toda la mano como para la presión ejercida con cada dedo por separado. Dicho valor se mide realizando tres intentos con un descanso entre ellos de tres minutos. Posteriormente, se realizan las tres tareas descritas, fijando cada vez contracciones submáximas al 20%, 50% y 80% MCV. El orden de los ejercicios es aleatorio con un tiempo de reposo de 3 minutos entre ellos.

Por último, y con la finalidad de analizar los efectos de la fatiga mioeléctrica, se realiza un ejercicio de resistencia al 50% MCV. En cada caso se pide al sujeto realizar cada uno de los tres ejercicios sin límite de tiempo de forma que el ejercicio finaliza cuando el sujeto no puede conseguir o mantener el nivel de fuerza requerido. Las pruebas de resistencia son realizadas secuencialmente y en orden aleatorio una vez finalizada la etapa de ejercicios submáximos. Entre pruebas, el sujeto puede descansar durante un periodo aproximado de 10 minutos para evitar los efectos de la fatiga acumulada (Mañanas *et al.*, 2005) (Rojas *et al.*, 2007).

2.4 Programa de realimentación visual

Se diseña y desarrolla un programa de realimentación visual que permite presentar al usuario una medida cuantitativa del par de fuerzas aplicado sobre el brazo mecánico, a través de la presentación de las señales de par adquiridas en tiempo real. El formato de presentación de los niveles de fuerza solicitados y de la fuerza lograda depende del tipo de ejercicio a realizar. El programa es desarrollado en LabView 2009 y consiste en cinco secciones:

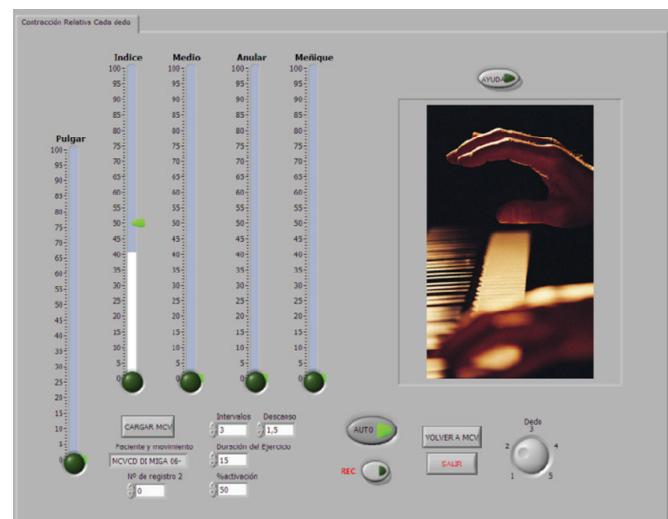


Figura 8. Sección de Realimentación visual para activación secuencial de dedos independientes.

- Una de calibración de los dos torquímetros del brazo mecánico que incluye la medida del peso de la mano para sustraerla de las medidas posteriores.
- Dos secciones donde se registra la MCV para los diferentes tipos de ejercicios propuestos, y
- Dos secciones en que se pueden realizar los ejercicios de contracciones submáximas con parámetros ajustables por el investigador a niveles de fuerza relativos a la MCV registrada.

Todas las secciones del programa incorporan datos provenientes de la adquisición de las señales de par.

Las diferentes secciones del programa de realimentación visual permiten, a su vez, registrar en archivos de texto las señales presentadas al sujeto almacenando el vector de tiempo, las señales correspondientes a cada torquímetro (relativas a la MCV), y otra información relevante que dependa del ejercicio realizado para que posteriormente se utilicen en el procesado de las señales sEMG. Los valores de calibración y MCV también pueden ser almacenados en archivos, tanto para utilizarlos como datos adicionales como para hacer el sistema más robusto permitiendo la recuperación rápida y sencilla de las variables de estado en caso de fallo.

La adquisición de las señales de par debe ser sincronizada con el registro de señales de sEMG. Para lograr dicha sincronización, el programa genera un flanco ascendente (como salida digital de la tarjeta de adquisición) cuando se inicia la adquisición de las señales de par. Dicho flanco es registrado por el amplificador de EMG superficial como entrada auxiliar de sincronización. En las Figuras 7 y 8 se presentan dos pantallas del programa de realimentación visual.

2.5 Variables de interés

Las estrategias de control del SNC se ven reflejadas tanto en la amplitud como en el contenido espectral de la señal sEMG: El reclutamiento de nuevas unidades motoras implica la superposición de más potenciales en la señal haciendo que su potencia aumente. La potencia de la señal EMG depende del número de UM reclutadas, su profundidad y el número de fibras que componen cada una de ellas. Adicionalmente, también depende de la frecuencia con la que son activadas y se puede utilizar como indicador del nivel de actividad muscular.

El espectro de frecuencias esperado de la señal EMG de superficie comprende la banda entre 10 y 400Hz (Merletti y Parker, 2001). Dicho espectro se ve afectado principalmente por la forma de onda de los PAUMs de las UMs activas, aunque también depende de la frecuencia de generación de los PAUMs (Merletti y Parker, 2001). Por otra parte, las variaciones en la frecuencia de activación de las UM's activas y la activación de las UM's de tipo IIb hacen que el espectro se desplace hacia las bajas frecuencias y que la VC global disminuya. La VC es una variable fisiológica relacionada con diferentes patologías, fatiga, dolor y ejercicio (Farina y Merletti, 2004)

Estas variaciones pueden ser analizadas a partir de las siguientes variables: el valor cuadrático medio (RMS) en lo relativo a la energía de la señal; la frecuencia mediana (FMED) para la densidad espectral de potencia; y por último, a través de la velocidad de conducción (VC) obtenida a partir de los potenciales presentes en la señal. Las diferencias en los valores de estas variables al comparar dos poblaciones (por ejemplo una normal y una patológica) pueden ayudar en el diagnóstico o monitorización de procesos de rehabilitación.

La VC es diferente para cada músculo ya que depende del tamaño y tipo de unidades motoras que lo componen. Estudios previos (Pozzo *et al*, 2004) demuestran que si la contracción se mantiene hasta alcanzar fatiga muscular, las UMs rápidas se fatigan y sólo quedan las de tipo I, por lo que en condiciones de fatiga decrece la velocidad de conducción con el transcurso del tiempo. Cabe recordar que la señal EMG es el resultado de la superposición de las UM activas y, por tanto, los cambios en el reclutamiento de UM se ven reflejados en la VC global, es decir, en la estimación del retardo entre dos señales EMG registradas a una distancia conocida sobre un mismo músculo. Por tanto, la VC es un estimador que permite una interpretación fisiológica directa, sobre todo en estudios de fatiga donde se esperan variaciones en el reclutamiento de UM. Además, en conjunto con elevados coeficientes de correlación cruzada (CC), la VC permite validar los registros de señales EMG multicanal ya que se espera que dos señales registradas a una distancia (corta) conocida sean similares y que el retardo entre ellas dos sea el debido a una VC comprendida en el rango fisiológico.

La VC se estima a partir del retardo θ entre dos señales sEMG, $x_1(n)$ y $x_2(n)$, definidas como:

$$x_1(n) = s(n) + w_1(n) \quad (2)$$

$$x_2(n) = s(n - \theta) + w_2(n) \quad (3)$$

donde $s(n)$ representa el tren de PAUMs sobre la superficie de la piel de la figura 1, θ representa el retardo entre los canales x_1 y x_2 y los términos w_1 y w_2 representan diferentes tipos de interferencia tanto externas como fisiológicas (incluyendo potenciales de crosstalk).

Existen diversas técnicas de estimación del retardo θ , siendo la correlación cruzada una de las más utilizadas. Consiste en obtener el retraso temporal a partir de la minimización del error de mínimos cuadrados entre ambas según:

$$et(\hat{\theta}) = \sum_{n=1}^N [x_2(n + \hat{\theta}) - x_1(n)]^2 \quad (4)$$

donde N es el número de muestras de la ventana temporal utilizada para la estimación. El problema que surge al utilizar esta técnica es la baja resolución temporal que se obtiene ya que el eje temporal está discretizado en múltiplos del periodo de muestreo y el error debido a la precisión es comparable a los valores que se intentan medir. Dos posibles soluciones consisten en aumentar la frecuencia de muestreo o en la interpolación de la señal. Sin embargo, ambas soluciones suponen un alto coste computacional y consumo excesivo de memoria.

El algoritmo propuesto por McGill (McGill y Dorfman, 1984) plantea la obtención del retardo temporal a partir de la propiedad de la transformada de Fourier:

$$x(n + \hat{\theta}) \xleftrightarrow{F} x(k) e^{j2\pi k \hat{\theta} / N} \quad (5)$$

por lo que la minimización de e_t (en el dominio del tiempo) equivale a minimizar ef (en el dominio frecuencial):

$$ef(\hat{\theta}) = \frac{N}{2} \sum_{K=1}^{N/2} [X_2(k) e^{j2\pi k \hat{\theta} / N} - X_1(k)]^2 \quad (6)$$

donde X_1 y X_2 corresponden a la transformada de Fourier de los dos canales analizados y N es el número de muestras de la ventana de análisis.

La ventaja de la aplicación de este algoritmo, que es el que se utiliza en este estudio, radica en que $\hat{\theta}$ es una variable real (que ya no ha de ser múltiplo del periodo de muestreo) en ef , permitiendo obtener una resolución mayor para la medición del retardo y, finalmente, de la VC.

El inconveniente de la aplicación de un método que mide la velocidad de conducción mediante el retardo es la dependencia de los resultados obtenidos respecto a la localización de los electrodos, la proximidad de los músculos, la cantidad y ubicación de las zonas de inervación y la presencia de interferencias, ya que todos estos factores afectan la similitud entre las señales analizadas (Merletti y Parker, 2001), (Pozzo *et al*, 2004). Dada la proximidad entre los músculos del antebrazo y la presencia de múltiples ZI, se utilizan los CC como un indicador de la calidad de la VC estimada en cada segmento de señal o *época*, para que la determinación del retardo entre señales sea fiable. De los siete canales SD registrados se seleccionan tres consecutivos (una tripleta) para el cálculo de la VC de acuerdo con las siguientes características:

- 1) Coeficientes de correlación superiores a 0.55 entre señales doble-diferenciales (DD) obtenidas a partir de la resta de dos señales SD.
- 2) Se descartan tripletas que presenten un alto componente de interferencia de la red eléctrica y tripletas que registren una zona de inervación
- 3) VC dentro de límites fisiológicos: entre 2 y 8 m/s.

- 4) Se escoge una misma tripleta en cada músculo y en cada sujeto, a fin de poder comparar la activación de los músculos entre diferentes submáximos de fuerza y entre los diferentes ejercicios registrados.

Las variables RMS y FMED se obtienen como la media del valor obtenido para los dos canales DD resultantes de la tripleta seleccionada. Todas las variables son calculadas en épocas de 500 ms en donde la señal sEMG se considera estacionaria (Merletti y Parker, 2001).

La activación voluntaria combina las contribuciones individuales de diferentes músculos con el fin de producir y mantener una tarea dada. En consecuencia, aunque la fuerza neta que produce la contracción puede mantenerse constante es posible que la implicación de cada músculo varíe de acuerdo con el nivel de esfuerzo o el ejercicio. Por tanto, se realizan una serie de normalizaciones con el fin de identificar patrones de activación y establecer comparaciones entre sujetos y músculos:

- *Co-activación muscular*: para un submáximo determinado (%MCV), se normaliza el RMS obtenido respecto a la suma de los RMS obtenidos para los cuatro músculos. De esta manera, se puede comparar la influencia o aportación de cada músculo entre diferentes submáximos y/o ejercicios.
- *Relación EMG-dedo*: para comparar el nivel de activación de un músculo en cada uno de los dedos se normaliza el RMS para los dedos pulgar, índice, anular y meñique respecto al RMS del dedo medio.

Por último, la fatiga mioeléctrica, se analiza a través de la representación de la evolución temporal de las variables de interés (RMS, FMED 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 el RMS aumente con el tiempo. Esto se debe a que si la contracción se prolonga en el tiempo, más UMs de tipo I deben ser reclutadas mientras que las de tipo II comienzan a desparecer de la contracción. Como la VC de las UM de tipo I es más baja (Macaluso y De Vito, 2004), la frecuencia media y la VC global disminuyen. Por otra parte, el reclutamiento de más UM hace que la energía de la señal aumente. Se realiza también una normalización en el eje temporal respecto al total de duración de la prueba. De esta forma, todos los ejercicios de contracción sostenida en los diferentes sujetos pueden ser comparados.

El índice de fatiga para una variable dada se define a partir del valor absoluto de la pendiente (m) de su tendencia lineal.

3. RESULTADOS

3.1 Detección de Potenciales de Acción de Unidad Motora

Mediante la EMG de superficie multicanal se detectaron varias ZI (ver ejemplo en la Figura 9). La mejor localización para la matriz de electrodos para el ECR y para el ECU se encontró en general cerca del epicóndilo mientras que para el EDC y para el FPL más alejado de él.

Se obtuvo una tripleta para cada conjunto de señales en cada músculo para evaluar la propagación de PAUMs de acuerdo con su velocidad de conducción. Esta tripleta se escogió por inspección, de manera que ninguna de las señales estuviera en una ZI. En todos los casos, se obtuvo un CC superior a 0.55 lo

que garantiza la suficiente calidad de las señales dadas las dificultades adicionales propias del registro de los músculos del antebrazo y velocidades dentro del rango fisiológico.

Figura 9. Ejemplo de ZI registrada con la matriz lineal de 16 electrodos secos de Ag/AgCl. Se observa la propagación en ambas direcciones de los PAUMs a partir de la ZI hacia los tendones

En la Figura 9 se muestran 120ms de señal donde se puede observar claramente la propagación de los PAUMs. Por el contrario, si se considera la señal EMG en intervalos de mayor duración, como es el procedimiento habitual, la señal EMG de superficie tiene un aspecto de ruido cuyo nivel de energía solo aporta información sobre el nivel de actividad del músculo, pero se pierde gran cantidad de la información sobre los PAUMs que se obtiene gracias a la utilización de matrices de electrodos. En la Figura 10 se muestra el efecto de una visualización en ventanas temporales mayores, donde se puede ver como varía la activación de cada músculo al presionar con cada uno de los dedos. En éste caso como en el resto de los ejercicios y para todos los sujetos, el ECR no se encuentra activo: la energía de la señal se mantiene constante al presionar cualquiera de los dedos e incluso es comparable a la energía en los períodos de relajación. Adicionalmente hay una muy baja activación del ECU al presionar con el dedo meñique. En los demás casos, se observa una relación entre las variaciones de la energía de la señal y la presión de cada dedo.

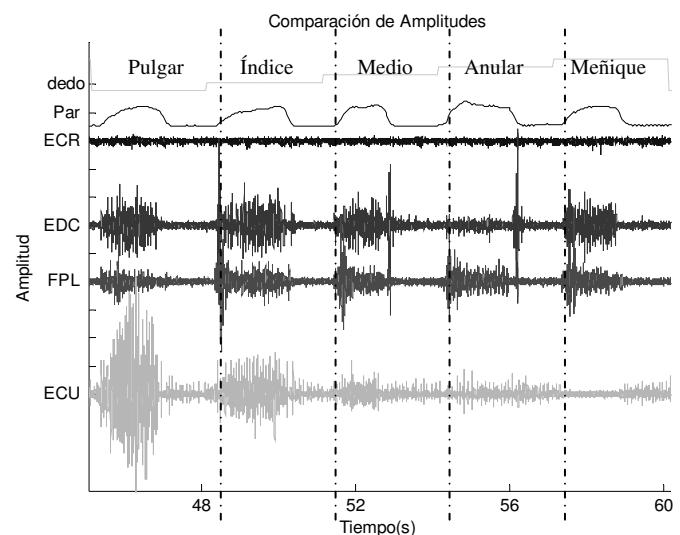


Figura 10. Comparación de activación entre los diferentes músculos y dedos durante activación al 50% MCV.

La VC obtenida para los tres músculos activos durante el ejercicio de fuerza con toda la mano y en los diferentes submáximos se muestra en la Figura 11. En la Figura 12 se muestra la misma variable pero en el ejercicio de presión secuencial de cada dedo (sin rotación de muñeca). En todos los casos (excepto para el ECU cuando se presiona con el dedo meñique por estar inactivo), la VC se encuentra dentro del rango fisiológico confirmando la propagación de PAUMs. Se aprecia una ligera mayor dispersión entre sujetos en la VC del FPL, posiblemente debida a la dificultad de alineación de la matriz con el músculo por tratarse de un músculo menos superficial y una zona donde se acumula más tejido adiposo. Tampoco se pueden establecer diferencias entre la presión de los diferentes dedos en el ECR ni el FPL. Sin embargo, se observa un ligero descenso en el ECU al presionar con los dedos desde el pulgar hasta el anular.

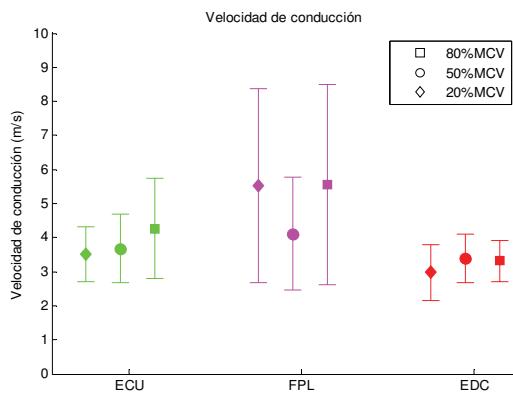


Figura 11. Velocidad de conducción para los tres músculos activos y tres submáximos en el ejercicio de aplicación de fuerza con toda la mano. Valor medio y desviación estándar de toda la población

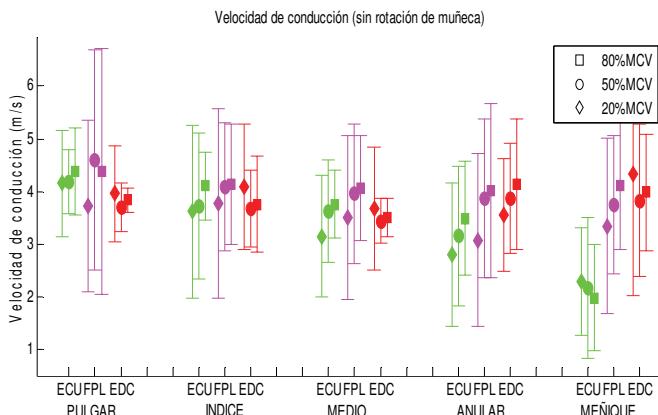


Figura 12. Velocidad de conducción para los tres músculos activos y tres submáximos en el ejercicio de aplicación de fuerza con cada dedo sin rotación horizontal de muñeca.

3.2 Co-activación

En la figura 13 pueden observarse los valores RMS normalizados para cada músculo activo y a los diferentes submáximos en el ejercicio de fuerza con todos los dedos. No se encuentran diferencias entre submáximos por lo que se deduce que la co-activación es similar para niveles bajos, medios y altos de contracción. La activación del FPL es mayor que la del EDC ($p<0.02$ evaluado con una prueba t). Las activaciones del ECU y el FPL son comparables (p.n.s. con prueba t). La misma variable

pero en el ejercicio de presión secuencial de cada dedo (sin rotación horizontal de muñeca) se muestra en la Figura 14. Se aprecia una mayor contribución del ECU para ejercer la presión con el pulgar ($p<0.007$, para un t-test), que va decreciendo a medida que cambia de dedo desde el índice hasta el meñique en donde se encuentra prácticamente inactivo. Esta baja contribución es compensada por una mayor activación del FPL ($p<0.02$) y, especialmente, del EDC cuya activación aumenta al presionar desde el pulgar hacia el meñique ($p<0.001$ para los casos con rotación y $p<0.05$ sin rotación).

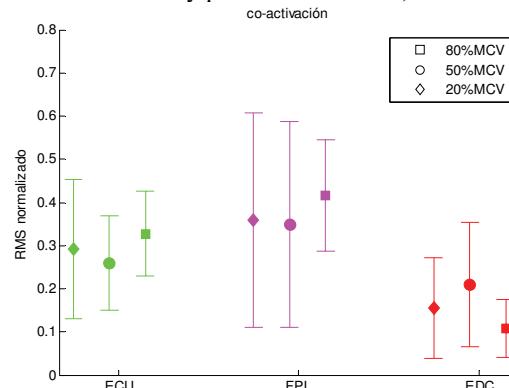


Figura 13. Co-activación muscular para el ejercicio isométrico de fuerza con toda la mano. Valor medio y desviación estándar para toda la población.

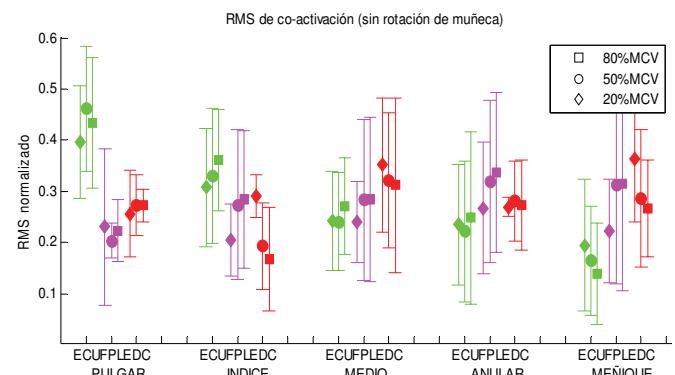


Figura 14. Co-activación muscular para el ejercicio isométrico de fuerza con cada dedo (sin rotación horizontal de muñeca). Valor medio y desviación estándar para toda la población.

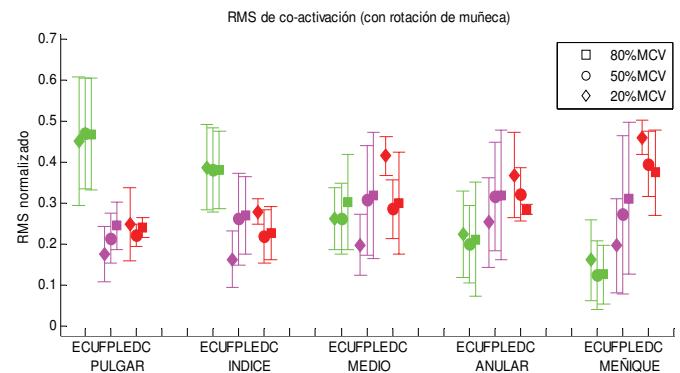


Figura 15. Co-activación muscular para el ejercicio isométrico de fuerza con cada dedo (con rotación horizontal de muñeca). Valor medio y desviación estándar para toda la población.

En la Figura 15 se presentan los mismos resultados que en la Figura 14 pero para el ejercicio de presión secuencial de cada dedo con rotación horizontal de muñeca. Si bien el ejercicio añade la rotación de muñeca, se observan valores muy parecidos a los obtenidos en el ejercicio sin rotación sin presentar diferencias estadísticamente significativas (p.n.s con prueba t).

3.3 Relación EMG-dedo

Los valores de RMS normalizados respecto al dedo medio se muestran en la Figura 16 durante el ejercicio de rotación horizontal de muñeca. El nivel de activación desde el pulgar hasta el meñique disminuye en el ECU (en el pulgar, la activación del ECU es mayor que la del FPL y el EDC con $p<0.0001$ mientras que para el meñique es menor que la del FPL y el EDC con $p<0.002$. Ambos valores calculados con una prueba t). Para los otros dos músculos, los niveles de activación resultan similares, si bien en promedio hay ligeras diferencias siendo algo menor la activación en los dedos pulgar e índice, respecto al anular ($p<0.02$). De estos resultados, unidos a los anteriores de co-activación, puede deducirse que la mayor contribución del FPL y, especialmente, del EDC al presionar con un dedo cada vez más cercano al meñique no es por una mayor activación del músculo sino por estar mucho menos activo el músculo ECU. Los resultados obtenidos con el ejercicio sin rotación horizontal de muñeca son muy similares.

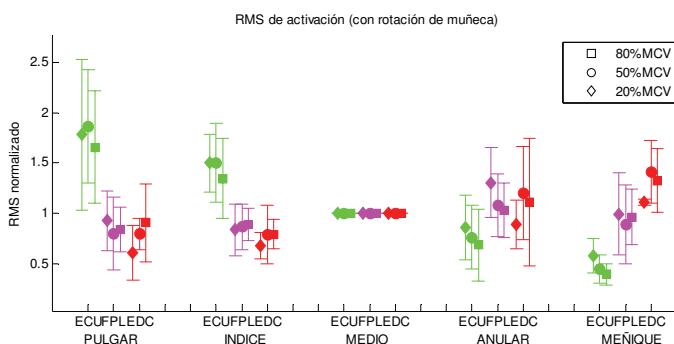


Figura 16. RMS normalizado respecto al valor RMS al presionar con el dedo medio (con rotación horizontal de muñeca). Valor medio y desviación estándar para toda la población.

3.4 Fatiga mioeléctrica

Los resultados obtenidos para el análisis de la fatiga mioeléctrica en cada músculo para el ejercicio de presión con toda la mano y con cada dedo por separado, consisten en los diagramas de fatiga de la evolución de las variables de interés (RMS, FMED y VC) en función del tiempo normalizado y en promedio para todos los sujetos. En la leyenda de la figura aparecen los valores de la pendiente m y coeficiente de ajuste r a una regresión lineal. En las figuras 17 y 18 se presentan, a título de ejemplo, los diagramas de fatiga para la presión de todos los dedos y del dedo medio del músculo FPL, respectivamente, durante el ejercicio sin rotación horizontal de muñeca.

En presencia de fatiga, puede apreciarse el decremento en las variables VC y FMED en función del tiempo y el nivel de fatiga queda reflejado por la pendiente negativa de la regresión lineal como sucede en ambos casos. Se obtienen pendientes negativas para el resto de dedos. Ello indica la presencia de fatiga muscular del FPL en todos los ejercicios de contracción sostenida y puede establecerse un orden de fatigabilidad en función del dedo presionado de mayor a menor magnitud de la

pendiente para VC y FMED: dedo medio, meñique, anular, índice y pulgar. En la presión individual de cada dedo aparece un elevado incremento del RMS con cierta dispersión lineal pero que claramente refleja el reclutamiento de fibras musculares a medida que se realizan nuevas repeticiones en el ejercicio. En cambio, prácticamente no hay reclutamiento (o ligeramente al estar compensado por fibras que se fatigan y se hacen inactivas) en el caso de presionar con todos los dedos de la mano.

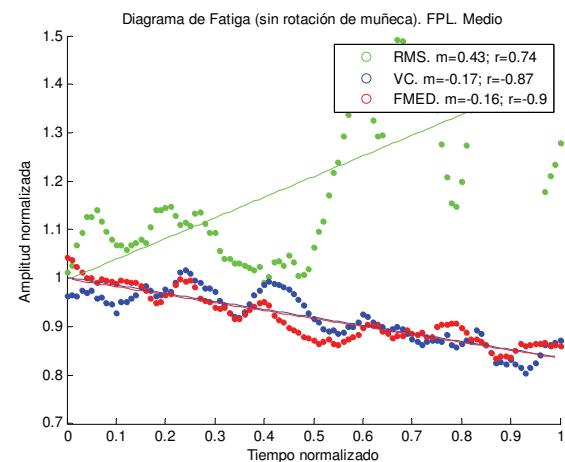


Figura 17. Diagrama de fatiga para el músculo FPL durante la presión del dedo índice durante el ejercicio sin rotación horizontal de muñeca (promedio de toda la población).

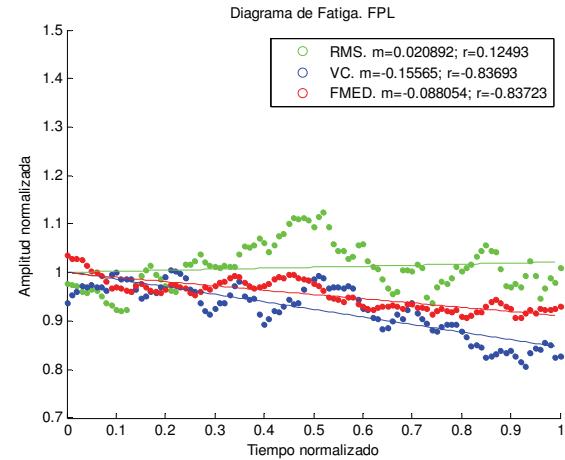


Figura 18. Diagrama de fatiga para el músculo FPL durante la presión de todos los dedos (promedio de toda la población).

4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se ha diseñado un protocolo experimental con ejercicios específicos y estudio de músculos del antebrazo que está relacionado con las LER y mialgia de esfuerzo como las que padecen los músicos profesionales. La EMG de superficie multicanal ha permitido obtener patrones de activación de tres músculos extensores y un flexor, así como la dependencia en la presión de los diferentes dedos que resultará, por ejemplo, de gran interés en músicos pianistas. También se ha podido detectar fatiga mioeléctrica en dos músculos: ECU y, especialmente, FPL. El análisis de dicha fatiga durante los ejercicios de resistencia con contracciones voluntarias isométricas puede aportar información que permita establecer diferencias entre

individuos sanos y pacientes con LER dado que esta lesión se encuentra relacionada, en gran medida, con la rápida fatiga muscular y dolor como síntomas comunes entre pacientes. Los resultados obtenidos en el análisis de fatiga para el FPL indican que dicho músculo se fatiga durante los ejercicios de resistencia propuestos (tanto de aplicación de fuerza con toda la mano, como aplicación de fuerza con cada dedo), permitiendo estudiar la relación entre los indicadores de fatiga y la patología.

Adicionalmente, los resultados obtenidos con el ejercicio con y sin rotación horizontal de muñeca son muy similares. Por lo que se deduce que las variables de interés y el protocolo son altamente repetitivos y reproducibles, respectivamente. Por tanto, el análisis y los resultados obtenidos en un grupo control mediante la utilización de EMG de superficie multicanal permite valorar muy satisfactoriamente dicha técnica para ser aplicada en pacientes una vez se obtengan patrones de anormalidad (al comparar con el grupo control) en la activación y fatigabilidad muscular bien como ayuda al diagnóstico o seguimiento de la evolución de los músculos durante procesos de rehabilitación.

A partir de los resultados obtenidos en el grupo control se recomienda tener en cuenta los siguientes aspectos en estudios posteriores con pacientes: eliminar el ejercicio de rotación horizontal de muñeca y sustituir el análisis del ECR por otro flexor como puede ser el *flexor digitorum superficialis*, *carpi ulnaris* o el *carpi radialis* cuyo papel puede ser más relevante en los ejercicios. Finalmente, se ha validado esta técnica no invasiva en ejercicios asociados a LER y músculos del antebrazo detectándose potenciales de acción propagándose con una estimación de la VC dentro del rango fisiológico y CC suficientemente elevados y, por tanto, refrendando la información y resultados obtenidos de los patrones musculares.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Jaume Rosset, director de la Fundació Ciència i Art y director médico del Institut de Fisiologia i Medicina de l'Art-Terrassa (Barcelona) por su colaboración en el estudio y el asesoramiento clínico. Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo del MICINN (TEC2008-02754).

REFERENCIAS

- Burke RE. (1981) Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. *Handbook of Physiology: The Nervous System*. USA: Brooks, V. B. American Physiological Society, Bethesda, MD.
- Farina D, Merletti R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000 Oct;10(5):337-49. Review. PubMed PMID: 11018443.
- Farina D, Arendt-Nielsen L, Merletti R, Indino B, Graven-Nielsen T. (2003) Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis anterior muscle., *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, **50(3)**: pp. 354-64.
- Farina D, Merletti R (2003). A novel approach for estimating muscle fiber conduction velocity by spatial and temporal filtering of surface EMG signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **50(12)**:1340-51.
- Farina D, Merletti R. (2004) Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Med Biol Eng Comput*; **42(4)**, pp.432-45.Goudy N. and McLean L. (2006). Using myoelectric signal parameters to distinguish between computer workers with and without trapezius myalgia. *European Journal of Applied Physiology*, **vol. 2**, pp. 196.
- Holobar A, Farina D, Gazzoni M, Merletti R, Zazula D., (2009) Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram, *Clin. Neurophysiol.* **120(3)**, pp. 551-62.
- Kendall, F.P., Kendall McCreary, E. and Provance, P.G. (1993) Muscles: Testing and Function, *Williams & Wilkins*.
- Kim, S.I., Lee., K.M. (1990) Mean frequency estimation of myoelectric signal using 2nd order maximum entropy method. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* **12, n° 5**., pp. 2208-2209.
- Macaluso, A. and De Vito, G. (2004) Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *Eur J Appl Physiol*, **vol 91**, p. 450-472.
- Mañanas, M. A., Rojas, M., Mandrile, F. and Chaler, J. (2005) Evaluation of muscle activity and fatigue in extensor forearm muscles during isometric contractions. *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pp. 1-4.
- McGill. K. C and Dorfman, L. J. (1984) High-resolution alignment of sampled waveforms", *IEEE Trans Biomed Eng*, **31**, pp. 462-8.
- Merletti, R. and Parker, P. (2001) Electromyography: Physiology, Engineering and Non-Invasive Applications, *IEEE Press and John Wiley Publishers*.
- Mesin L, Cocito D. (2007) A new method for the estimation of motor nerve conduction block. *Clin Neurophysiol*; **118(4)** pp.730-40.
- Moreno-Torres A., Rosset-Llobet J., Pujol J., Fàbregas S. and Gonzalez-de-Suso J. (2010). Work-Related Pain in Extrinsic Finger Extensor Musculature of Instrumentalists Is Associated with Intracellular pH Compartmentation during Exercise. *PLoS ONE*, **vol 5(2)**: e9091. doi:10.1371/journal.pone.0009091
- Pozzo, M., Farina, D., and Merletti, R. Electromyography: detection, processing and applications. In: *Handbook of biomedical technology and devices*, eds. Moore, J. and Zouridakis, G. CRC Press, 2003.
- Rojas, M.; Mañanas, M.A.; Muller, B.; Chaler, J. (2007) Activation of Forearm Muscles for Wrist Extension in Patients Affected by Lateral Epicondylitis, *Poceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp 4858-486.
- Rojas M., Mañanas, M.A. and, Chaler, J (2006) Analysis of forearm muscles during gripping exercise by means of linear electrode arrays at different levels of effort, *XVI Congress of the Inter. Society of Electrophysiol. and Kinesiol.*, pp.1-4.
- Webster, J.B. (1997) Medical Instrumentation, application and design, *Wiley 3rd edition*.
- Zwarts MJ, Stegeman DF. (2003) Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle Nerve*, **28(1)**, pp. 1-17.