

**FROM A MECHANICAL HAND PRINTED IN 3D TO A LOW COST
MYOELECTRIC PROSTHESIS (PART I: EMG INTERFACE).****DE UNA MANO MECÁNICA IMPRESA EN 3D A UNA PRÓTESIS
MIOELÉCTRICA A BAJO COSTO (PARTE I: INTERFAZ EMG)**

MSc. Jesús O. Gutiérrez R. *, PhD. Ismael Calderón R. **, PhD. Rumualdo Servín C **
PhD. Héctor Moreno A. **, MSc. Mario Barrera M. **, MSc. Roberto G. Adán S. **

* **Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo**, Facultad de Ingeniería Mecánica
Gral. Francisco J. Mujica S/N, Ciudad Universitaria, 58030, Morelia Michoacán, México.
E-mail: jorlandogr@hotmail.com

** **Universidad Autónoma de Coahuila**, Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica,
Departamento de Diseño Electromecánico y Mecánica de los Materiales, Barranquilla S/N,
Guadalupe, 25750, Monclova Coahuila, México.
E-mail: ing.ismael.calderon@gmail.com, rumualdo.servin@aceroteca.com,
htr_moreno@yahoo.com, mariobarrera@uadec.edu.mx, Roberto_adan@uadec.edu.mx

Resumen: En el presente trabajo se desarrolló una interfaz mioeléctrica para controlar un prototipo de prótesis de mano impresa con tecnología 3D. Se logró adquirir y acondicionar señales electromiográficas a través de electrodos de superficie. Dicha interfaz contiene etapas de adquisición, amplificación, filtrado, rectificación y suavizado. Lo que permite obtener amplitudes de señales electromiográficas (EMG) adecuadas para su digitalización dentro de un algoritmo implementado con un microcontrolador Arduino UNO. Para las pruebas de funcionamiento se imprimió en 3D un diseño de mano mecánica (raptor hand, 2017).

Palabras clave: Mioeléctrica, Potencial de acción, prótesis, electromiografía.

Abstract: In the present work a myoelectric interface was developed to control a hand prosthesis printed with 3D technology. It was possible to acquire and condition electromyography signals through surface electrodes. This interface contains acquisition, amplification, filtering, rectification and smoothing stages. This allows to obtain amplitudes of electromyography signals (EMG) suitable for its digitization within an algorithm implemented with an Arduino Uno microcontroller. For the functional tests, a mechanical hand design was printed in 3D (raptor hand, 2017).

Keywords: Myoelectric, Potential for action, Prosthesis, Electromyography.

1. INTRODUCCIÓN

Los datos a 2014 reportados por el INEGI, indican que el número de amputados en México es cerca de 27 mil. En este contexto es necesario hacerse las siguientes preguntas con respecto al sistema de salud en México: ¿Quién atiende a los amputados?,

¿Dónde se atienden?, ¿Quién tiene la responsabilidad de rehabilitarlos?

El Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) solo atiende a los amputados por accidente laboral, que son la minoría de los pacientes que sufren alguna amputación. En cuanto al Sistema Nacional para el *Desarrollo Integral de la Familia* (DIF) que

tiene un papel importante en la rehabilitación solo cuenta con once unidades en las delegaciones de algunos estados donde fabrican prótesis, pero no tienen el presupuesto adecuado; razón por la cual, solo fabrican 400 prótesis al año. En lo que respecta al Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) genera 120 prótesis al año. El hospital Militar también participa en la rehabilitación de amputados, pero no proporciona datos sobre el número de pacientes que atiende. El CRIMAL IAP Querétaro es una institución privada que produce prótesis para 130 pacientes al año. Los CRIT no tienen fabricantes de prótesis, sino que las mandan manufacturar a proveedores externos y llegan a implementarse en 775 pacientes al año. Considerando los datos presentados es patente que en el país la producción anual de prótesis no llega a 1500 en un año. De modo que, si cada año hay más de 27 mil amputados, es aparente que la mayor parte de los pacientes no son atendidos.

Esta situación representa un problema de salud y económico muy importante que no está siendo atendido de manera integral. Estas palabras fueron expresadas por el Dr. Eduardo Vázquez Vela dentro de la sesión del 4 de marzo del 2015 frente a la Academia Nacional de Medicina. Para personas con discapacidad motriz por amputación, una prótesis está a la distancia que permita su capacidad económica. En la mayoría de los casos muy lejos si se considera que una prótesis de gran calidad como la I Limb (Touch Bionics, 2017), tiene un costo que ronda los 70 mil dólares; además de que solo se comercializa en Inglaterra, por lo que los costos y tiempos de entrega de refacciones son elevados. En base a lo anterior, surge la idea y posteriormente la necesidad de desarrollar prótesis funcionales y de bajo costo. Comenzando con prótesis de mano y más adelante para otros miembros del cuerpo.

2. SEÑALES MIOELÉCTRICAS

Una señal mioeléctrica representa la actividad eléctrica resultante de la excitabilidad de las fibras musculares, debido a la contracción muscular.

La amplitud característica de dicha señal varía desde los μV hasta valores del orden de los 10mV. Es por esta razón que las señales mioeléctricas necesitan ser amplificadas para ser utilizadas en aplicaciones protésicas. La **Figura 1**, muestra una señal electromiográfica (EMG) típica.

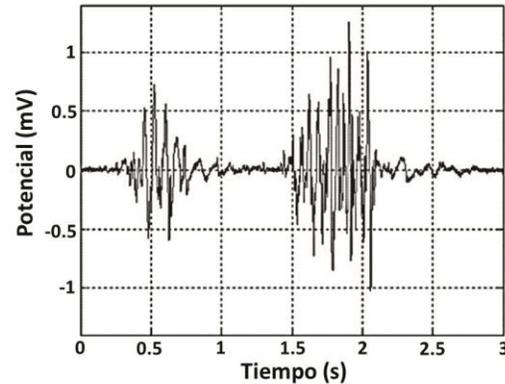


Fig. 1. Señal EMG registrada con electrodos de superficie del músculo bíceps durante contracciones breves (Moritani T. 1978).

Para comprender las características principales de las señales EMG, es necesario mencionar como se originan y los procesos químicos asociados a su generación.

2.1 Origen de la señal EMG

La unidad funcional más pequeña para describir el control neuronal del proceso de contracción muscular se llama unidad motora (UM).

Una unidad motora está constituida por el cuerpo de una célula nerviosa, ubicada en la asta anterior de la sustancia gris de la médula espinal; más el largo del axon junto con sus ramas terminales y todas las fibras musculares inervadas. La Figura 2 muestra un esquema de la unidad motora.

Un impulso descendente en la moto neurona provoca que todas las fibras musculares que conforman la UM se contraigan casi simultáneamente.

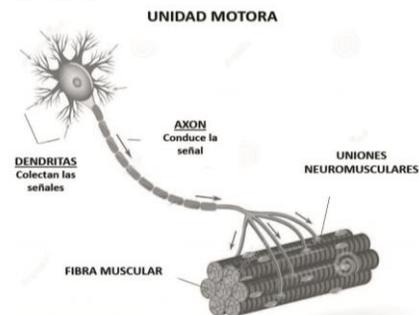


Fig. 2. Esquema de los componentes de la Unidad Motora (Moritani T. 1978).

Como se mencionó anteriormente, las unidades motoras contienen una membrana axónica que contiene canales que se abren y cierran al momento

de una contracción y relajación muscular. El axon contiene en su interior una concentración de iones potasio (K^+), proteínas, sulfatos, fosfatos, además de iones grandes de cloro (Cl^-), los cuales le dan un carácter negativo al interior de la membrana. El exterior de la membrana axonica tiene una concentración de iones sodio (Na^+); lo cual significa que se tiene una carga mayormente positiva en dicha zona. El proceso biológico que produce una diferencia de potencial está formado por dos etapas: la despolarización y la repolarización. Entonces cuando algún músculo se activa, la membrana axonica abre sus canales de sodio y permite el paso a los iones (Na^+) dentro del axon; cargándolo positivamente, generando así un proceso de despolarización. Al momento de la repolarización los canales de sodio se cierran y los canales de potasio se abren causando que los iones (K^+) salgan para dejar el interior de la membrana axonica negativamente cargada. En este momento el impulso eléctrico pasa de los $+mV$ a los $-mV$. La **Figura 3** ilustra gráficamente el proceso de despolarización y repolarización.

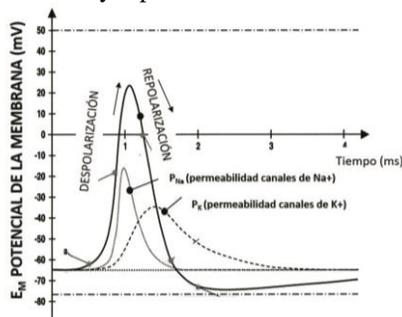


Fig. 3. Comportamiento gráfico despolarización y repolarización (Basmajian J.V. 1978)

La adquisición y amplificación de la señal EMG es la primera etapa de la interfaz del presente trabajo. A continuación, se abordan las etapas que constituyen el circuito de acondicionamiento de la señal EMG.

3. INTERFAZ EMG

Una interfaz EMG es un dispositivo capaz de transformar señales analógicas generadas por el cuerpo humano en señales digitales para ser interpretadas por un microcontrolador que gobierna el funcionamiento de dispositivos actuadores.

Como lo mencionan varios autores (Gutiérrez R. J. O., 2013), (Arizaga et. al., 2014) y (DALCAME, 2017) las principales etapas que componen una interfaz mioeléctrica son las esquematizadas en la Figura 4.

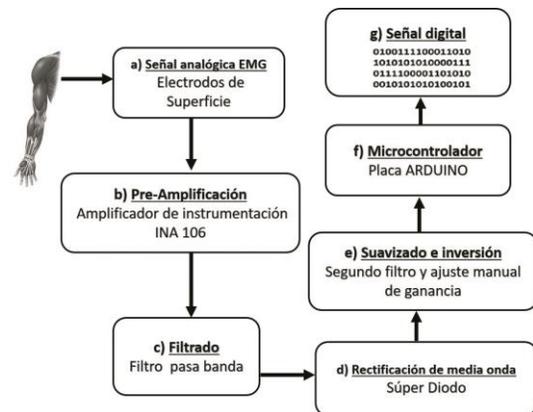


Fig. 4. Diagrama de bloques de la interfaz EMG.

3.1 Adquisición de la señal EMG

Para adquirir la señal mioeléctrica de un músculo en específico se emplean sensores denominados electrodos. Los electrodos se encargan de transformar las corrientes iónicas presentes en el cuerpo humano en corriente eléctrica. Los electrodos más utilizados son los de superficie y los intramusculares. Sin embargo, los electrodos de superficie son preferibles por su simplicidad, rapidez de colocación y comodidad; además de que son económicos.

En el presente trabajo se utilizaron electrodos de superficie Ag/AgCl de la marca 3M; además de un electro-gel que se comporta como medio conductor entre la piel y el electrodo. Esta combinación de electrodo y electro gel ofrece grandes propiedades de estabilidad y reducción de ruido (DALCAME, 2017). La Figura 5, muestra los tres electrodos de superficie y el electro-gel utilizado para la adquisición de las señales EMG.

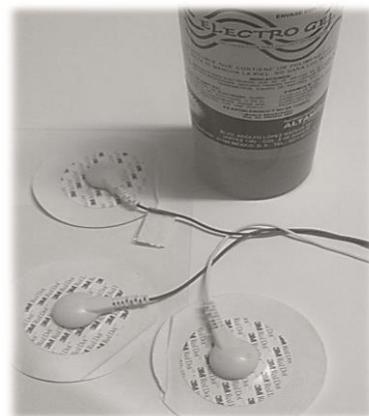


Figura 5. Electro gel con iones libres y electrodos de superficie Ag/AgCl.

3.1 Captura y pre-amplificación de la señal EMG

La etapa de pre-amplificación se diseñó y simuló en la versión académica del programa ISIS PROTEUS 8® (Labcenter, 2014). Posteriormente, se construyó físicamente en una placa de pruebas (proto-board), para comprobar el funcionamiento. Esta etapa comprende un amplificador diferencial, conocido comúnmente como amplificador de instrumentación. Se eligió el INA106, por su gran uso en aplicaciones médicas (Texas Instruments, 2017) debido a su gran desempeño en mediciones de tensiones diferenciales de muy baja amplitud en presencia de señales indeseadas (ruido). Esta característica se debe a que presenta un alto rechazo en modo común (CMMR=120dB). El circuito diseñado (Figura 6c) permite capturar la señal EMG proveniente de los electrodos de superficie y la amplifica a un nivel mayor. En este caso, la ganancia de amplitud fue de 53.7. Dicha ganancia se comprobó midiendo con un multímetro el voltaje a la entrada (56.8 mV) y a la salida del circuito (0.3V) como lo ilustra la Figura 6 a) y 6 b).

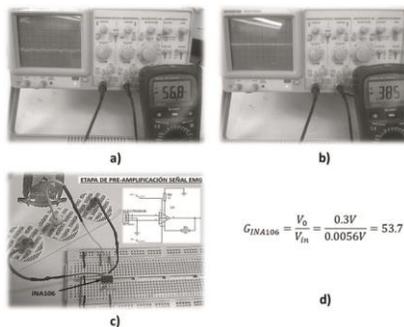


Fig. 6. Montaje y comprobación de la etapa de pre-amplificación.

3c. Amplificación y filtrado de la señal EMG

A la salida del circuito compuesto por el amplificador de instrumentación INA106, se tiene un voltaje de 0.3 V. Este voltaje es inferior al requerido para darle una aplicación a la señal EMG. Para alcanzar los niveles de voltaje requeridos se agregó una etapa de amplificación y

filtrado. Dicha etapa está compuesta por un amplificador operacional TL072 (Texas Instruments, 2017). La elección de este circuito integrado radica en el hecho de que en su interior contiene dos amplificadores operacionales. Esta característica permite utilizar el primer operacional interno como amplificador en configuración no inversora con ganancia igual a 15. Mientras que el segundo operacional se configuró para que funcionará como un filtro pasa altas con frecuencia de corte de 106.1 Hz. Las fórmulas siguientes fueron utilizadas para calcular el valor de las resistencias capacitores para obtener la ganancia de 15 en el amplificador y la frecuencia de corte de 106.1Hz en el filtro.

$$G = \frac{R_4}{R_3} \quad (1)$$

donde G, es la ganancia de amplificación, R3 y R4 son resistencias con valores de 10 y 150 KΩ respectivamente.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_5 C} \quad (2)$$

$$R_5 = \frac{1}{f_c 2\pi C} \quad (3)$$

Donde f_c , es la frecuencia de corte (106.1 Hz), R5 y R6 son resistencias con el mismo valor y C es un capacitor electrolítico de valor igual a 0.01×10^{-6} F.

Con los valores calculados para las resistencias R3, R4, R5 y R6, se construyó el circuito en ISIS PROTEUS 8.0®. Además, con la finalidad de comprobar su correcto funcionamiento se conectó un osciloscopio virtual, para observar en el canal B la señal de entrada al circuito y al canal A la señal de salida amplificada (Figura 7a).

Se introdujo una señal de 0.6 V a la entrada del circuito de amplificación y se obtuvo una amplitud de salida de 9V, comprobando que la ganancia obtenida es 15, este resultado se ilustra en la Figura 7 b). Mientras que el valor del filtro pasa alto se graficaron en la Figura 7 c).

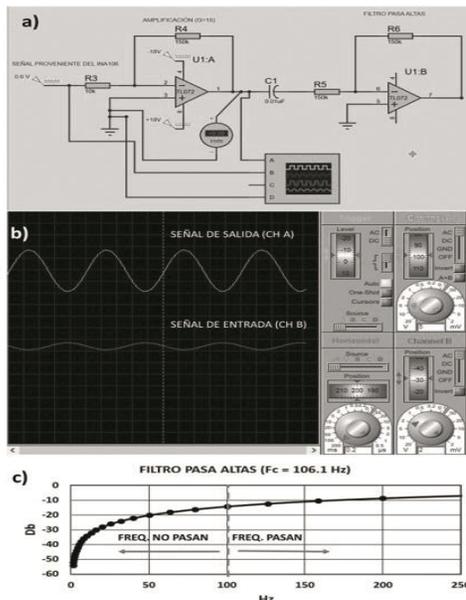


Fig. 7. a) Circuito de la etapa de amplificación y filtrado, b) Simulación de la amplificación, c) Comprobación del filtro.

La Figura 8, muestra el montaje y la comprobación del funcionamiento de la etapa de amplificación. Al realizar la comprobación del circuito, la ganancia real obtenida fue de 10.05; sin embargo, la ganancia se puede aumentar más adelante.

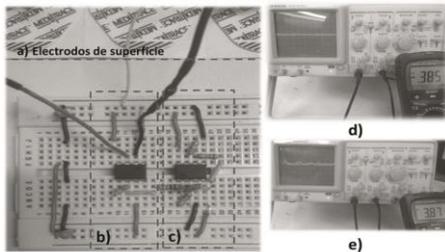


Fig. 8. Montaje y comprobación de la etapa de amplificación y filtrado, a) Electrodo de superficie, b) y c) Circuito en protoboard, d) y e) Señal de entrada 0.38 V y salida del circuito 3.8 V.

3d. Rectificación de la señal EMG

Hasta este punto la señal EMG comienza a ser de utilidad para fines protésicos; sin embargo, es necesario que la señal contenga solo valores positivos. Esto se debe a que la plataforma Arduino (Arduino Education, 2017) solo admite valores de

voltajes positivos para poder convertir la señal analógica a datos digitales a través de su convertidor ADC.

Razón por la cual se implementó una etapa de rectificación de media onda de precisión. Este circuito se conoce como súper diodo debido a que se comporta como un diodo, pero no presenta la pérdida de 0.7 V típica de los diodos convencionales. Para construir dicha etapa, se implementó un segundo circuito integrado TL072.

La Figura 9, ilustra el circuito rectificador construido y la simulación del circuito.

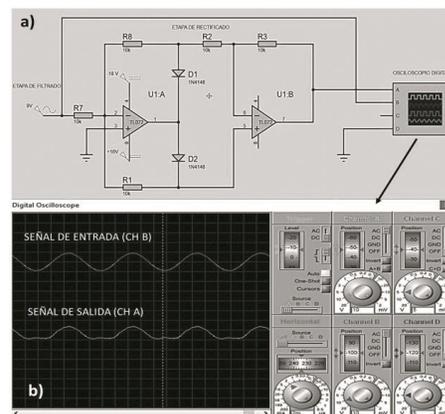


Fig. 9. a) Circuito de la etapa de rectificado, b) Señal de entrada CH B, sin rectificar, y señal de salida CH A, rectificada.

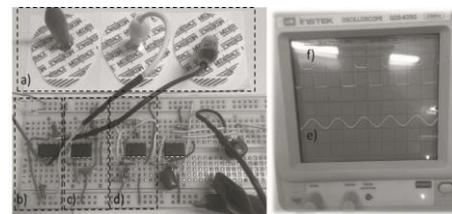


Fig. 10. Montaje y comprobación de la etapa de rectificado de la señal EMG, a) Adquisición de la señal, b) Pre amplificación, c) Amplificación y filtrado, d) Rectificación de la señal, e) Señal EMG a la entrada del circuito y f) Señal EMG a la salida del circuito.

Mientras que la Figura 10, muestra el montaje físico en la placa de pruebas y la señal captada por un osciloscopio tanto a la entrada (con amplitudes positivas y negativas) como a la salida del circuito rectificador (con amplitudes solo positivas).

3e. Suavizado y regulación de la ganancia para la señal EMG

Con la rectificación de la señal EMG, se obtienen las condiciones necesarias para convertir la señal analógica a datos digitales. Por lo tanto, la presente etapa tiene el objetivo de filtrar la señal EMG una segunda vez para discriminar las altas frecuencias que no son de interés para el presente trabajo (suavizado). Para lograr dicho suavizado se implementó un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 500 Hz. Por otro lado, existe la posibilidad de que la señal recogida por los electrodos tenga amplitudes demasiado pequeñas, debido a que cada individuo contiene un nivel de musculatura diferente, para atacar este problema se implementó un amplificador inversor, con frecuencia regulable a través de un potenciómetro que permite ajustar la ganancia y obtener el voltaje necesario para mover los actuadores. Para esta última etapa se implementó un tercer circuito integrado TL072 como se ilustra en el esquema de la Figura 11.

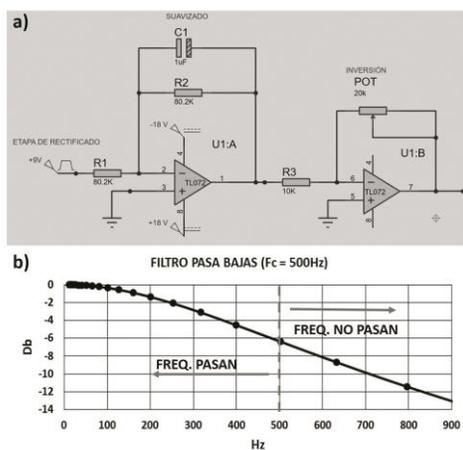


Fig. 11. a) Configuración del circuito para la etapa de suavizado y regulación de la ganancia para la señal EMG, b) Comprobación de la $F_c=500$ Hz.

3f. Microcontrolador

Para comprobar el funcionamiento de la interfaz EMG, las etapas antes descritas fueron conectadas utilizando una fuente de alimentación de 12 V, a través de un MINI-LAB.

Como se mencionó anteriormente, en el presente trabajo se utilizó la placa Arduino uno, el software para programar y conectarse con la placa es provisto por el fabricante Arduino, se utilizó la versión 1.6.1, mientras que la comunicación entre

la placa y la computadora se realizó mediante un cable USB. El programa elaborado para la prueba (movimiento de dos servomotores) se encuentra en el ANEXO A. En la Figura 12, se ilustra la conexión de la interfaz construida en protoboard, la placa arduino y un osciloscopio, todo alimentado por el MINI-LAB. Esto con la finalidad de observar que la respuesta de la interfaz frente a los movimientos naturales del brazo (abrir y cerrar el puño).

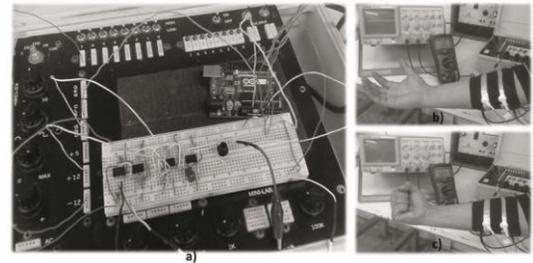


Fig. 12. Montaje final del circuito EMG y comprobación del funcionamiento, a) Conexión de la interfaz EMG a una fuente de alimentación de 12V, b) Señal y voltaje con el músculo relajado (1.35V) y c) Señal y voltaje con el músculo tenso (5.04 V).

4. IMPLEMENTACIÓN DE LA INTERFAZ EMG EN UNA MANO MECÁNICA IMPRESA EN 3D.

Existen muchos diseños (open Source) de prótesis para ayudar a las personas que presentan amputaciones parciales o totales de mano para imprimir en 3D. Entre las más exitosas están: la mano garra (Talon Hand 2017), la mano flexible (Flexy Hand, 2017) y la mano rapaz (Raptor Hand, 2017). La última es la más famosa a causa de su gran efectividad en el tema de recuperación de las funciones básicas de la mano (Borjas et.al., 2015) y (Dally C. et. al, 2015).

Los resultados exhiben buena funcionalidad y habilidad para desarrollar agarres sencillos como el agarre de pinza, agarre de trípode, y cualquier agarre que implica la rotación del pulgar. Por esta razón en este trabajo se decidió utilizar el diseño de la Raptor hand; al cual se le acoplaron 4 servomotores SG90 (Geek Factory, 2017). Los cuales son pequeños, ligeros y cuentan con una gran potencia de salida (9g, 22.2x11.8x31 mm y el par de torsión es 1.8kgf/cm).

La **Figura 13**, ilustra la conexión entre la interfaz EMG, el microcontrolador Arduino uno, los 4 servomotores SG90 y la mano mecánica impresa con tecnología 3D Raptor Hand.

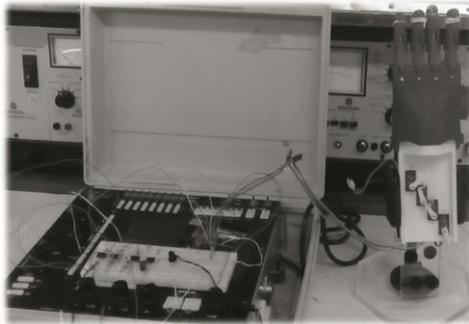


Fig. 14. Conexión de la interfaz EMG/Arduino/Servos/Prototipo de prótesis.

5. PRUEBA DE FUNCIONAMIENTO

Para el registro de las señales EMG, que gobierna el movimiento de la mano mecánica, se utilizaron 3 electrodos de superficie. Dos de ellos se ubican a la mitad y al final del músculo braquiorradial del antebrazo donde se extrae la señal EMG. Este par de electrodos, además de recoger la señal EMG, también recogen el ruido de varias fuentes; razón por la cual se utiliza el tercer electrodo, el cual cumple la función de disminuir dicho ruido.

El tercer electrodo puede ser colocado en cualquier parte del cuerpo (por lo general en el codo). La Figura 14 muestra los pasos para obtener señales EMG de buena calidad; los cuales fueron obtenidos a partir de varias pruebas realizadas durante el desarrollo del presente trabajo.

1. Afeitar la zona donde se colocarán los electrodos de superficie (los bellos son una fuente de ruido).
2. Limpiar la zona de interés con alcohol.
3. Aplicar cantidad suficiente de electro gel en la zona de interés, también puede aplicarse al electrodo directamente con la finalidad de no desperdiciar dicho material.
4. Asegurar los electrodos a la piel con cinta adhesiva para evitar falsos contactos y señales EMG erróneas.
5. Con la finalidad de reducir el ruido generado por el campo magnético proveniente de los tres cables de los electrodos, se recomienda formar una trenza entre ellos.

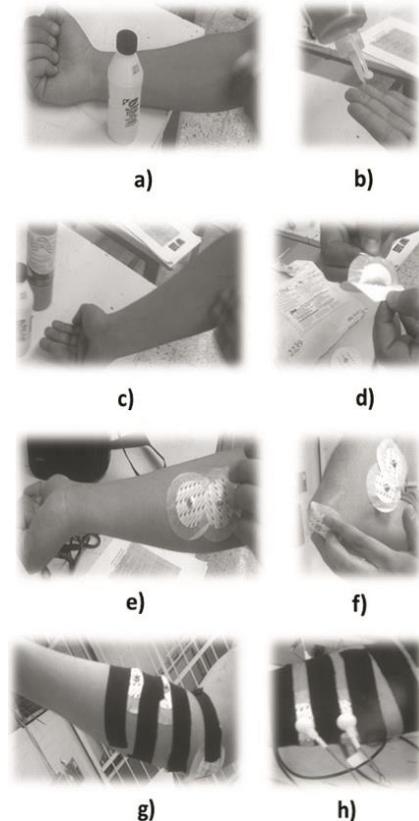


Fig. 13. Pasos para la adquisición de la señal EMG, a) Limpieza de la zona objetivo, b) Dosificación del electro-gel, c) Aplicación del electro gel, d) Desprendimiento de los electrodos, e) Colocación de los electrodos, f) Colocación de los electrodos (20 mm de separación entre centros), g) Aseguramiento para evitar falsos contactos y h) Conexión de los cables para la interfaz EMG.

Una vez que la programación para el movimiento de los servos fue cargada a la Placa Arduino, se realizó la prueba de funcionamiento.

La cual consiste en abrir y cerrar el puño, buscando la generación de señales EMG con la suficiente amplitud de voltaje para ser acondicionadas por la interfaz, convertidas a datos digitales y transferidas a los servomotores; que a su vez controlan el movimiento de las falanges de la mano mecánica.

La Figura 15, ilustra una sucesión de fotogramas que comprueban que el movimiento generado por la mano real es imitado de forma inmediata por la mano mecánica construida.

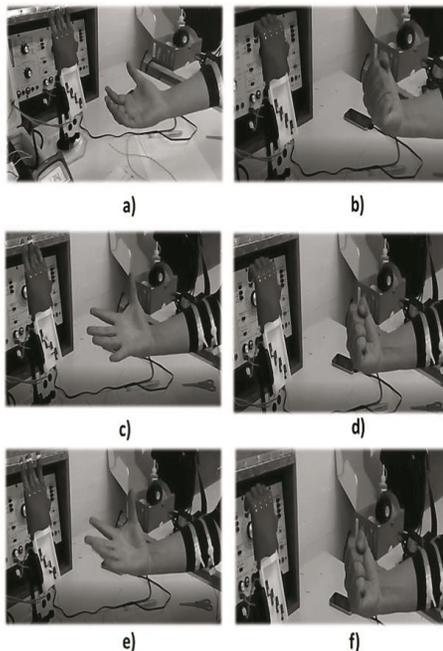


Fig. 15. Prueba de funcionamiento de la interfaz EMG acoplada con el microcontrolador y los servomotores que gobiernan el movimiento de la mano mecánica, a) 1 s, b) 2s, c) 3s, d) 4s, e) 5s y f) 6s.

CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

Los resultados obtenidos al desarrollar este circuito (interfaz EMG) permiten sentar las bases para la siguiente etapa en materia de prótesis de extremidades, permitiendo con el uso de tecnología, ofrecer a la comunidad, sistemas electrónicos de gran calidad y bajo costo que permitan el desarrollo de dispositivos más complejos que permitan el avance en la mejora en la calidad de vida a personas con amputaciones, por ejemplo en la recreación real de prótesis utilizando tecnología de ultrasonido para modelar las partes específicas (Orozco Quinceo, 2014), la fabricación de piel con nanotecnología (Muñoz Moner, 2012) y todo esto con ayuda de análisis biomecánico del cuerpo humano (Santafé Ramón Yesid, 2016).

En específico, se resolvió la problemática principal (correcto filtrado de la señal y ajuste de ganancia en la interfaz para ser calibrada para cualquier persona). Los costos de fabricación son realmente bajos en comparación con otros productos similares que actualmente circulan en el mercado. Por ejemplo, para una prótesis que solo cumple la función de abrir y cerrar las falanges (usando solo

dos servomotores) el costo calculado fue de \$ 4 060 pesos, mientras que para el movimiento independiente de los dedos se prevé un aumento en costo del 60% aproximadamente. La clave para el correcto funcionamiento del prototipo de prótesis utilizado es la colocación de los electrodos de superficie. Este problema se planea resolver con varias sesiones de entrenamiento con el paciente y el fabricante para calibrar la interfaz EMG. En cuanto al trabajo a futuro, se tienen los siguientes puntos a mejorar.

Reducción de Tamaño: Actualmente se trabaja en la reducción del tamaño de la interfaz EMG, creando una tarjeta impresa PCB (50x50mm). De la misma manera, el microcontrolador Arduino UNO, se sustituirá por el microcontrolador Arduino Lily Pad, el cual tiene una forma circular con un diámetro de 50mm.

Funcionalidad de la interfaz: Es importante mencionar que la interfaz fabricada es de un solo canal, es decir; que solo trabaja con la información de un solo músculo. Sin embargo, y con la reducción de la interfaz EMG y el microcontrolador, es posible acoplar tres canales para el movimiento de los dedos por pares. En otras palabras, con un servomotor y el canal 1, es posible mover los dedos anular y meñique, con el segundo servo y el canal 2, se mueven los dedos medio e índice, mientras que el tercer servo y el canal 3 moverá el dedo pulgar.

Funcionalidad de la prótesis: Actualmente, se trabaja en el diseño de la mano mecánica, con la finalidad de acoplar por lo menos 4 servomotores, así como la interfaz EMG y el microcontrolador en la parte de la palma. Además, los cables y resortes que actualmente controlan el movimiento de las falanges, se sustituirá por un mecanismo de cuatro barras para cada dedo. Lo cual permitirá controlar la velocidad, posición y potencia de los movimientos de las falanges.

REFERENCIAS

- Vázquez V. E. (2015). Los amputados, un reto para el estado, Academia Nacional de Medicina, http://www.anmm.org.mx/actas2015/Acta_S004032015.pdf.
- Touch Bionics (2017). I-Limb ultra, <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra> (25 de enero de 2017)
- Moritani T. and Devries H.A. (1978). Reexamination of the relationship between

- the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction, *Am. J. Phys. Med.* 57.
- Basmajian J. V. and DeLuca C. J. (1985). *Their function revealed by Electromyography*, Williams Wilkins, 5th edition.
- Gutiérrez R. J. O. (2013). *Desarrollo de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de mano artificial*, Tesis de maestría, Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Morelia Mich. México.
- Arizaga L. J. M., Cohem C. F. J., Icedo N. J. A. y Oracio R. M. G. (2014). *Accionamiento de mecanismos electromecánicos a través de señales electromiográficas con interface Arduino*, Departamento de Investigación en Física, Universidad de Sonora, Hermosillo, México.
- DALCAME, Grupo de Investigación Biomédica. (2017) *Electromiografía EMG*, México, <http://www.dalcame.com/emg.html#.WNMF Ejsl-Uk> (25 de enero de 2017)
- Labcenter (2014). *Isis Proteus 8*, <https://www.labcenter.com/education/>. (20 de febrero de 2017)
- Texas Instruments (2017). *INA 106 Burr-Brown Corporation: Datasheet (PDF)*, <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina106.pdf> (15 de noviembre 2016)
- Texas Instruments (2017). *TL072, Datasheet*, <http://html.alldatasheet.com/htmlpdf/28775/TI/TL072/43/2/TL072.html> (15 de noviembre 2016)
- Arduino Education (2017). *Support the Arduino Software*, <https://www.arduino.cc/en/Main/Donate> (10 de septiembre de 2016).
- Talon Hand (2017). *Enabling the future*, <http://enablingthefuture.org/current-design-files/talonhand-2-0/> (13 de febrero de 2017).
- Flexy Hand (2017). *Thingiverse (2017)*, <http://www.thingiverse.com/thing:242639> (13 de febrero de 2017).
- Raptor Hand (2017). *Enabling the future*, <http://enablingthefuture.org/upper-limbprosthetics/raptor-reloaded/> (13 de febrero de 2017)
- Borjas R. and Flores W. (2015). *Developing a Human Prosthesis using a 3D printer in Honduras*, IEE 35th Central American and Panamá Convetion (CONCAPAN XXXV), Tegucigalpa.
- Dally C., Johnson M., Ritter S. and Mehta K. (2015). *Characteristics of a 3D-Printed Prosthetic Hand for use in Developing Contries*, IEE, Global Humanitarian Technology Conference, Seattle.
- Geek Factory (2017). *Microservo SG90 tower pro*, <http://www.geekfactory.mx/tienda/motores-ycontroladores/servo-sg90-tower-pro/> (25 de febrero 2017).
- Orozco Quinceo Julian A., Romero Acero Alvaro, Marín Cano Alejandro, Jimenez Builes Jovani A. (2014). *3D Modeling of Objetcts Using Matlab By Ultrasonic Sensor*, *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, Vol 1, No. 23, 54-60.
- Muñoz Moner Antonio F., Díaz R. Jorge L., Gómez C. July A. (2012). *New Nanotech in Models for the design of artificial skin with nanoparicles for the Lining of Prosthesis of Hand and Leg for Disabled.*, *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, Vol. 2, No. 20, 136-146.
- Ramon Santafe Tesid, Muñoz Alberto Luis, Mendoza Luis E. (2016). *Biomechanical Analysis of Technical Gesture in Parallel Bars in The Olympic Gymnastics*, *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, Vol 1, No. 27, 73-79