

Control de modelo de prótesis de mano por señal mioeléctrica

A. E. Armas Álvarez¹, A. K. López Castañeda¹, I. Uriarte², M.A. Díaz², N.A. Barboza²

¹Estudiantes de Lic. en Bioingeniería, Escuela de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, México

²Escuela de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, México

Resumen— Se presenta un sistema de control para un modelo de prótesis de mano basado en el análisis del comportamiento de tres señales mioeléctricas distintas de los músculos: cubital anterior, extensor de la muñeca y flexor común de los dedos, los cuales están presentes en el antebrazo. Se diseñó e implementó un sistema de adquisición y acondicionamiento analógico para las tres señales mioeléctricas, las cuales posteriormente fueron digitalizadas con el conversor análogo-digital del microcontrolador AT-Mega de la plataforma Arduino. Finalmente, utilizando la plataforma LabView, se implementó un algoritmo para clasificar la respuesta del sistema en base al comportamiento de las 3 señales y por medio de ésta accionar los servomotores adecuados presentes en un modelo de prótesis de mano.

Palabras clave— Electromiografía, prótesis mioeléctrica, LabView.

I. INTRODUCCIÓN

Para que exista una contracción muscular voluntaria, un potencial de acción nervioso tiene que viajar a lo largo de un nervio motor hasta sus terminaciones en las fibras musculares, donde induce un cambio en las concentraciones existentes de los iones sodio y potasio en el interior y exterior de la célula. Este fenómeno, conocido como despolarización de la membrana, genera un cambio en las cargas netas existentes en la célula conocido como potencial de acción muscular [1].

El electromiograma (EMG) es la sumatoria de los potenciales de acción de las unidades motoras de cierta área durante la contracción muscular. El EMG es la principal herramienta para el estudio de la actividad eléctrica muscular tanto en el área clínica para la detección de neuropatologías musculares, como en el área de investigación para el control de dispositivos activos como lo son las prótesis mioeléctricas [2-4].

La señal electromiográfica posee parámetros físicos característicos que permiten que pueda ser registrada por un sistema físico, estos parámetros son [5]:

- El tiempo de duración de los potenciales de unidad motora, que van de 3 a 8 milisegundos, viéndose afectados por la fatiga y la edad.
- Los valores normales de la amplitud generada por las fibras musculares son de entre 100 a 500 microvolts.
- Los potenciales de acción de unidad motora poseen una frecuencia característica de 0 a 500 Hz.

Existen dos métodos de adquisición de la señal del EMG fundamentados en las propiedades físicas de la señal, estos son: la detección invasiva, que requiere de la inserción

de una fina aguja directamente al músculo[6] y técnicas no invasivas o también conocidas como electromiografía de superficie, que utiliza como medio transductor un electrodo adherido a la piel [2].

La señal obtenida por Electromiografía de Superficie (EMGs) provee información importante que puede ser utilizada para controlar una prótesis eléctrica. Los sistemas mioeléctricos en el mercado emplean desde esquemas simples basados en la amplitud de la EMGs hasta análisis más complejos utilizando las técnicas de Fourier y Wavelet para el control de dispositivos prostéticos, desafortunadamente los costos que estos presentan son muy elevados, lo que constituye el principal impedimento para su adquisición [7].

El propósito de este trabajo es desarrollar un sistema de control mioeléctrico para un modelo de prótesis de mano a través del registro de la actividad muscular de tres músculos distintos: el flexor común superficial de los dedos, el extensor común de los dedos y el cubital anterior. Este desarrollo está encaminado a la creación de una prótesis mioeléctrica de mano económica que compita con los modelos actuales en el mercado y que cubra la necesidad de personas que actualmente carecen de algún miembro superior.

II. METODOLOGÍA

Se realizó un trabajo de investigación sobre las características físicas de la señal electromiográfica para después diseñar un sistema de adquisición de señales mioeléctricas. La Fig. 1 muestra las principales etapas de las que está constituido el sistema de control para el control de un modelo de prótesis de mano.

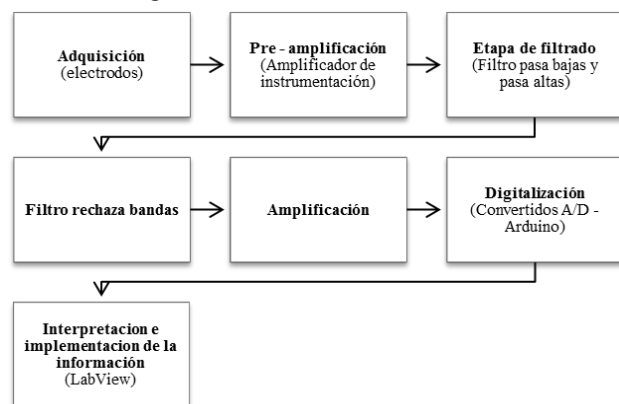


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema de digitalización de señales electromiográficas implementado. Consta de siete etapas que permite el despliegue de la señal en una computadora a través de LabView.

A. Adquisición

En este trabajo se utilizaron electrodos de superficie de cloruro de plata los cuales constan de una película de metal altamente conductora, plata (Ag), conectada con su sal (AgCl) y cables de electrodos blindados para aislar la interferencia de 60 Hz. Estos electrodos producen los potenciales de unión líquida más bajos y más estables, lo cual es una ventaja frente a otros tipos de electrodos, pues los potenciales que se generan al poner en contacto el electrodo con la piel representan uno de los principales problemas de la electromiografía superficial [8].

Se colocaron un par de electrodos sobre la superficie de los músculos: flexor común superficial de los dedos, extensor común de los dedos y el cubital anterior, y un último electrodo en la base del codo como referencia [9], con el propósito de obtener señales con valores característicos de cada músculo, las cuales después de ser procesadas puedan otorgarle distintos movimientos al modelo de prótesis de mano.

B. Pre-amplificación

Las señales producidas por fenómenos mioeléctricos son potenciales eléctricos relativamente pequeños y requieren sofisticados amplificadores con alto rechazo al modo común para facilitar su cuantificación, donde su propósito principal es incrementar el nivel de la señal que se obtiene con los electrodos y rechazar señales de ruido [10].

En la etapa de pre-amplificación se eligió utilizar un amplificador de instrumentación AD620 por su alto rechazo al modo común y se configuró para otorgarle al circuito una ganancia de 100 ya que los valores de la señal mioeléctrica se encuentran en los milivolts.

C. Etapa de filtrado

Durante la etapa de filtrado para señales mioeléctricas se construyen filtros analógicos para obtener los mejores registros posibles.

El diseño de los filtros permite obtener una señal “limpia”, para lo que es conveniente utilizar filtros activos para eliminar frecuencias no deseadas. Para esto se diseñó un filtro pasa bajas de cuarto orden con una frecuencia de corte de 450 Hz y un filtro pasa altas con frecuencia de corte a los 20 Hz. Ambos son filtros de tipo Butterworth, que resultan ser ideales por su paso de banda muy achatado [11], se decidió hacer el filtro pasa bajas de cuarto orden con la intención de intensificar la respuesta de eliminación de frecuencias altas.

D. Filtro rechaza bandas

El circuito posee una interferencia de entrada, un ruido ambiental que proviene de las lámparas fluorescentes y otros dispositivos que emiten ruido o generan campos

electromagnéticos, un ejemplo de esto es la señal de la línea de alimentación, que genera ruido eléctrico con una frecuencia de 60Hz, esta señal genera distorsiones en la señal mioeléctrica. Se implementó un filtro Notch ya que este se caracteriza por rechazar una frecuencia determinada que este interfiriendo a un circuito, en este caso particular se buscó rechazar exclusivamente el ruido de 60Hz para entregar como salida una señal libre de distorsiones [12].

E. Amplificación

Durante las etapas de filtrado la señal mioeléctrica sufre una pérdida de energía por lo que con este último filtro se pretende que la señal tenga los valores de voltaje ideales para su manejo, se utilizó un amplificador operacional LM741 y se configuró como amplificador no inversor de ganancia variable desde 20 hasta 100. El objetivo de esta segunda etapa de amplificación es acondicionar la señal para que se ajuste a las características de entrada del convertidor analógico-digital.

F. Digitalización

La Fig. 2 muestra el comportamiento de la señal electromiográfica frente a una contracción muscular voluntaria una vez que ha sido procesada analógicamente.

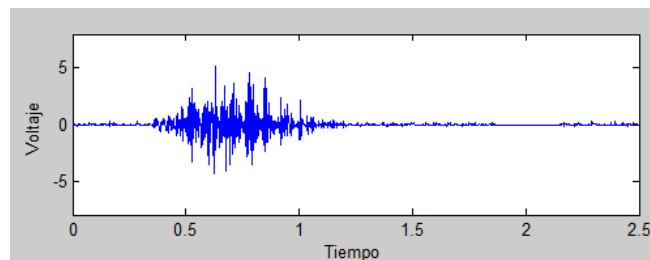


Figura 2. Representación de una contracción muscular voluntaria a través de la señal mioeléctrica graficada en MatLab donde el eje de las abscisas representa el tiempo y el eje de las ordenadas la amplitud de voltaje.

Posterior a esto se llevó a cabo una rectificación de la señal con un diodo de silicio, previa a su digitalización, con la intención de ajustarla a las características del conversor Analógico-Digital (CAD) y manejar una menor cantidad de datos. Debido a que la información de interés era la amplitud y promedio de la señal en el cuadrante positivo, no fue perjudicial la rectificación en cuestión de pérdida de información. En la Fig. 3 se logra apreciar la señal mioeléctrica posterior a su rectificación.

Se utilizó el CAD del microcontrolador ATMEGA de la plataforma Arduino el cual posee una capacidad de 10bits de resolución. Este microcontrolador cuenta con 6 canales analógicos pero solamente un CAD por lo que se utilizó una frecuencia de muestreo de 3KHz y se multiplexó el convertidor para permitirle transformar 3 señales de manera casi simultánea brindando una frecuencia de muestreo de 1KHz para cada una, evitando de esta manera el efecto de

aliasing respetando el teorema de Nyquist [13]. Una vez que las señales fueron adquiridas, procesadas analógicamente y digitalizadas, fue posible realizar la interpretación de valores que estas arrojaban.

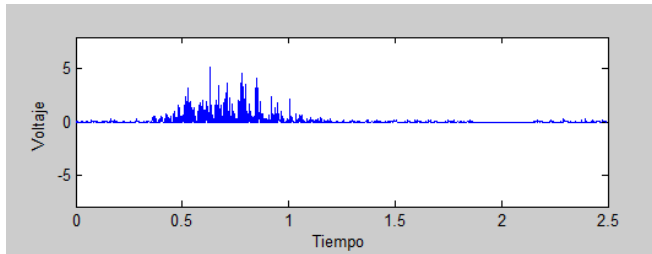


Figura 3. Señal mioeléctrica de una contracción muscular voluntaria rectificadora con un diodo de Silicio y graficada en MatLab donde el eje de las abscisas representa el tiempo y el eje de las ordenadas la amplitud de voltaje.

G. Interpretación e implementación de la información

Utilizando el programa LabView se logró generar un programa de control y una interfaz visual que nos permitió visualizar gráficamente el comportamiento de las 3 señales monitoreadas de manera simultánea, la Fig. 4 muestra el diagrama de flujo operacional de cómo se evaluaban los datos adquiridos.

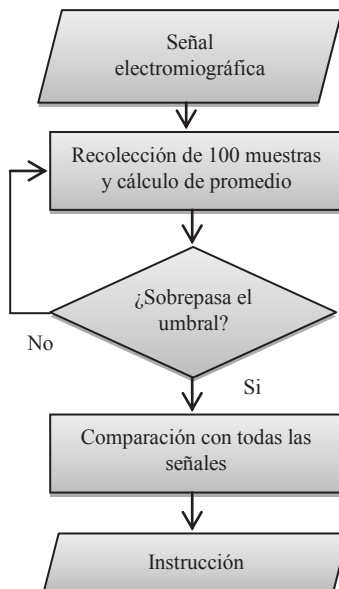


Figura 4. Diagrama de flujo representativo del sistema de control y su forma de interpretar los datos adquiridos por las señales mioeléctricas.

Lo que se hizo fue recolectar 100 muestras de cada señal con la finalidad de evaluar el valor de promedio que dichas muestras generaban, si este valor sobrepasaba un umbral preestablecido se consideraba que en ese músculo existía una contracción muscular voluntaria. Se propuso un valor de 100 muestras con la finalidad de evitar falsos positivos de picos de voltajes que no representaran

contracciones musculares voluntarias y al mismo tiempo para poder tener una respuesta rápida del sistema logrando hacer hasta 3 evaluaciones de la señal por segundo.

A partir de este criterio y ensayos de prueba y error se estableció un sistema base que comparara las distintas combinaciones que los 3 músculos podrían tener en función a movimientos específicos para asignar al modelo de prótesis las instrucciones a partir de la actividad eléctrica de los músculos sensados.

En la Tabla 1 se muestra un esquema de las comparaciones realizadas en función a la actividad individual de cada músculo donde se logran implementar 6 distintos estadios de funcionamiento para el modelo de prótesis, los cuales son: reposo, flexión de los dedos, flexión de la muñeca, flexión de la muñeca y de los dedos, extensión de la muñeca y extensión de la muñeca y flexión de los dedos.

TABLA 1
BASE COMPARADORA PARA GENERAR INSTRUCCIONES

Movimiento	Extensor de la Muñeca	Cubital Anterior	Flexor común superficial de los dedos
Reposo	0	0	0
Flexión de los dedos	0	0	1
Flexión de la Muñeca	0	1	0
Flexión de la muñeca y de los dedos	0	1	1
Extensión de la muñeca	1	0	0
Extensión de la muñeca y flexión de los dedos	1	0	1

Una vez seleccionada la respuesta del sistema se implementó una salida de potencia específica para accionar los servos presentes en el modelo de prótesis de mano y de esta manera obtener el movimiento físico deseado en función a la activación mioeléctrica de los músculos de interés.

III. RESULTADOS

A partir del monitoreo e interpretación de 3 señales distintas de los músculos: flexor común de los dedos, extensor de la muñeca y cubital anterior; se logró generar un sistema de control por medio de 5 servomotores de baja potencia para un modelo de prótesis de mano el cual cuenta con 6 estadios diferentes: reposo, flexión de los dedos sin flexionar la muñeca, flexión de la muñeca sin flexionar los dedos, flexión de la muñeca flexionando los dedos, extensión de la muñeca sin flexionar los dedos y extensión de la muñeca flexionando los dedos.

En la Fig. 5 se muestra el sistema de control de manera general, así como los electrodos conectados a los músculos específicos del antebrazo y la interfaz del programa LabView que permitió la visualización y manejo de la información de manera más sencilla



Figura 5. Sistema de control por computadora de un modelo de prótesis mioeléctrica de mano, interfaz generada en LabView.

El modelo de prótesis de mano se utilizó para poder implementar de manera física la respuesta del sistema de control en base a la actividad mioeléctrica de los músculos del antebrazo. La Fig. 6 muestra una imagen del modelo de prótesis creado.

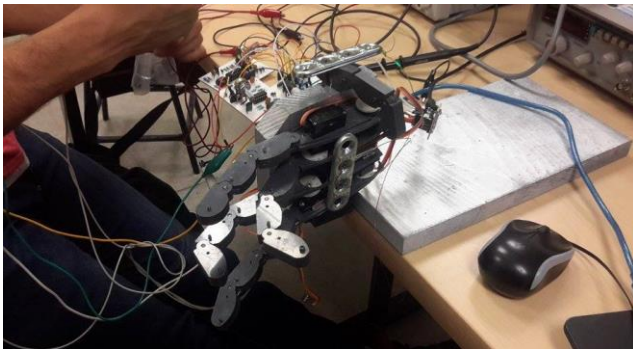


Figura 6. Modelo de prótesis mioeléctrica de mano utilizado para representar de manera visual la respuesta del sistema de control generado.

IV. CONCLUSIÓN

Se creó un sistema de control para un modelo de prótesis de mano a partir de 3 señales mioeléctricas distintas de 3 músculos del antebrazo con la finalidad de buscar el desarrollo posterior de una prótesis mioeléctrica completa.

Este sistema se logró realizando primeramente, una adquisición y acondicionamiento de las señales analógicas obtenidas de distintos grupos de músculos del antebrazo. Esta etapa presentó retos debido a la naturaleza física de la señal (amplitud, frecuencia, nivel de ruido, etc.) La siguiente etapa filtró y acondicionó la señal para que pudiera ser convertida a una representación digital, y con esta última representación, se realizó un procesamiento que nos permitió identificar seis estadios distintos a partir de seis electrodos superficiales.

Actualmente los modelos existentes en el mercado de este tipo de productos son de costos muy elevados dificultando su accesibilidad para personas de bajos recursos; se pretende, a partir de este trabajo, lograr generar un producto funcional, de bajo costo y que se asemeje a una

mano real en tamaño y forma, liviano que cubra con la necesidad existente para este tipo de tecnologías que ayudan a mejorar la calidad de vida de las personas.

Como bien se sabe el cuerpo humano es un sistema muy complejo que resulta muy difícil de ser imitado, sin embargo esto es desafiante y nos alienta a buscar la forma de llegar a imitarlo, dando así una esperanza a aquellas personas que se ven limitadas por situaciones de ausencia de miembros. Creemos que si existe la voluntad y motivación correcta se puede llegar a romper los límites de la imaginación.

REFERENCIAS

- [1] Gal Iglesias, B., López Gallardo, M., Martín Velasco, A. I., & Prieto Montalvo, J. (2007). Bases de fisiología (Segunda ed.). Madrid: Tébar.
- [2] Kutz, M. (2009). *Biomedical Engineering & Design Handbook, Volumes I and II* (Segunda ed.). Nueva York: McGraw Hill Professional.
- [3] Raez, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8, 11-35.
- [4] Romo, Harold; Realpe, Judy; Jojoa, Pablo; "Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano," Revista Avances en Sistemas e Informática, Vol. 4. No 1, pp 127-136,, Junio 2007.
- [5] Irimia, D.C.; Poboroniuc, M.S.; Pasol, I.; Ortner, R., "Correlations between muscular contraction type and muscle electrical activity," *Electrical and Power Engineering (EPE), 2014 International Conference and Exposition on*, vol., no., pp.488,491, 16-18 Oct. 2014
- [6] Mendoza, L. E.; Castellano, R. D.; Rojas, R. D. "Aportes y alcances de las técnicas de procesamiento, clasificación y descomposición de señales electromiográficas", IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, IFMBE Proceedings, Vol 18, 2008, pp 131-135.
- [7] Jiayuan He; Dingguo Zhang; Xinjun Sheng; Jianjun Meng; Xiangyang Zhu, "Improved discrete fourier transform based spectral feature for surface electromyogram signal classification," *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, vol., no., pp.6897,6900, 3-7 July 2013
- [8] Delgado, Jaime; Vallejo, Erick; Torres, Jaime, "Diseño y construcción de un Sistema de adquisición y visualización de señales electromiográficas," Fifth LACCEI (International Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology), Tampico México, 29 Mayo – 1 Junio 2007.
- [9] Togawa, T., Tamura, T., & Öberg, P. A. (1997). *Biomedical TRANSDUCERS and INSTRUMENT*. Florida: CRC Press.
- [10] Alva Coras, C. A., Castillo Meza, J. O., Gómez Auris, M. & Samamé Torres, I. (2011). *Procesamiento de señales mioeléctricas aplicado a un robot de 5 grados de libertad*. Recuperado el 24 de Mayo de 2014, de http://www.urp.edu.pe/pdf/ingenieria/electronica/CONT-5_Senales_Mioelectricas-Brzo_Robot.pdf
- [11] Holt, C. A. (1985). *Circuitos electrónicos : digitales y analógicos*. Barcelona: Reverté.
- [12] Webster, J. (2010). *Medical Instrumentation: Application and Design* (Cuarta ed.). Hoboken: Wiley India Pvt. Limited.]
- [13] Muri, Fabricio; Carbajal, Celina; Perez, Elisa; Fernandez, Hugo; Echenique, Ana; Lopez, Natalia; "Diseño de un sistema de rehabilitación para miembro superior en entorno de realidad virtual," Revista de ingeniería Biomedica, ISSN 1909-9762, Vol 7, julio-diciembre 2013, pp. 81-89.