

Diseño de un Electromiógrafo Implementado Sobre una Prótesis de Mano

B. Daniel¹, D. Marlon², B. Gisella¹ and D.R. Evert²

¹Universidad Autónoma Del Caribe/Facultad de Ingeniería, Centro de Bioingeniería, Barranquilla, Colombia

²Universidad Autónoma Del Caribe/Facultad de Ingeniería, Grupo de Investigación en Electrónica y Telecomunicaciones, Barranquilla, Colombia

Resumen— Se estima que más de mil millones de personas viven con algún tipo de discapacidad en el mundo; es decir, no tienen las capacidades físicas para trabajar y mucho menos para convivir con la comunidad. El presente proyecto está enfocado al desarrollo de una prótesis mioeléctrica de mano, para mejorar la calidad de vida de dichas personas. La mano robótica propuesta está conformada por una etapa de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas (EMG), y una etapa de control dedicada al funcionamiento de las articulaciones de los dedos. Las señales EMG fueron visualizadas en una interfaz de usuario, desarrollada en un lenguaje de alto nivel como LabVIEW, permitiendo el procesamiento digital de los potenciales de acción de los músculos del antebrazo para su análisis. Se obtuvo una señal EMG confiable proveniente de la etapa de acondicionamiento, la cual permitió establecer los niveles de umbrales para la activación de los dedos.

Palabras claves— EMG, Amplificador de Instrumentación, Prótesis Mioeléctricas.

I. INTRODUCCION

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) el 15% de la población mundial, sufre de discapacidad lo que se atribuye al envejecimiento de la población y al aumento de las enfermedades crónicas a gran escala [1]. Hoy en día, la discapacidad creada por la amputación de la mano es una lesión común en muchas personas, pero puede ser rehabilitado por un mecanismo llamado prótesis artificial [2]. Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas controladas por medio de un poder externo mioeléctrico, el objetivo principal es el de simular los movimientos primordiales de una mano convencional como lo son la prensión en pinza fina con la punta de los dedos, prensión en puño, gruesa o en superficie, prensión en gancho y prensión en llave.

Existen en la actualidad diversos tipos de prótesis mioeléctricas de mano con prestaciones dispares, desde las que únicamente realizan el movimiento de pinza para agarrar objetos, hasta las que rotan la muñeca y transmiten sensaciones relacionadas con frío o calor y con la presión ejercida [3]. Algunos estudios [4-8] reflejan que muchos amputados no llegan a utilizar regularmente sus prótesis porque no son capaces de controlarlas eficientemente. Además, muchos de estos mecanismos a menudo se venden con un alto costo en el mercado, por lo cual el presente proyecto está enfocado al

desarrollo de un dispositivo de bajo costo que pueda satisfacer las necesidades primarias de una mano convencional.

El sistema desarrollado se basa en la adquisición y acondicionamiento de la señal electromiográfica (EMG), que se caracteriza por una tensión de alrededor de $500\mu\text{V}$ [9]. El EMG está diseñado con un amplificador de instrumentación y un amplificador operacional para la etapa de pre-amplificación, un filtro pasa banda para tomar solo los datos importantes a ser leídos y de un rectificador de media onda para tomar sólo el envolvente de la señal para una mejor lectura, ya que en este caso sólo nos interesa el cambio de amplitud en los músculos. Sobre la base de estas señales, fue diseñado en LabVIEW un sistema de control de velocidad y encendido de motores de corriente continua, que están conectados a los dedos para simular los movimientos principales de una mano convencional [10].

II. METODOLOGIA

A. Electromiograma

La detección de las señales EMG se realiza por medio de tres electrodos superficiales, de los cuales dos se colocan alrededor de los músculos del antebrazo y el otro electrodo de referencia se coloca en la muñeca.

La señal captada por los electrodos activos es pre amplificada por un amplificador de instrumentación con alto CMRR y bajo ruido, y un amplificador operacional.

Las diferentes etapas que conforman el sistema de adquisición y acondicionamiento de la señal EMG se ilustran en la Figura 1.

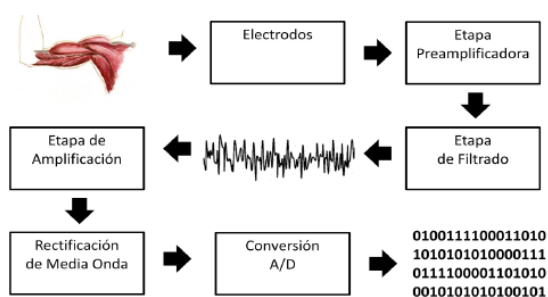


Fig 1. Diagrama de bloques del sistema.

Etapa de preamplificación

La etapa de preamplificación de ganancia se divide en dos, la ganancia del amplificador de instrumentación en el cual se escogió el INA129 por su alto CMRR [11], y la ganancia de un amplificador operacional en configuración inversora. Se muestra el cálculo de la resistencia para ajustar la ganancia del INA129, teniendo en cuenta que la ganancia deseada es 10. Utilizando la Ecuación (1) proporcionada por el fabricante es:

$$G_{ina129} = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

$$10 - 1 = \frac{49.4k\Omega}{R_G} \Rightarrow R_G = \frac{49.4}{9} = 5.48k\Omega \approx 5.6k\Omega \quad (2)$$

Además se integra un bucle de retroalimentación o el controlador de pierna derecha propuesto por el fabricante utilizado para registrar las señales del electrocardiograma o ECG.

Por último, tenemos la amplificación final de esta etapa, realizada con un amplificador operacional TL074 en configuración inversora a una ganancia de 9.2 como se muestra en la Ecuación 3.

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 \quad (3)$$

$$G = 1 + \frac{82k\Omega}{10k\Omega} = 9.2 \quad (4)$$

Etapa de filtrado

La señal proveniente de los electrodos es obtenida de manera diferencial por el amplificador de instrumentación. Para la etapa de filtrado se usaron amplificadores operaciones en configuración de filtros Sallen Key escogido por su simplicidad [12].

Teniendo en cuenta las características que presentan los diferentes tipos de filtro, se eligió usar la configuración de Butterworth debido a que presenta una respuesta en magnitud muy plana y su pendiente desciende rápido al acercarse a la frecuencia de corte.

Se realizó un filtro activo pasa banda de 20 a 500Hz, ya que las señales tomadas del antebrazo se encuentran dentro de este rango; a partir de dos filtros activos de segundo orden Butterworth con la configuración clásica de Sallen-Key. El primer filtro activo es un pasa altas el cual deja pasar las frecuencias por encima de los 20Hz conectado en cascada a un filtro pasa bajas el cual evita el paso de las frecuencias encima de los 500Hz.

Para el diseño del filtro pasa altas con frecuencia de corte (f_c) 20Hz se tomó un valor para el capacitor (C) de 0.1µf.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \Rightarrow R_{(10-11)} \approx 82K\Omega \quad (5)$$

La ganancia del filtro es de aproximadamente 1.58, y está definida por las resistencias R₉ y R₈.

$$G = \frac{R_9}{R_8} + 1 \Rightarrow R_9 = 56K\Omega, R_8 = 33K\Omega \quad (6)$$

Para el filtro pasa bajas se tomó un capacitor (C) con valor de 0.1µF y la frecuencia de corte (f_c) de 500Hz.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \Rightarrow R_6 \approx 3.3K\Omega. \quad (7)$$

De igual forma los valores de ganancia son similares a los calculados para el filtro pasa altas ya que tiene la misma configuración. En la Figura 2 se muestra el diagrama del filtro pasa bandas.

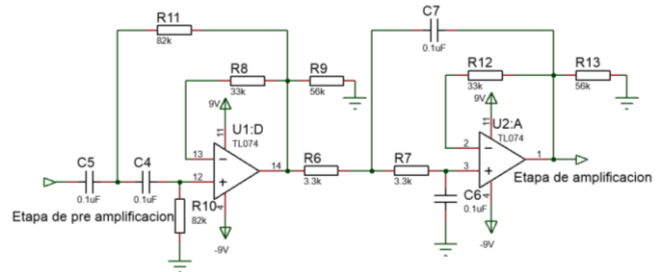


Fig 2. Diagrama del filtro pasabandas 20-500Hz.

Etapa final de amplificación

Esta etapa tiene como finalidad estabilizar la señal filtrada y amplificarla por un factor de 9.2. En la Figura 3 se muestra la configuración de amplificación final.

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 \Rightarrow R_2 = 82K\Omega, R_1 = 10K\Omega \quad (8)$$

$$\frac{R_2}{R_1} + 1 = 9.2 \quad (9)$$

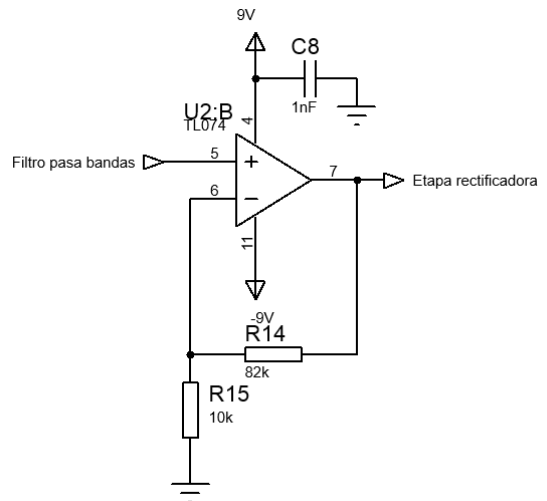


Fig 3. Diagrama de la amplificación final.

Etapa de rectificación de media onda

Dado que los biopotenciales están compuestos por una señal con un componente positivo y uno negativo, se implementó el método de rectificación de media onda, con el fin de eliminar los componentes negativos y solo tomar los positivos por cada potencial adquirido.

B. Fase de control

Para el desarrollo de la interfaz hardware/software que permita conectar la prótesis con el sistema de mando fue necesario realizar la caracterización de los motores DC [13] que son los encargados de realizar los movimientos de los dedos y la plataforma de hardware libre ARDUINO [14].

Actuador

Se escogieron micro motores con una transmisión 298:1 que operan de 6v a 12v, con un torque de 70 oz-in (pulgadas por onza), una velocidad constante de 90RPM y con una longitud de 26 x 12 x 10 mm para generar una presión que tenga la capacidad de sostener objetos.

Para variar la dirección de los motores se utilizó las señales provenientes del sistema de control (ARDUINO) hacia un L298 (Puente H) conectado a los motores como se muestra en la Figura 4.

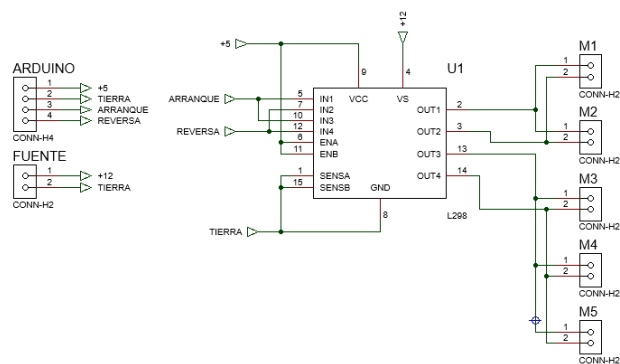


Fig 4. Diagrama de poder de los motores DC.

Interfaz Hardware

El sistema de control de la prótesis de mano está compuesto por el siguiente diagrama de bloques (Figura 5).

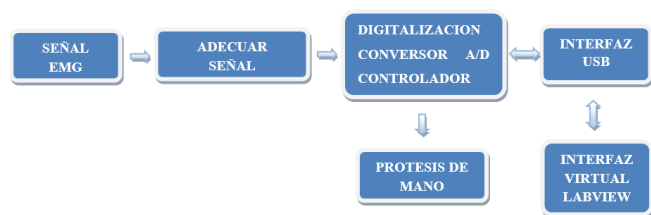


Fig 5. Diagrama de bloques del sistema de control.

El módulo de digitalización de la señal y comunicación se implementó en la tarjeta de desarrollo libre ARDUINO UNO. Las señales provenientes del EMG fueron conectados al pin analógico de entrada A0 y la salida hacia los motores a los pines digitales 7 y 12.

Interfaz software

Las señales provenientes del EMG son conectadas al pin A0 del ARDUINO para ser digitalizadas, graficadas y mostradas en LabVIEW [15]. Esto con el fin de realizar pruebas para optimizar el funcionamiento de la prótesis.

Para el control se utiliza la herramienta “semaphore” la cual ayuda a tomar un orden en el cual se ejecutan las funciones, esto con el fin de ejecutar primordialmente la fase de trabajo (cerrar los dedos) y luego de que esta se realice, ejecutar la fase de relajación (abrir los dedos).

III. RESULTADOS

La prótesis de mano es impresa en 3D construida con un material PLA (poliácido láctico o ácido poliláctico) el cual es un polímero constituido por moléculas de ácido láctico, con propiedades semejantes a las del tereftalato de polietileno (PET) que se utiliza para hacer envases.



Fig 6. Prótesis de mano.

Para determinar el rango en donde la mano no debe realizar ninguna actividad, dos sujetos de control fueron colocados a realizar trabajos pasivos y flexiones suaves como caminar, coser, entre otros. De igual forma, para definir el rango de los diferentes umbrales de los movimientos de la mano, 4 sujetos de control fueron colocados a realizar trabajos activos y flexiones fuertes como correr, tomar y alzar objetos, entre otros.

Se tomaron muestras cada 100ms y los datos fueron analizados con ayuda del programa STATGRAPHICS.

En la Tabla 1, se muestran los valores promediados obtenidos y tomados para el manejo óptimo de trabajo en la mano.

La señal registrada es comparada con rangos en amplitud estipulados para cada tipo de agarre (presión en puño, presión en gancho, presión en cilindro y presión en llave), es

decir, cada agarre será igualado a diferentes amplitudes definidas experimentalmente por movimientos musculares del ante brazo por medio de flexiones suaves o fuertes.

El control se compone de 5 motores conectados a cada dedo de la mano los cuales se accionarán dependiendo a la amplitud tomada inicialmente, por ejemplo; con referencia a la Tabla 1, si se registra una amplitud de 1.6V la mano realizará un movimiento prensil en gancho.

TABLA I
UMBRALES DE VOLTAJE PARA CADA MOVIMIENTO

Movimiento	Promedio obtenido (voltaje)	Promedio aproximado (voltaje)
Prensión en puño	1.283	1.4
Prensión en gancho	1.789	1.9
Prensión en cilindro	2.348	2.5
Prensión en llave	3.057	3.0

En la Figura 7 se muestra los 4 movimientos realizados por la prótesis mioeléctrica.



Fig 7. Mecanismo propuesto.

IV. DISCUSION

El avance de la tecnología ha permitido con el paso de los años desarrollar prótesis de mano de mayor desempeño y fácil de controlar, además de tener una apariencia natural. Sin embargo, la producción en masa de las prótesis de mano todavía es complejo debido a que se requiere emplear sistemas mecatrónicos complejos, flexibles y personalizados a cada paciente.

V. CONCLUSION

El Sistema de registro de señales EMG juntos con el software de control implementado en ARDUINO constituyen una prótesis de mano de bajo costo y de fácil de manipulación, la cual puede usarse en clínicas de rehabilitación y/o en los hogares de los usuarios.

El diseño de un electromiógrafo implementado sobre una prótesis de mano es un paso fundamental en la construcción de sistemas para personas con discapacidad de más de un miembro superior y/o inferior.

REFERENCIAS

[1] Organización Mundial de la Salud (OMS), <http://www.who.int/features/factfiles/disability/facts/es/>

[2] Acosta Ayelén, Burne Patricia, Cabrera Sofia, Casenave Micaela, “Prótesis Mioeléctricas”, 2009, <http://protesismioelectricas.blogspot.com>

[3] Alonso Alonso A, Hornero Sánchez R, Espino Hurtado P, De La Rosa Steinz R, Liptak L, “Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano”, 2001, MAPFRE MEDICINA, 2002; vol. 13, n.º 1; 11-23.

[4] Heard D C Y, Farry K A, Atkins D J. A comparison of functional capabilities of below-elbow unilateral body-powered hook and electric hand users. *Myoelectric Control '95 (MEC'95)*. New Brunswick, Canada: Fredericton, August 1995; 28-35. 12.

[5] Harwin W S, Rahman T, Foulds R A. A review of design issues in rehabilitation robotics with reference to north american research. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1995; 3 (1): 3-12. 13.

[6] Doeringer J A, Hogan N. Performance of above elbow body-powered prostheses in visually guided unconstrained motion tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995; 42 (6): 621-631. 14.

[7] Dupont A C, Morin E L. A myoelectric control evaluation and trainer system. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1994; 2 (2): 100-107. 15.

[8] O’neill P A, Morin E L, Scott R N. Myoelectric signal characteristics from muscles in residual upper limbs. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1994; 2 (4): 266-270.

[9] Abraham Leyva, “La Mano Humana”, 2014, <http://es.scribd.com/doc/238686647/La-Mano-Humana#scribd>

[10] Arias, L. (2012) Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología* – vol. 4, páginas 14 – 24

[11] Datasheet INA129 <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>

[12] Huarpe, Filtros Activos, <http://huarpe.com/electronica2/capitulo/capitulo04/capitulo04.html>

[13] Vildósola E. ACTUADORES. Soltex Chile S.A. <http://www.aie.cl/files/file/comites/ca/abc/actuadores.pdf>

[14] ARDUINO UNO. Nivot, CO <https://www.arduino.cc/en/main/arduinoBoardUno>.

[15] National Instruments, software de desarrollo de sistemas –NI LabVIEW. <http://www.ni.com/labview/esa/>