



Surface EMG based muscle fatigue detection using a low-cost wearable sensor and amplitude-frequency analysis

Detección de la fatiga muscular a través de un sensor wearable de bajo costo y análisis de amplitud y frecuencia de la señal EMG superficial

María Montoya V.¹, John Muñoz C.², Oscar Henao G.³

¹mf.mv@utp.edu.co, ²jemunoz@utp.edu.co, ³oscarhe@utp.edu.co
Universidad Tecnológica de Pereira – Colombia

Artículo de investigación

ABSTRACT

Muscle Fatigue study had attracted lot of attention due to its applications in sports training, ergonomics, and mainly physical therapy. The technique of monitoring surface electromyography (sEMG) signals to measure local fatigue has some advantages: it is noninvasive, it can be performed in a particular muscle, it may be performed in real-time, and it provides information about the events that occur inside the muscle. Indeed, some signal characteristics as RMS value, mean frequency (MNF) and median frequency (MDF) are well-known to be indicators of fatigue. There is an important growing in the use of new interactive and wearable devices that use sEMG as an interface for gesture interactions, nevertheless, the use of this sensors has been limited to the interaction process. There is no evidence of the use of this novel devices to muscle fatigue monitoring and detecting. In this study we proposed and tested the use of a low cost sensor called Myo armband, and amplitude and frequency analysis to detect muscle fatigue in biceps brachial in both arms using standard protocols. The study reveals the viability to use this type of sensors to quantify muscle fatigue.

Keywords: Muscle Fatigue, sEMG, low-cost sensor.

RESUMEN

El estudio de la fatiga muscular ha atraído gran atención debido a sus aplicaciones en entrenamiento deportivo, ergonomía y terapia física. La técnica de monitorear la señal de electromiografía superficial (sEMG) para el propósito de medir la fatiga muscular localizada tiene varias ventajas: no es invasiva, se puede llevar a cabo en un músculo determinado, puede ser ejecutada en tiempo real, y provee información relevante de eventos que ocurren dentro del músculo. Para ello, características de la señal como son el valor RMS, la frecuencia media (MNF) y mediana (MDF) son conocidas por ser indicadores de fatiga. Existe un importante crecimiento en el uso de nuevos dispositivos interactivos y portables que usan sEMG como interfaz para interacciones gestuales, sin embargo, el uso de ellos ha sido limitado solo a procesos interactivos. No existe evidencia del uso de estos sensores para monitorear y detectar fatiga muscular. En este estudio se propone y se pone a prueba el uso de un sensor de bajo costo *wearable* llamado Myo y el análisis de amplitud y frecuencia de la señal sEMG, para detectar fatiga muscular en bíceps braquial de ambos brazos bajo un protocolo controlado. El estudio revela la viabilidad de utilizar este tipo de sensores para la cuantificación de la fatiga muscular.

Palabras clave: Fatiga muscular, sEMG, sensor de bajo costo.

© 2015. IAI All rights reserved

1 Introducción

La fatiga es un estado de estabilidad del cuerpo y la conciencia, también conocido como cansancio, letargo, languidez, lasitud y apatía, que se asocia a debilidad física o mental [1]. Sin embargo, el concepto es complejo debido a los diferentes fenómenos fisiológicos y psicológicos que la contribuyen y caracterizan. Además, como un proceso dependiente del tiempo es empleado exitosamente por ingenieros y físicos en procesos de medición [2].

Para medir la fatiga existen varios puntos de vista subjetivos: el test de Yoshitake, que busca el sentimiento de cansancio mental y físico; el cuestionario SOFI-SM, utilizado para establecer la carga de trabajo percibida; y la escala de Krupp o Escala de Fatiga Severa [3], probablemente la más usada hasta ahora. Por otro lado, existen diferentes técnicas para la medición cuantitativa de la misma, por ejemplo, los test químicos, que evalúan gases respiratorios, orina, sangre, saliva, sudor y

hormonas en busca de índices de fatiga; los test de funciones vegetativas, que evalúan temperatura, peso, apetito y energía gastada; entre otros. Una de las técnicas más utilizadas y preferidas por su carácter no-invasivo es la electromiografía de superficie (sEMG), la cual permite estudiar la actividad del músculo esquelético en tareas tanto dinámicas como estáticas [4]. El componente principal del análisis de fatiga a través de la medición de la señal eléctrica muscular es la identificación de características prominentes de los datos sEMG.

En la literatura se establecen dos componentes principales y que se presentan como bio-marcadores de fatiga en tiempo y en frecuencia: el valor RMS (Root Mean Square), que es la raíz cuadrada de la energía promedio de la señal, y los valores de frecuencia media (MNF) y la frecuencia mediana (MDF) del espectro de densidad de potencia de la curva de frecuencia. Cobb y Forbes [5] observaron un incremento consistente en la amplitud de la señal EMG recolectada con electrodos de superficie.

Edwards y Lippold [6], Eason [7], Vredenburg y Rau [8] y Maton [9] han atribuido ese incremento al reclutamiento de unidades motoras adicionales, y opinan que mientras una contracción progresa, se requieren unidades motoras adicionales para mantener el nivel de fuerza constante. Bajo condiciones de fatiga, factores como el reclutamiento de las fibras musculares de contracción rápida, sincronización de unidades motoras en el músculo y el patrón de reclutamiento no-lineal, causan desplazamiento espectral hacia las regiones de baja frecuencia y una mayor magnitud en las señales [10]. Cuando una contracción es sostenida, varía el comportamiento de la forma del potencial de acción de la unidad motora (MUAP) [11]. El tiempo de contracción del MUAP es proporcional a la duración de la contracción, y para contracciones sostenidas la forma del MUAP se afecta principalmente por los cambios intracelulares de pH causados por los productos ácidos de la fatiga, como consecuencia la velocidad de conducción de las fibras musculares decae, lo que causa la disminución de MNF y MDF y una comprensión en el espectro de frecuencias de la señal sEMG [12].

Se ha explorado una amplia cantidad de técnicas para extraer las características de la señal sEMG. Cuando es estacionaria existe una relación lineal entre la amplitud y la fuerza que se presenta en contracciones isométricas; y si no es estacionaria, es decir, no existe linealidad entre amplitud de la señal y fuerza, se presenta en contracciones isotónicas o dinámicas. Es conocido que durante las contracciones a una fuerza constante los factores que afectan las características de la señal se pueden reducir a indicadores de fatiga, como el cambio en amplitud y el espectro de frecuencias [13]. Por ejemplo, Sarmiento et al. [14] utilizan la técnica de ventana deslizante en contracciones isométricas (el músculo no se contrae ni se alarga) e isotónicas (tensión cuasi-estática), y extraen valores característicos de fatiga tales como RMS, MNF y MDF, en los rangos esperados en la literatura. En las últimas dos décadas los investigadores han empezado a estudiar la sEMG no-estacionaria para extraer indicadores de fatiga. Venugopal et al. [10] hacen la comparación del uso de diferentes técnicas de extracción de características de múltiples ventanas para extraer características de la señal sEMG, y logran extraer los indicadores de fatiga de la señal sin realizar transformaciones en el dominio de la frecuencia. Bonato et al. [15] realizaron un estudio de contracciones dinámicas cíclicas en busca de fatiga, para ellos utilizan transformaciones de clase de Cohen logrando un acercamiento ideal para el comportamiento no-estacionario de la señal.

Ahora bien, para evaluar fatiga muscular existen diferentes protocolos que dependen del tipo de contracción que se desea medir. Hernández et al. [16] evalúan sEMG con un protocolo de fatiga durante contracciones isotónicas durante entrenamiento de Taekwondo. Ellos establecen dos sesiones: la primera para determinar la repetición máxima (1RM) de cada sujeto y la segunda para medir las contracciones cuando el atleta ejecutaba una serie de patadas con su máximo esfuerzo hasta el cansancio. Por otro lado, para contracciones isométricas, Sarmiento et al. [14] midieron fatiga en bíceps braquial, deltoides anterior y trapecio.

Esta tarea isométrica se ejecutó usando cargas constantes de 30%, 60% y 80% de la contracción máxima voluntaria (MVC) del sujeto. También usaron un goniómetro (instrumento para medir ángulos [17]) para medir el decremento de 10° con respecto a la posición inicial del brazo en 90°, lo que indicaba cansancio y por lo tanto el fin de la tarea.

A pesar de que los bio-marcadores para la fatiga muscular en tiempo y frecuencia de la señal sEMG han sido ampliamente estudiados, existen aún limitaciones técnicas que impiden su uso extensivo fuera de ambientes controlados. Por ejemplo, el uso excesivo de cables y conexiones para la medición de la señal sEMG. Sin embargo, novedosos sensores para la medición inalámbrica de la señal eléctrica muscular han sido propuestos en campos como la interacción humano computador (HCI), donde se les conoce como interfaces musculares [18]. Quizá el más reconocido sea el brazalete Myo [19], que es ampliamente usado para el control gestual de dispositivos y periféricos. El uso de estos sensores ha sido limitado a aplicaciones interactivas, y hasta el momento no se encuentra evidencia del uso de sensores *wearables* para monitorear y detectar fatiga muscular en extremidades superiores o inferiores.

El presente estudio propone el uso del sensor Myo para la detección de fatiga muscular en extremidades superiores, específicamente en bíceps braquial de ambos brazos, bajo un protocolo de fatiga durante contracciones isotónicas al 80% del valor 1RM. Se describen las técnicas de procesamiento de señal en tiempo y en frecuencia usadas y se presentan resultados previos.

2 Metodología

2.1 Sujeto

En este estudio participó un atleta amateur masculino de 24 años y 76 Kg. de peso, que fue seleccionado debido a su buena condición física, lo cual le permite ejercitarse con altas cargas de trabajo.



Figura 1: Asignación de electrodos según Thalmic Labs

El participante es diestro, su participación fue voluntaria y conoció con anterioridad el procedimiento y los posibles riesgos descritos en un consentimiento informado.

2.2 Instrumentación

Las señales sEMG fueron tomadas usando el sensor Myo Armband, el cual tiene ocho electrodos bipolares secos enumerados secuencialmente (ver Figura 1), con una frecuencia de muestreo de 200 Hz cada uno. La recolección de los datos se realizó con el SDK del Myo y el código de Thalmic Labs para la señal EMG [19]. La

señal digital fue analizada en Matlab[®]. Durante la prueba se utilizó un goniómetro analógico de 1° de resolución para asegurar el rango de movimiento durante el protocolo. La ejecución se llevó a cabo en un banco predicador de 60° de inclinación.

2.3 Procedimiento experimental

Se llevaron a cabo dos sesiones, en un gimnasio local en ambiente controlado. Durante por lo menos dos días antes de cada sesión el sujeto no realizó ejercicio con cargas mayores al 40% de bíceps braquial. Debido a que es un protocolo de fatiga solo se llevó a cabo una toma de datos en cada sesión.



Figura 2: A) Posición de los electrodos según SENIAM. B) Posición del Myo en montaje experimental según SENIAM

En la primera sesión se aplica al sujeto el test 1RM en cada brazo para el bíceps braquial en el banco predicador usando mancuernas, se decidió usar este banco ya que reduce el uso de músculos del hombro y tronco durante la flexión del codo, dejando casi todo el trabajo al bíceps. Se escogió un rango de movimiento de 70° en la flexión del codo, teniendo en cuenta el ángulo en el que debía hacer mayor fuerza sin ayuda de la inclinación del banco. Al finalizar esta sesión se simula la toma de datos para que el sujeto se familiarice con el protocolo de la siguiente sesión.

En la segunda sesión el protocolo empieza con una serie de ejercicios de calentamiento general de 5 minutos y calentamiento específico de bíceps braquial de 5 minutos, luego se posiciona el brazalete Myo con el electrodo principal paralelo al eje longitudinal del húmero apuntando a la punta del acromion, de esta manera los electrodos 5 y 6 para el brazo derecho y 2 y 3 para el brazo izquierdo (Figura 3A) quedaron posicionados cada uno sobre una de las ramificaciones del bíceps, como se recomienda en el manual del SENIAM [20] (ver Figura 2).

El goniómetro se adhirió al brazo del sujeto teniendo en cuenta no influir en el buen flujo de la sangre, se ubicó según el estándar: el eje del goniómetro sobre el epicóndilo lateral del húmero, el brazo estático paralelo al eje longitudinal del húmero apuntando al acromion y el brazo móvil paralelo al eje longitudinal del radio (Figura 3B). Al tener todos los dispositivos ubicados correctamente, el sujeto se sentó en el banco predicador a una altura confortable, de esta manera se realizaron flexiones y extensiones del codo repetidas veces con una carga del 80% del valor 1RM (Figura 3C).

La repetición inició con el codo totalmente flexionado sobre el banco sosteniendo la mancuerna, seguidamente el sujeto hizo una completa extensión del codo e inmediatamente lo flexionó hasta encontrar los 70°. En esta posición el sujeto debe sostener la contracción muscular durante 30 segundos, luego debe

realizar una extensión total del codo y nuevamente flexionarlo hasta la misma posición. Las repeticiones terminan cuando no es capaz de repetir la flexión del codo o cuando no es capaz de sostener la carga sin que haya un decremento menor a 10° en el goniómetro. El tiempo fue tomado por el investigador y notificando al sujeto cuando alcanzaba el rango de movimiento de 70°.

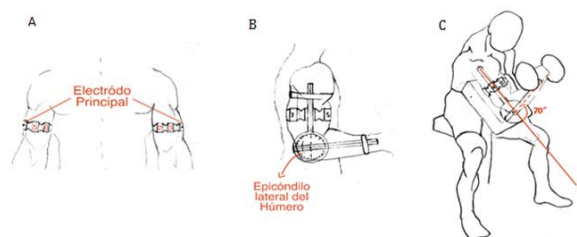


Figura 3: Montaje experimental: A) Posición del sensor Myo en cada brazo; B) Posición del goniómetro sobre el sensor; C) Posición del sujeto en el banco predicador usando los dispositivos de medición

3 Procesamiento de la señal

Para el análisis de la señal sEMG se tomaron los valores RMS y MDF. Primero se realizó un pre-procesamiento de la señal removiendo la tendencia restándole a cada dato el valor medio de la serie. Posteriormente la señal fue rectificada. Luego, tanto el valor RMS como el MDF fueron extraídos con ventanas deslizantes. Para el valor RMS se utilizó una ventana con 1s de duración y 15 ms de *overlap*. Para calcular la frecuencia media, primero se obtiene el espectro de densidad de potencia de la curva de frecuencias con la transformada de Fourier, y luego se le aplica una ventana de 15ms de duración y *overlap* de 14 ms. Se decide usar la frecuencia media como característica principal del espectro, porque es menos sensible al ruido, al *aliasing* y en la mayoría de los casos es más sensible a los factores biomecánicos y fisiológicos que ocurren en el músculo [11].

Posteriormente, se calculó una curva de tendencia del desenvolvimiento temporal de cada bio-marcador, esto se realizó mediante el cálculo de la curva de regresión que mejor se ajustara a los datos. La regresión lineal de esta curva presenta dos parámetros: la pendiente a y el punto de corte con el eje vertical, el intercepto b . Se decide usar esta técnica ya que permite limitar el análisis a épocas, que son intervalos de tiempos determinados. Estos intervalos se escogen de manera que coincidan con los instantes cuasi-isométricos de la contracción muscular, es decir cuando hay contracción sostenida la mayor parte del tiempo, de esta manera se puede extrapolar la interpretación del análisis con base en los resultados de cada época, aunque la contracción sea isotónica por ser repetitiva [11].

4 Resultados

Los dos bio-marcadores, el temporal y el frecuencial, mostraron comportamientos en las direcciones esperadas según la teoría de la medición de la fatiga muscular. En primera instancia, los electrodos ubicados en el bíceps braquial (5 y 6 brazo derecho, 2 y 3 brazo izquierdo) describieron curvas con tendencias positivas (*Canal 5 a = 0.78; Canal 6 = 0.83*) para los valores RMS durante todo el registro de la actividad muscular.

También se encontró un comportamiento similar en los otros canales. Las Figuras 4A y 4B muestran el comportamiento temporal de los valores RMS en el brazo derecho en los electrodos 5 y 6.

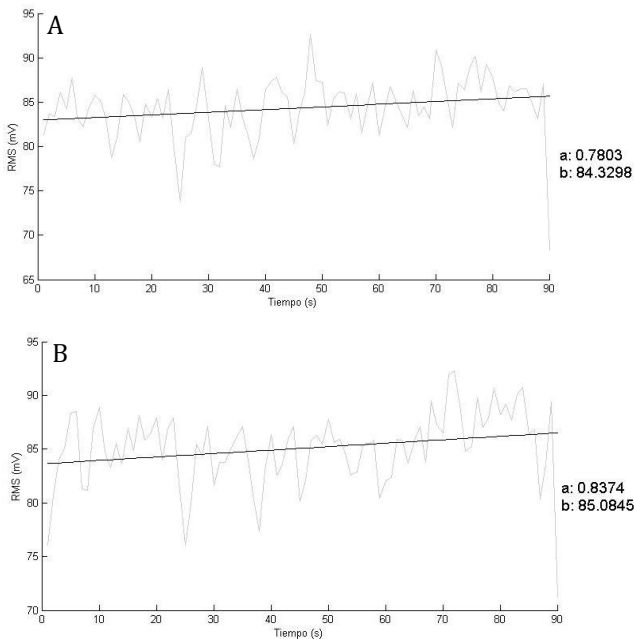


Figura 4: Brazo derecho: A) La curva gris es el valor RMS de cada ventana, la negra es la pendiente para el canal 5; B) la curva gris es el valor RMS de cada ventana, la negra es la pendiente para el canal 6

Este mismo comportamiento incremental fue observado en la Figura 5 para los electrodos del brazo izquierdo, con valores de $a=2.37$ en el canal 2 y de $a=1.69$ en el canal 3. Los valores de pendiente del brazo izquierdo son mayores a los del brazo derecho, probablemente causados por un alcance de la fatiga con mayor rapidez en el brazo no dominante. Se puede observar que la duración del esfuerzo del brazo izquierdo solamente alcanzo los 50s, mientras que en el derecho fue de 90s. Estos resultados son consistentes con la literatura, pudiendo atribuir este comportamiento a un mayor número de MUAPs activos, es decir un aumento en el reclutamiento de las fibras musculares a lo largo del esfuerzo [2, 8, 9, 21].

Debido al protocolo llevado a cabo, con contracciones sostenidas de larga duración y por el procesamiento de la señal cuasi-isométrica, también se esperaba una modificación del espectro de frecuencia en los mismos electrodos. Las Figuras 6 y 7 muestran las gráficas del valor MDF y su desarrollo en el tiempo, donde para cada brazo y en los canales respectivos, la curva de tendencia muestra un decremento de la amplitud del valor MDF en cada ventana, dando como resultado una pendiente a negativa.

Para el brazo derecho la pendiente en el canal 5 tuvo un valor de $a=-0.036$ y para el canal 6 un valor de $a=-0.035$, muy cercanos entre sí y comparables (en escala de dimensión) con hallazgos anteriormente publicados [14]. Para el brazo izquierdo los valores de pendiente son más negativos que en el derecho, con $a=-0.065$ en el canal 2 y 3. De nuevo, esto puede ser causado porque el esfuerzo hecho por el brazo izquierdo tuvo menor duración que el derecho, es decir, llegó al cansancio más rápido.

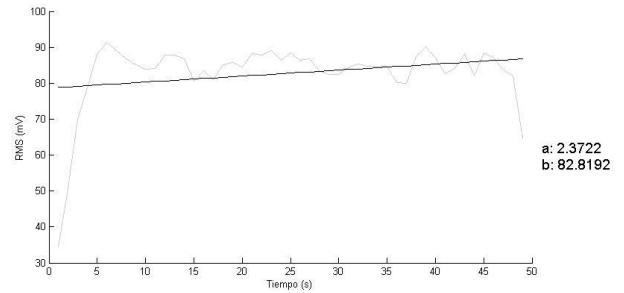


Figura 5A: Brazo izquierdo: La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la negra es la pendiente para el canal 2

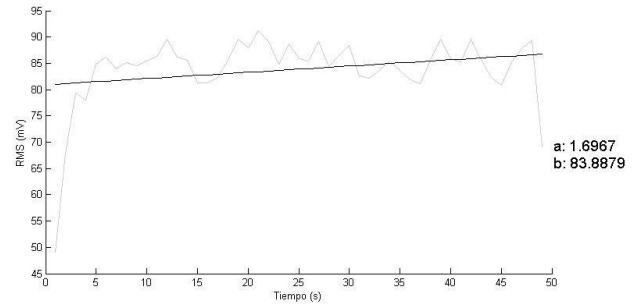


Figura 5B: Brazo izquierdo: La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la negra es la pendiente para el canal 3

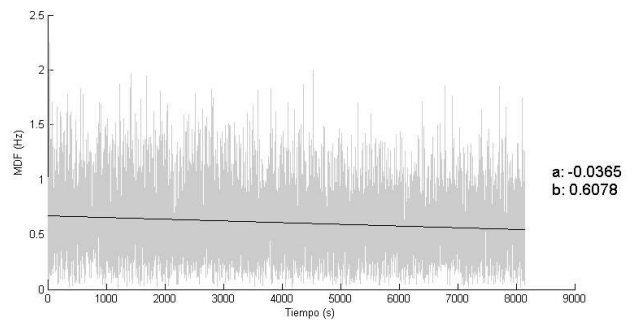


Figura 6A: Brazo derecho. La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la negra es la pendiente para el canal 5

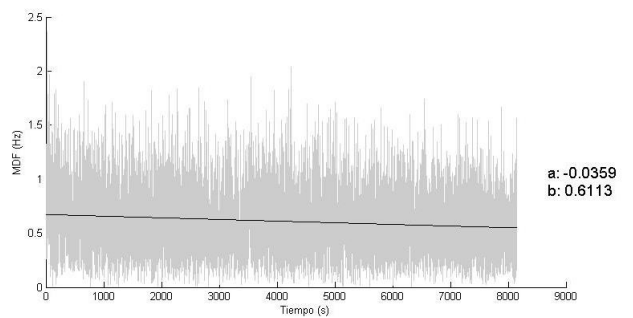


Figura 6B: Brazo derecho. La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la negra es la pendiente para el canal 6

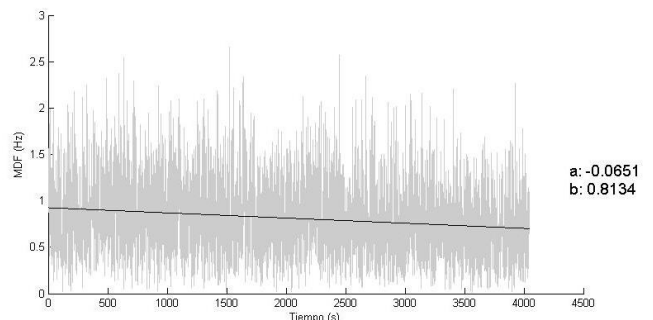


Figura 7A: Brazo izquierdo: La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la negra es la pendiente para el canal 2

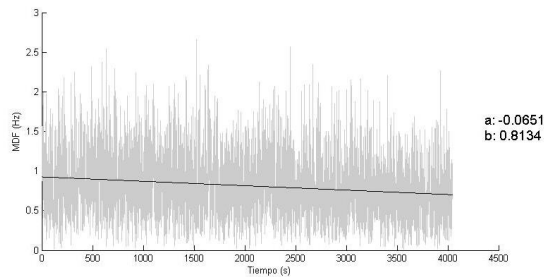


Figura 7B: Brazo izquierdo: La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la negra es la pendiente para el canal 3

5 Conclusiones

Se conoce que la sEMG es una técnica ampliamente usada para la detección de fatiga muscular, teniendo en cuenta que en conjunto depende del protocolo de medición, el procesamiento de la señal y el sensor usado. El uso popularizado de nuevas interfaces musculares como tecnologías interactivas, plantea nuevas posibilidades de aprovechar bit a bit la información que puede ser recolectada de sensores *wearables*. En este caso y según los resultados obtenidos, el sensor sEMG de bajo costo Myo Armband, a pesar de su limitación en frecuencia de muestreo y de ser adecuado solamente para extremidades superiores, prevé como una buena alternativa para la cuantificación de los niveles de fatiga muscular durante una tarea particular. Más allá de esto, el procesamiento de la señal muscular a través de sEMG plantea retos importantes para su uso en aplicaciones en tiempo real, lo que presupone el desarrollo de algoritmos que optimicen el tiempo de respuesta sin sacrificar precisión en la detección.

La detección de la fatiga muscular a través de sistemas de sEMG *wearables* de bajo costo puede ser una pieza clave para el mejoramiento de la prescripción del ejercicio, tanto en personas saludables como en pacientes con múltiples trastornos musculoesqueléticos [22, 23]. La información del comportamiento eléctrico de los músculos no había estado en manos de sensores no-invasivos, inalámbricos y de fácil acceso.

Los trabajos futuros encierran la validación de esta herramienta con grupos estadísticamente significativos y la inclusión de nuevos sensores de bajo costo, como el sensor Kinect, para la medición de los ángulos de movimiento, en reemplazo del goniómetro.

Referencias

- [1] Sanei, S. (2013). [Adaptive processing of brain signals](#). USA: John Wiley & Sons.
- [2] De Luca, C. (1979). [Physiology and mathematics of myoelectric signals](#). IEEE Transactions on Biomedical Engineering 26(6), pp. 313-325.
- [3] Krupp, L. et al. (1989). [The fatigue severity scale: application to patients with multiple sclerosis and systemic lupus erythematosus](#). Archives of neurology 46(10), pp. 1121-1123.
- [4] Criswell, E. (2010). [Cram's introduction to surface electromyography](#). London: Jones & Bartlett Publishers.
- [5] Cobb, S. & Forbes, A. (1923). [Electromyographic studies of muscular fatigue in man](#). American Journal of Physiology-Legacy Content 65(2), pp. 234-251.

- [6] Edwards, R. & Lippold, O. (1956). [The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle](#). The Journal of physiology 132(3), pp. 677-681.
- [7] Eason, R. (1960). [Electromyographic study of local and generalized muscular impairment](#). Journal of applied physiology 15(3), pp. 479-482.
- [8] Vredenburg, J. & Rau, G. (1973). [Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance](#). In Desmedt, J. (Ed.), New Developments in EMG and Clinical Neurophysiology (pp. 607-622). Berlin: Karger Basel.
- [9] Maton, B. (1981). [Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction](#). European journal of applied physiology and occupational physiology 46(3), pp. 271-281.
- [10] Venugopal, G., Navaneethakrishna, M. & Ramakrishnan, S. (2014). [Extraction and analysis of multiple time window features associated with muscle fatigue conditions using sEMG signals](#). Expert Systems with Applications 41(6), pp. 2652-2659.
- [11] De Luca, C. (1997). [The use of surface electromyography in biomechanics](#). Journal of applied biomechanics 13(2), pp. 135-163.
- [12] Brody, L. et al. (1991). [pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal](#). Journal of Applied Physiology 71(5), pp. 1878-1885.
- [13] Merletti, R. & Parker, P. (2004) [Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications](#). USA: John Wiley & Sons.
- [14] Sarmiento, J. et al. (2011). [Comparative muscle study fatigue with sEMG signals during the isotonic and isometric tasks for diagnostics purposes](#). Proceedings Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 7163-7166). August 30 - September 3, Boston, USA.
- [15] Bonato, P. et al. (2001). [Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions](#). IEEE Transactions on Biomedical Engineering 48(7), pp. 745-753.
- [16] Hernandez, C. et al. (2010). [Traditional sEMG fatigue indicators applied to a real-world sport functional activity: Roundhouse kick](#). Proceedings 20th International Conference on Electronics, Communications and Computer (pp. 154-158). February 22-24, Cholula, México.
- [17] Taboada, C. (2007). [Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales](#). Buenos Aires: Asociart ART.
- [18] Allanson, J. & Fairclough, S. (2004). [A research agenda for physiological computing](#). Interacting with computers 16(5), pp. 857-878.
- [19] Thalmic Labs. (2014). [Myo SDK](#).
- [20] Hermens, H. et al. (1999). [European recommendations for surface electromyography](#). Roessingh Research and Development 8(2), pp. 13-54.
- [21] Cifrek, M. et al. (2009). [Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics](#). Clinical Biomechanics 24(4), pp. 327-340.
- [22] Rojas, M. et al. (2011). [Evaluación de la Función Neuromuscular mediante Electromiografía Multicanal en Procesos de Rehabilitación motora](#). Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial 8(2), pp. 35-44.
- [23] Lindeman, E. et al. (1999). [Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls - Relations to force and fatigue](#). Journal of Electromyography and Kinesiology 9(5), pp. 299-307.