

ANÁLISIS DE LA FATIGA MUSCULAR EN EL BICEPS MEDIANTE UNA ARQUITECTURA DE BAJO COSTE BASADA EN ARDUINO-EHEALTH

Jorge Aracil-Gómez, José M. Azorín, Eduardo Iáñez
Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche
Avda. de la Universidad S/N, Edificio Innova, 03202 Elche, Alicante, España
jorge.aracil@alu.umh.es, jm.azorin@umh.es, ianez@umh.es

Resumen

En este trabajo se ha realizado un análisis de la fatiga muscular mediante una arquitectura de bajo coste. Ésta está basada en Arduino y eHealth. Uno de los objetivos principales ha sido el de realizar todo el procesamiento en tiempo real dentro de la propia arquitectura utilizando Matlab únicamente como medio de visualización y envío de ordenes simples. Para analizar las señales musculares se ha realizado un ajuste exponencial para determinar la fatiga obteniendo resultados satisfactorios.

Palabras clave: EMG, fatiga muscular, ajuste exponencial, autónomo, bajo coste.

1 INTRODUCCIÓN

Debido al continuo avance de las tecnologías implicadas, es complicado realizar una definición concisa y global del término “eHealth”. Podría considerarse la “eHealth” como la utilización de la tecnología en el ámbito de la salud para mejorar, tanto el servicio que se presta al paciente, como el desarrollo de nuevos y mejores métodos de trabajo, basados en la aplicación de la tecnología en cada una de las disciplinas implicadas, ya sean clínicas, de gestión y organización de la información o investigación entre otras.

Para definir más ampliamente el término, en el año 2001 Eisenbach propuso una definición del término “eHealth” [2], que posteriormente fue actualizado a partir de ésta por Claudia Pagliari [7]. A pesar de ello, con el continuo y rápido avance de las tecnologías que abarca la eHealth, es seguro que el término tenga que ser redefinido periódicamente, abarcando cada vez más disciplinas y aplicaciones.

Dentro de la eHealth, podemos encontrar disciplinas como la epidemiología, medicina preventiva y, en general, telemática sanitaria, telemedicina y

electromiografía (EMG), que es la usada en este trabajo.

La electromiografía es la técnica de registro gráfico de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos [6]. Actualmente se utilizan principalmente dos métodos de lectura de EMG [5], el primero considera la lectura superficial, y el segundo la lectura intramuscular. Para llevar a cabo la lectura de EMG intramuscular, se emplea un electrodo tipo aguja, que se inserta a través de la piel hasta alcanzar el tejido muscular. El método superficial emplea un electrodo aplicado sobre la piel para realizar la lectura general de la activación muscular, a diferencia de la actividad de sólo unas pocas fibras como se observa utilizando la técnica intramuscular. Para el desarrollo del documento y la experimentación se han realizado las lecturas empleando electrodos superficiales (sEMG). De esta forma se simplifica la experimentación y se evitan los riesgos de los métodos invasivos.

En resumen, la electromiografía comprende abundantes aplicaciones y soluciones, mediante interfaces Hombre-Máquina. La electromiografía tiene multitud de aplicaciones clínicas como ayudas tecnológicas que permitan un “feedback” cuantitativo en procesos de rehabilitación [3], aplicaciones protésicas en pacientes con pérdidas motoras debido a traumatismos graves o amputaciones, permitiéndoles recuperar la funcionalidad del miembro dañado o amputado [8]. Otras aplicaciones se basan en la detección de patologías [4], así como ayudas a la integración y accesibilidad, por ejemplo, en la recuperación del habla en pacientes traqueotomizados generando señales de audio, partiendo de señales electromiográficas [10].

También aporta multitud de aplicaciones fuera del ámbito clínico como el control robótico en multitud de disciplinas, como aplicaciones industriales, o en condiciones de dificultad de operación o peligrosidad [1, 11, 12]; o la implementación de sistemas de realidad virtual que respondan a impulsos fisiológicos [9].

Las plataformas de medida de señales EMG constan de unos electrodos, que podrán ser superficiales o intramusculares, encargados de la adquisición de datos; un amplificador y la electrónica necesaria para realizar un pre-procesamiento y filtrado de la señal, caracterizada generalmente por el número de canales empleados, la amplitud y frecuencia de trabajo, la sensibilidad o la ganancia; y un conversor analógico digital. Existen diversos dispositivos de medida comerciales. Podemos observar que los electro-miógrafos de superficie son dispositivos bastante costosos, pudiendo clasificarlos en un rango entre los 1.000€ y los 10.000€ o más, dependiendo del número de canales así como algunas otras características como las frecuencias de trabajo, la resolución, o la ganancia entre otros.

A diferencia de los dispositivos comerciales, la arquitectura empleada tiene un coste inferior a los 100€, lo que implica un valor añadido en los referente a este documento, ya que la arquitectura diseñada podría considerarse una solución “low-cost” para la medición y procesamiento de señales electromiográficas.

La plataforma de medida empleada en este trabajo consta de: unos electrodos de superficie para la adquisición de datos, la plataforma eHealth Sensor Shield V2.0 que contiene la electrónica necesaria para el filtrado y pre-procesado de la señal, la plataforma Arduino para el procesamiento de las señales EMG, así como una interfaz desarrollada en Matlab para su configuración y representación de resultados, no siendo esta última imprescindible para la adquisición de datos o el procesamiento.

El objetivo principal de este trabajo es la lectura y procesamiento en tiempo real de señales electromiográficas para estudiar la fatiga muscular utilizando una plataforma de bajo coste basada en Arduino y eHealth Sensor Shield V2.0. Se utilizara Matlab únicamente para indicar a la arquitectura mediante comandos sencillos que tarea realizar, así como para recibir los datos y resultados para mostrarlos al usuario.

2 MATERIALES Y MÉTODOS

Se va a realizar un estudio de la fatiga muscular empleando una arquitectura de bajo coste, diseñada para realizar el procesamiento de forma autónoma y en tiempo real. Durante el ensayo se realizarán calibraciones para obtener la fuerza máxima y posteriormente se estudiaran las curvas de ajuste exponencial de la señal EMG de una contracción sostenida.

2.1 ARQUITECTURA DESARROLLADA

La arquitectura desarrollada comprende una interfaz en GUIDE de Matlab, donde se podrá configurar y visualizar los ensayos y resultados, y una etapa de adquisición y procesamiento, desarrollada para Arduino en “Wiring”, y sobre el entorno de desarrollo integrado (IDE) oficial basado en “Processing” en su versión 1.0.1 (Versión necesaria por problemas de compatibilidad con nuevas versiones).

La adquisición de datos se realiza mediante la plataforma eHealth Sensor Shield V2.0 desarrollada por Cooking Hacks, y la librería desarrollada para este fin en su versión 2.4.

Es de destacar que todo el procesamiento de la señal se realiza en Arduino, con los datos obtenidos mediante la plataforma eHealth Sensor Shield V2.0, siendo Matlab una solución a la necesidad de visualización de resultados, pero no siento esta una solución única. Debido a ello, se puede considerar la arquitectura como independiente de Matlab o el PC, pudiendo realizarse las configuraciones necesarias o representar los resultados en una pantalla externa si se considera necesario.

2.1.1 Comunicación Matlab-Arduino

La comunicación entre Arduino y Matlab para la configuración y representación se realiza por puerto serie, conectando el Arduino al ordenador mediante el puerto USB. Esta comunicación consiste en la recepción por parte de Arduino de una serie de comandos sencillos que indiquen los parámetros de lectura y procesamiento que deberá realizar (Figura 1). Estos parámetros son, por ejemplo, la frecuencia de trabajo, la duración del experimento, el número de muestras que se tomaran o el tipo de ensayo que se pretende realizar.

Además se enviarán parámetros de configuración de envío de datos que permitirán configurar Arduino para que nos envíe toda la señal, pasos intermedios de procesamiento, o únicamente los resultados finales



Figura 1: Diagrama de flujo de datos entre Matlab Arduino y eHealth.

del ensayo. Esto es posible gracias a que se ha desarrollado la arquitectura para que sea autónoma e independiente de Matlab o el PC. Una vez configurado el ensayo, Arduino lo realiza y mediante la misma conexión Serial envía la información requerida, que en el caso que concierne a este documento será interpretada y mostrada por la interfaz desarrollada en Matlab.

2.1.2 Interfaz

Se ha desarrollado una interfaz sencilla de control mediante Matlab GUIDE, en la que se realizarán las configuraciones necesarias para la adquisición de datos y su procesamiento en Arduino, así como la representación de los mismos, el almacenamiento de los resultados si se desea, o la muestra de indicaciones visuales sencillas para el sujeto durante la realización del ensayo. (Figura 2).

2.2.3 Aduino + eHealth

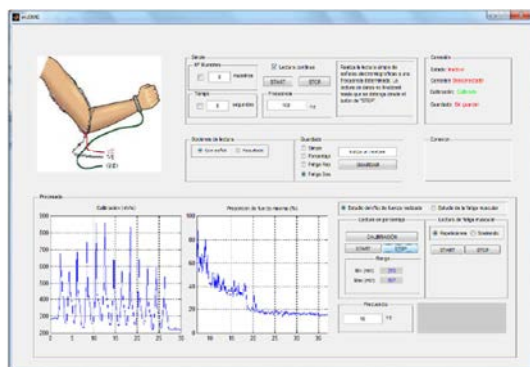


Figura 2: Interfaz desarrollada en Matlab.

Para la realización de los experimentos descritos en este documento, se ha empleado una plataforma de medida basada en la plataforma Open-Source Arduino y la plataforma e-Health Sensor Shield V2.0 desarrollada por Cooking Hacks como una “Shield” para Arduino como se muestra en la Figura 3. Para ello se han desarrollado los algoritmos necesarios para el procesamiento de la señal EMG en la plataforma Arduino, consiguiendo que este último sea autónomo, realizando todo el procesamiento necesario.

Más concretamente, se ha empleado la versión Arduino UNO R3, basada en el microcontrolador ATmega328P, con 14 pines entrada/salida digitales (6 de los cuales permiten modulación por ancho de pulso), 6 pines entrada/salida analógicos, así como un cristal de cuarzo de 16 MHz. Además, esta versión de la plataforma dispone de 32 kb de memoria flash, 2 kb de memoria sRAM y 1 kb de memoria EPROM.

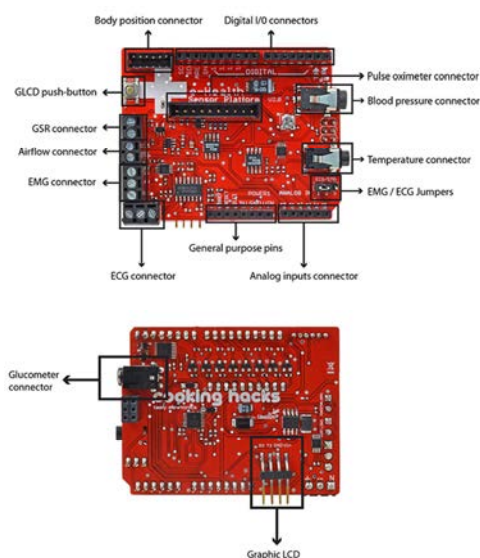
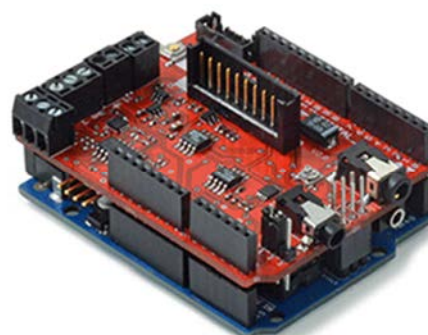


Figura 3: Montaje de eHealth sobre Arduino, conexiones de los sensores y su disposición sobre la plataforma eHealth.

Por otro lado, la plataforma eHealth Sensor Shield V2.0, nos aporta características esenciales para el desarrollo de la experimentación, ya que integra la electrónica necesaria para el filtrado y pre-procesado de la señal EMG, permitiéndonos evitar este primer paso de la adquisición de datos. Además, la plataforma eHealth Sensor Shield V2.0 posee una ganancia ajustable, un pequeño factor de forma e integración completa.

Como se puede observar en la Figura 3, la plataforma no solo nos permitirá realizar la lectura de señales EMG, sino que también posee sensores que nos permitirán realizar lecturas de la respuesta galvánica de la piel (GSR), electrocardiograma (ECG), de flujo de aire, temperatura corporal, presión sanguínea, pulso, posición corporal (Acelerómetro), así como un glucómetro, un pulsioxímetro (SPO2).

2.2 ELECTRODOS Y POSICIONAMIENTO

Existe mucha controversia sobre el tipo de electrodos a emplear así como su posicionamiento. Esto se debe a que existen muchos parámetros que pueden influir a la obtención de las señales de EMG, como son el tamaño de sensor, su forma, su posicionamiento, el número de sensores o el músculo seleccionado.

Como se ha podido observar en la consulta de la bibliografía, uno de los parámetros más críticos es su colocación. Este parámetro depende ampliamente del músculo del cual se quiera realizar el ensayo y del tipo de ensayo que se realice.

Se ha considerado conveniente seguir las indicaciones ofrecidas por Cooking Haks por lo que hemos empleado sensores superficiales de 3 centímetros y posicionados en el centro del Bíceps Braquial, con la referencia evitando la zona de inervación del músculo y la GND en el codo (Figura 4).

2.3 DESCRIPCIÓN DEL EXPERIMENTO

Se ha realizado un ensayo de la fatiga muscular, estudiando cómo decae la fuerza en una contracción completa del bíceps braquial, sostenida durante 20 segundos. Para ello, la metodología empleada en el ensayo es la siguiente:

- Colocación de los electrodos.
- El usuario realiza una calibración tratando, durante 30 segundos, de alcanzar el valor máximo, realizando para ello tantas contracciones como desee, dentro del rango de tiempo dado y sosteniendo una pesa de 1kg.
- Seguidamente comenzará el ensayo en el que el usuario realizará una contracción completa desde la posición relajada, durante

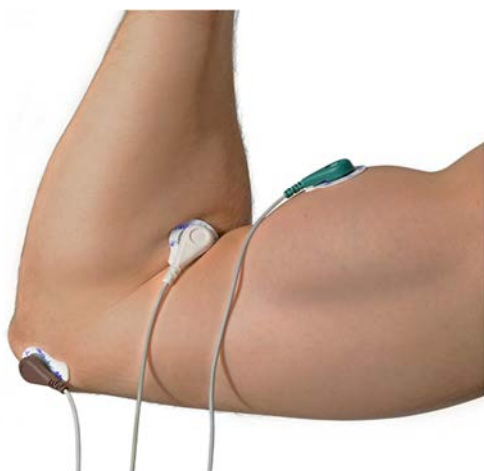


Figura 4: Posicionamiento de los electrodos.

20 segundos, obteniéndose los valores EMG representativos de dicha contracción sostenida.

- Tras finalizar el ensayo, y sin descansar, el usuario volverá a realizar la calibración y de nuevo el ensayo, realizándolo en total 5 veces consecutivas.

Arduino realiza en tiempo real un suavizado considerando la muestra actual, 10 muestras pasadas y 10 muestras futuras (suavizado de 21 muestras) y calculará los parámetros característicos de la curva de ajuste exponencial de la señal, “a” y “b”. Una vez obtenida la curva de ajuste, enviará los datos a la interfaz desarrollada en Matlab para su representación. (Nótese que este último paso no se considera imprescindible, como se ha mencionado anteriormente).

2.4 PROCESAMIENTO

La plataforma Arduino será la encargada de realizar todo el procesamiento (Figura 1). Debido a las limitaciones de almacenamiento que presenta esta arquitectura, en vez de almacenar la información y posteriormente procesarla, se ha realizado un procesamiento en tiempo real. De esta forma además, se demuestra la capacidad de procesamiento de dicha plataforma.

Una vez que recibe las señales de control, Arduino configura los “timers” para la adquisición de datos a la frecuencia de trabajo deseada, por defecto considerada de 100Hz, y comienza el proceso de adquisición de datos.

En la lectura de cada nueva muestra, Arduino la procesará, y comprobará si se ha superado el valor umbral de subida de la señal electromiográfica (Figura 5), considerado a un 40% del valor máximo obtenido en la calibración inicial. Una vez superado dicho valor, se considerará que se ha realizado la

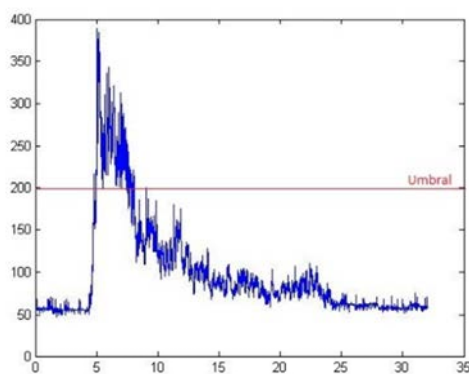


Figura 5: Ejemplo de umbral sobre la señal en crudo obtenida de los ensayos.

contracción del musculo y comenzará el procesamiento de la señal electromiografía durante 20 segundos, evitando así que los valores en reposo iniciales condicionen posteriormente los valores característicos de las curvas de juste exponencial.

Llegados a este punto se han desarrollado los algoritmos necesarios para que Arduino, simultáneamente al proceso de adquisición de datos, realice un suavizado en tiempo real (Smooth) aplicando un filtro de media móvil considerando para ello para cada muestra, las 10 pasadas y futuras (21 en total), consiguiendo realizar el suavizado completo de la distribución, empleando para ello únicamente un buffer de 21 muestras.

La señal obtenida en el ensayo sigue una distribución exponencial negativa, por lo que para cada punto suavizado se calculan los valores acumulativos de los sumatorios y los promedios, que finalmente nos permitirán calcular de una forma sencilla y rápida los parámetros característicos del ajuste exponencial de la distribución (2) y (3).

$$Y = ae^{bx} \quad (1)$$

$$b = \frac{\sum x \times \ln(y) - \overline{\ln(y)} \times \sum x}{\sum x^2 - \bar{x} \sum x} \quad (2)$$

$$a = e^{\overline{\ln(y)} - b \times \bar{x}} \quad (3)$$

Cuando se haya procesado la última muestra, se obtendrán los valores finales de dichos parámetros “a” (2) y “b” (3), con los que se podrán representar las curvas de ajuste características para cada ensayo realizado (1).

Durante el proceso, las salidas del sistema serán variables y se configuraran inicialmente mediante las señales de control anteriormente mencionadas. Puesto que se ha desarrollado el sistema para realizar todo el procesamiento de forma autónoma, podrá obtenerse en tiempo de ejecución, la señal electromiografía en crudo, la señal suavizada, o los valores instantáneos de ajuste exponencial, en cualquier combinación de los mismos, es decir, podrán obtenerse todos y cada uno de los datos o por el contrario únicamente los resultados finales.

3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 USUARIOS

Los sujetos sometidos a estudio fueron 3 estudiantes varones con edades comprendidas entre 25-26 años sin historial de desórdenes neuromusculares (Tabla 1).

3.2 RESULTADOS EXPERIMENTO Y DISCUSIÓN

Los resultados esperados antes de la realización de los ensayos serán: una disminución de los valores máximos obtenidos durante la calibración y una disminución de los valores EMG en reposo en cada ensayo, así como una diferencia sustancial entre las curvas de ajuste exponencial relativas al primer y quinto ensayo, para cada usuario. También se esperaba una diferencia significativa de los valores EMG entre los usuarios, debido a su diferente condición de estado físico.

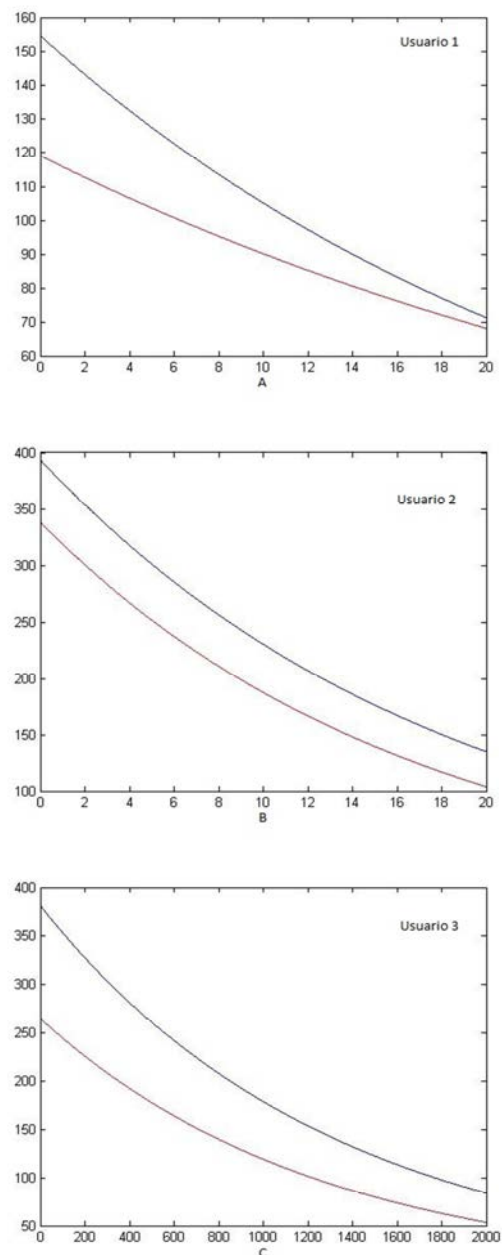


Figura 6: Representación del 1º(Azul) y 5º(Rojo) ensayo de cada usuario.

Tabla 1: Usuarios (U), Altura (A), masa (M), mano dominante (M.D.) y actividad física (A.F).

U	A(cm)	M(Kg)	M. D.	A. F.
1	1.83	67	Izquierda	0
2	1.63	67	Derecha	4-5
3	1.86	91	Derecha	1-2

Lo primero que podemos observar, es la relación entre la condición física de los usuarios y su valor característico de EMG. Para el usuario 1, que presenta la condición física más débil, podemos observar que sus valores medios en la calibración son del orden de 357.2 mv, mientras que para el usuario 2, con la condición física más atlética, este valor será del orden de 853.8 mv, siendo para el usuario 3 de 730.4 mv lo cual encaja con su condición física intermedia entre ellos.

En el caso del usuario 1 (Tabla 2) puede observarse como los valores de la calibración disminuyen tras cada ensayo, aunque los valores en reposo no varían sustancialmente. Esto puede deberse a que debido a los bajos valores de EMG obtenidos de este usuario, por su baja condición física, derivan en que los valores en reposo en estados relativos de fatiga

muscular se mantengan, más o menos, constantes. Sí puede observarse (Figura 6-A), sin embargo, como del ensayo 1° al 5°, disminuye ligeramente dichos valores en reposo y sustancialmente los valores EMG iniciales.

En el caso del usuario 2 (Tabla 2), el que mejor condición física presenta, puede observarse como, tras la realización del ensayo, los valores obtenidos en cada calibración no varían tan significativamente como en el caso del usuario 1, y esto es probablemente debido a que no ha alcanzado un estado tan avanzado en relación a su fatiga muscular. Sus valores en reposo, por el contrario, sí que se ven reducidos en mayor medida, mostrando dicha fatiga en el potencial útil que presentará el músculo. Sí que puede observarse sin embargo que, aunque en menor medida, existe una reducción en los resultados obtenidos entre el ensayo 1° y el 5° como se muestra en la Figura 6-B.

Finalmente, el usuario 3 (Tabla 2), que se encontraría en una condición física intermedia a los anteriores, ha mostrado unos resultados también intermedios y más fluctuantes. En este caso, tanto los valores máximos como los valores en reposo se han visto disminuidos, aunque su variación no haya sido tan significativa

Tabla 2: Resultados obtenidos por los usuarios en los diferentes ensayos.

	ENSAYO	CALIBRACIÓN	REPOSO	“a”	“b”
USUARIO 1	1°	381	67	154.7525	-0.0386
	2°	369	55	133.8684	-0.0415
	3°	352	63	135.4343	-0.0372
	4°	346	57	120.6859	-0.0319
	5°	338	63	119.1364	-0.0278
USUARIO 2	1°	854	159	393.7376	-0.0535
	2°	857	130	408.0228	-0.0564
	3°	858	125	396.9392	-0.0616
	4°	852	147	375.8220	-0.0554
	5°	848	121	338.3847	-0.0590
USUARIO 3	1°	757	88	381.3838	-0.0756
	2°	781	59	298.2397	-0.0677
	3°	723	58	292.8340	-0.0822
	4°	698	55	333.4307	-0.0814
	5°	693	54	265.4041	-0.0799

para cada uno de ellos como en los casos anteriores. De igual manera, puede observarse en la Figura 6-C como han decaído ambos valores desde el ensayo 1° al 5°.

4 CONCLUSIONES

Como conclusiones se puede destacar la viabilidad de realizar el análisis de fatiga muscular mediante el procesamiento de señales EMG en tiempo real, realizando todo el procesamiento en la arquitectura desarrollada y empleando Matlab únicamente como interfaz para indicar los parámetros de control del ensayo y mostrar los resultados. Mediante la arquitectura diseñada es posible determinar tanto la condición física de cada usuario como la fatiga que presenta tras realizar el ejercicio planteado.

Como trabajos futuros se plantea la implantación de una pantalla LCD e interruptores de control para que la plataforma sea completamente independiente, así como una tarjeta SD que permita almacenar toda la información de los ensayos realizados.

Agradecimientos

Se desea agradecer a los usuarios su participación en los experimentos, ya que sin su colaboración hubiera sido imposible la realización de este trabajo.

Referencias

- [1] Artemiadis, P. K., Kyriakopoulos, K. J., (2011) "A Switching Regime Model for the EMG-Based Control of a Robot Arm", *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, vol. 41, no. 1, pp. 53-63.
- [2] Eysenbach, G., (2001) What is e-health?, *J Med Internet Res* 2001;3(2):e20 URL: <http://www.jmir.org/2001/2/e20>., Con acceso el 11 de Mayo de 2016.
- [3] Ganesan, Y., Gobe, S., Durairajah, V., (2015) "Development of an Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation with Feedback from EMG and IMU Sensor", *Procedia Computer Science*, Volume 76, pp. 53-59.
- [4] Hillstrom, H. J., Gonda, E., Kost, M. K., Patton, J. P., Starrett, C. H., (1991) "EMG Based Ankle Moment Estimation For Identification Of Neuromuscular Pathologies", *Engineering in Medicine and Biology Society, 1991. Vol.13: 1991., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, pp. 879-880.
- [5] Kim, G., Ahad, M. A., Ferdjallah, M. Harris, G. F., (2007) "Correlation of muscle fatigue indices between intramuscular and surface EMG signals," *Proceedings 2007 IEEE SoutheastCon*, Richmond, VA, pp. 378-382.
- [6] Merletti, R., Parker, P. A. (2004) "Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications" (Vol. 11). John Wiley & Sons.
- [7] Pagliari C., Sloan D., Gregor P., Sullivan F., Detmer D., Kahan J.P., Oortwijn W., MacGillivray S., (2005) "What Is eHealth (4): A Scoping Exercise to Map the Field", *J Med Internet Res* 2005;7(1):e9 URL: <http://www.jmir.org/2005/1/e9>., Con acceso el 11 de Mayo de 2016.
- [8] Riillo, F., Quitadamo, L.R., Cavrini, F., Gruppioni, E., Pinto, C. A., Cosimo Pastò, N., Sbernini, L., Albero, L., Saggio, G., (2014) "Optimization of EMG-based hand gesture recognition: Supervised vs. unsupervised data preprocessing on healthy subjects and transradial amputees", *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 14, pp. 117-125, ISSN 1746-8094.
- [9] Rincon, A. L., Yamasaki, H., Shimoda, S., (2016) "Design of a video game for rehabilitation using motion capture, EMG analysis and virtual reality", *International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP)*, Cholula, pp. 198-204.
- [10] Winston De Armas, Khondaker A. Mamun, Tom Chau, (2014) "Vocal frequency estimation and voicing state prediction with surface EMG pattern recognition", *Speech Communication*, Volumes 63–64, pp. 15-26.
- [11] Yang, C., Chang, S., Liang, P., Li, Z., Su, C. Y., (2015) "Teleoperated robot writing using EMG signals", *Information and Automation, 2015 IEEE International Conference*, Lijiang, pp. 2264-2269.
- [12] Zhang, X., Wang, X., Wang, B., Sugi, T. Nakamura, M., (2008) "Real-time control strategy for EMG-drive meal assistance robot — my spoon", *Control, Automation and Systems, 2008. ICCAS 2008. International Conference on*, Seoul, pp. 800-803.