

# Respuestas

## UFPS



Artículo Original

<https://doi.org/10.22463/0122820X.4806>

### Filtering of EMG signals based on digital filters for the control of a bionic upper-limb prosthesis

Filtrado de señales EMG basado en filtros digitales para el control de una prótesis biónica transradial

Camilo Andres Solano-Rico<sup>1</sup>, Oscar Javier Suarez-Sierra<sup>2</sup>, Jesus Alfonso Medrano-Hermosillo<sup>3</sup>, Aldo Pardo-Garcia<sup>4</sup>, Abraham Efraím Rodríguez-Mata<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Ingeniero en Mecatrónica, [camilo.solano@unipamplona.edu.co](mailto:camilo.solano@unipamplona.edu.co), <https://orcid.org/0009-0004-8260-7232>, Universidad de Pamplona, Pamplona, Colombia.

<sup>2</sup> Doctor en Ciencias en la especialidad de Ingeniería Eléctrica, [oscar.suarez@unipamplona.edu.co](mailto:oscar.suarez@unipamplona.edu.co), <https://orcid.org/0000-0002-6754-5713>, Universidad de Pamplona, Pamplona, Colombia.

<sup>3</sup> Doctor en Ciencias en la especialidad de Ingeniería Eléctrica, [jesus.mh@chihuahua.tecnm.mx](mailto:jesus.mh@chihuahua.tecnm.mx), <https://orcid.org/0000-0002-5152-220X>, Tecnológico Nacional de México Campus Chihuahua, Chihuahua, México.

<sup>4</sup> Doctor en Ciencias Técnicas, [apardo13@unipamplona.edu.co](mailto:apardo13@unipamplona.edu.co), <https://orcid.org/0000-0003-2040-9420>, Universidad de Pamplona, Pamplona, Colombia.

<sup>5</sup> Doctor en Ciencias en la especialidad de Control Automático, [abraham.rm@chihuahua.tecnm.mx](mailto:abraham.rm@chihuahua.tecnm.mx), <https://orcid.org/0000-0002-0262-420X>, Tecnológico Nacional de México Campus Chihuahua, Chihuahua, México.

**How to cite:** C. A. Solano-Rico, O. J. Suarez-Sierra, J. A. Medrano-Hermosillo, A. Pardo-Garcia and A. E. Rodríguez-Mata, "Filtering of EMG signals based on digital filters for the control of a bionic upper-limb prosthesis", *Respuestas*, vol. 29, n.º 3, p. 31-44, sep. 2024. <https://doi.org/10.22463/0122820X.4806>

Received on June 05, 2024 - Approved on August 23, 2024.

#### ABSTRACT

##### Keywords:

EMG signal filtering,  
Signal processing,  
Digital filters,  
Biopotentials

Electromyography signal filtering (EMG) is essential for controlling bionic prostheses, allowing the detection and analysis of muscle biopotentials. Traditionally, physical filters have been used, but they have limitations regarding precision and complexity. This paper aims to improve the accuracy at the time of EMG signal processing using digital filters. Surface electrodes with conductive gel were used to capture the EMG signals. The raw signals were amplified using an instrumentation amplifier with a high gain, followed by a first-order filtering of high and low passes. The final stage included rectifying the signal to obtain exclusively positive values. Several digital filters were evaluated, including filters based on moving average and exponential moving average filters, with the circuits of different filters ultimately implemented in the bionic upper-limb prosthesis.

#### RESUMEN

##### Palabras clave:

Filtrado de señales EMG,  
Procesamiento de señales,  
Filtros digitales,  
Biopotenciales.

El filtrado de señales de electromiografía (EMG) es esencial para el control de prótesis biónicas, permitiendo detectar y analizar los biopotenciales musculares. Tradicionalmente, se han empleado filtros físicos, pero presentan limitaciones en términos de precisión y complejidad. Este artículo tiene como objetivo mejorar la precisión en el momento del procesamiento de señales EMG mediante el uso de filtros digitales. Para capturar las señales EMG, se emplearon electrodos superficiales con gel conductor. Las señales del sistema en tiempo real fueron amplificadas utilizando un amplificador de instrumentación con una alta ganancia, seguidas por un filtrado de pasa altas y pasa bajas de primer orden. La etapa final incluyó una rectificación de la señal para obtener valores exclusivamente positivos. Se evaluaron y se compararon varios filtros digitales, entre ellos filtros basados en promedio móvil y filtros de media móvil exponencial, y finalmente se implementaron los circuitos de los diferentes filtros en la prótesis biónica transradial.

#### Introducción

El filtrado de señales EMG (electromiografía) es un método ampliamente empleado para detectar y analizar los potenciales de acción de los músculos, permitiendo así controlar las prótesis biónicas. En el pasado, los filtros físicos tradicionales han sido los más comunes para procesar estas señales, ya que ofrecían una solución sencilla y efectiva; sin embargo, estos filtros pueden presentar limitaciones en términos de precisión y complejidad, lo que puede afectar negativamente el rendimiento del sistema [1].

\*Corresponding author.

E-mail Address: [cesarape@unipamplona.edu.co](mailto:cesarape@unipamplona.edu.co) (Camilo Andres Solano-Rico)

Peer review is the responsibility of the Universidad Francisco de Paula Santander.  
This is an article under the license CC BY-NC 4.0



En los últimos años, el desarrollo de tecnologías digitales ha generado un auge en la implementación de filtros digitales para el filtrado de señales EMG. Estos filtros digitales ofrecen una mayor flexibilidad, versatilidad y estabilidad, permitiendo adaptarse mejor a las necesidades específicas de cada usuario. Además, pueden ser diseñados para reducir el ruido y mejorar la precisión de la señal, lo cual es fundamental para un control preciso de las prótesis [2]. Entre los filtros digitales más comunes que se encuentran en la literatura se tienen: los filtros de Fourier, los filtros de Kalman y los filtros de Wavelet [3]. Cada uno de estos filtros tiene sus ventajas y desventajas, y su elección depende de las características específicas de la señal y del sistema de control; no obstante, la mayoría de los filtros digitales requieren de un procesamiento computacional significativo, lo que puede ser un desafío para los sistemas de control que requieren de una respuesta rápida y precisa.

Para el movimiento de las prótesis, la literatura destaca la importancia del uso de electrodos. Los electrodos son dispositivos que convierten la corriente iónica en corriente eléctrica a través de un medio no metálico, permitiendo recuperar el potencial de acción y generando una señal eléctrica para su posterior medición y procesamiento. Esto es posible debido a las propiedades similares que tiene una sustancia electrolítica del tejido cutáneo, que contiene iones libres que lo convierten en un conductor [4]. Uno de los principales desafíos en el campo del control mioeléctrico es generar señales de control simultáneas y proporcionales para prótesis motorizadas de mano con varios grados de libertad [5]. Las estrategias de control de sistemas mioeléctricos siguen siendo tradicionales, como el control proporcional o el interruptor de encendido y apagado utilizando señales de electromiografía de superficie (sEMG) [6][7].

Las señales biológicas contienen información valiosa para comprender patologías y comportamientos humanos, pero esta información no está disponible directamente en la señal obtenida por los electrodos debido al ruido aditivo causado por estos mismos y el ambiente [8]. Para extraer la información relevante, se requiere un procesamiento previo, que incluye métodos de amplificación y suavizado de señales [9][10][11].

Las prótesis mioeléctricas están controladas por un dispositivo externo que sintetiza las señales y las envía a la tarjeta de control. Actualmente, son consideradas los dispositivos de rehabilitación más avanzados, ya que no necesitan arneses o medios de suspensión [12][13]. Con el avance de la tecnología digital, se vuelve más conveniente el análisis y procesamiento de bioseñales en formato digital. Este artículo presenta el Filtrado de señales EMG basado en filtros digitales (promedio móvil y filtros de media móvil exponencial) para el control de una prótesis biónica transradial de miembro superior permitiendo garantizar un movimiento adecuado del dispositivo. En la sección de Materiales y Métodos se presentan las principales características de los tipos de señales que se encuentran en el cuerpo humano y el proceso de acondicionamiento y filtrado de la señal EMG generada durante la actividad muscular. En la sección de Resultados y Discusión se presenta el análisis de los filtros digitales utilizados durante la investigación y el circuito con los filtros físicos implementados con sus diferentes configuraciones. Finalmente, se presenta la sección de Conclusiones con la síntesis de los principales resultados del artículo.

## **Materiales y Métodos**

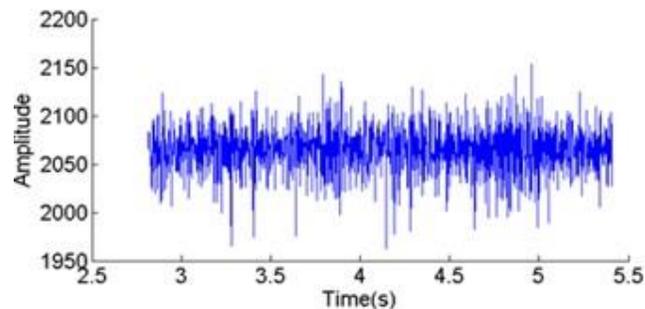
El Electrograma (EG), Electrocardiograma (ECG), Electroencefalograma (EEG), Electromiograma (EMG), Electrooculograma (EOG) y Electrogastrograma (EGG) miden los biopotenciales en el cuerpo

humano, es decir, la producción eléctrica de la actividad humana. Según el artículo [14], se observan los diferentes valores típicos de las señales bioeléctricas presentes en el cuerpo tomadas de diferentes trabajos de investigaciones como se observa en la *Tabla 1*.

**Tabla 1.** Valores típicos de las señales bioeléctricas.

Lugar	Nombre del registro	Amplitud	Ancho de Banda [Hz]
Células	Electrograma (EG)	50-100 mV	DC 1000 - 10000
Corazón	Electrocardiograma (ECG)	2 – 3 mV	0.05 – 250
Cerebro	Electroencefalograma (EEG)	5 – 300 $\mu$ V	0.1 – 100
Músculo	Electromiograma (EMG)	0.1 – 5 mV	50 – 5000
Ojo	Electrooculograma (EOG)	50 $\mu$ V – 350 mV	0.1 – 10
Estómago	Electrogastrograma (EGG)	10 – 1000 mV	DC – 1

La electromiografía (EMG) utiliza diferentes tipos de electrodos para capturar señales eléctricas que reflejan la función neuromuscular o cerebral. Los electrodos superficiales se adhieren a la piel con un gel conductor y capturan señales para evaluar la función neuromuscular [15]. Por otro lado, los electrodos percutáneos se insertan directamente a través de la piel para obtener lecturas precisas en técnicas como la electromiografía [15]. En este estudio, se emplearon electrodos adhesivos superficiales compuestos de Ag/AgCl (Electrodo de cloruro de plata) para capturar señales EMG. Estas señales en crudo pueden ser complejas de manipular e interpretar, como se muestra en la *Figura 1*.



**Figura 1.** Canal EMG sin procesar.

Antes de realizar el proceso de acondicionamiento y filtrado de la señal, se desarrolló una pulsera para alojar el amplificador de instrumentación destinado al muñón del usuario como se visualiza en la *Figura 2*.



**Figura 2.** Soporte de muñón para antebrazo y pulsera para la amplificación de la señal EMG.

Para la lectura y visualización de las señales mioeléctricas en crudo, se usó un osciloscopio para validar cada etapa del circuito de adquisición. En la Figura 3 se puede observar los electrodos mencionados anteriormente y la pulsera de adquisición en un usuario al cual se le desarrolló la prótesis biónica transradial.



**Figura 3.** Ubicación de la pulsera para la adquisición de la señal EMG en crudo.

### ***Acondicionamiento y filtrado de la señal***

Las técnicas electromiográficas se enfocan en la adquisición y análisis de las señales eléctricas (señales EMG) generadas durante la actividad muscular [16]. Para poder utilizar estas pequeñas señales eléctricas, es necesario acondicionar adecuadamente la señal para inmunizarla contra el ruido [16], tomándose los valores de frecuencia de corte de la Tabla 1. Este artículo propone la estructura general del amplificador EMG presente en la Figura 4, el cual contiene la etapa de amplificación, las etapas de filtrado y su sistema de alimentación [17].

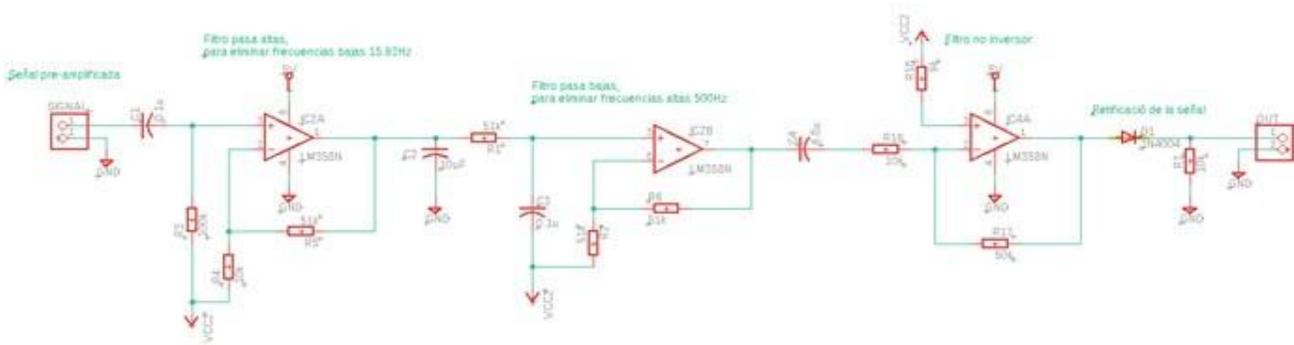


Figura 4. Estructura general del amplificador EMG.

La metodología empleada comienza con la adquisición de señales EMG mediante electrodos de superficie adhesivos con gel conductor, posicionados estratégicamente sobre la piel para capturar los bio-potenciales musculares [18]. Posteriormente, las señales son amplificadas utilizando un amplificador de instrumentación AD623 en una configuración diferencial, que permite obtener la diferencia de potencial entre la señal EMG y una referencia. Luego, las señales amplificadas pasan por una etapa de filtrado pasa altas y una etapa de filtrado pasa bajas con el objetivo de eliminar componentes de frecuencia no deseados y preparándolas para análisis posteriores como la rectificación y la extracción de características relevantes para aplicaciones como el control de prótesis biónicas. Luego, se aplica la metodología presentada en la Figura 5 para el procesamiento de la señal electromiográfica.

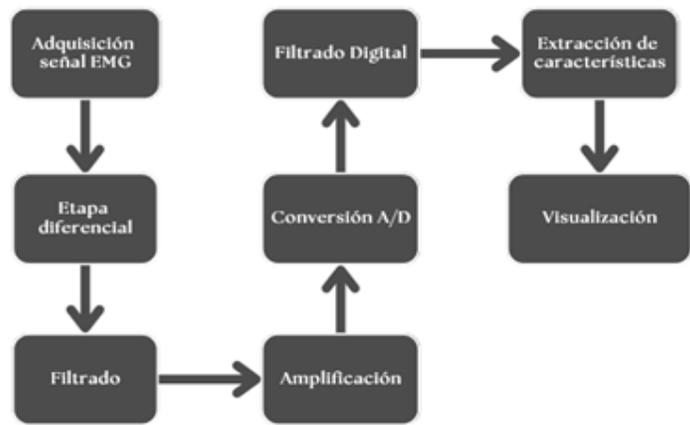


Figura 5. Metodología señal EMG.

En la etapa de amplificación se utiliza el amplificador de instrumentación AD623 donde se empleó una ganancia de 883 ( $G=883$ ). Dicha ganancia se calcula mediante la ecuación (1) [19].

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_1} + 1 \quad (1)$$

Despejando de la ecuación (1) el termino  $R_1$  se obtiene el valor de  $56\Omega$  para esta resistencia, se hace esta primera etapa de amplificación como se ilustra en la Figura 6, ya que las señales mioeléctricas del brazo están en el orden de los milivoltios, así que para poder visualizarlas es necesario aumentar el tamaño inicial a un rango más amplio.

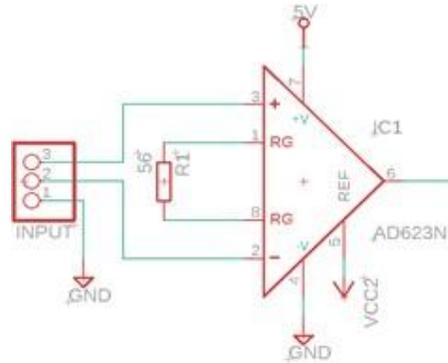


Figura 6. Filtro pasa altas.

El filtro pasa alto es un componente esencial en el diseño de sensores [20], ya que ayuda a eliminar los *offsets* y componentes no deseados en la señal de salida. Para la frecuencia de corte del filtro pasa altas de primer orden, se calcula empleando la ecuación (2).

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * R_3 * C_1} \quad (2)$$

Donde  $R_3 = 100k\Omega$  y  $C_1 = 0.1\mu F$ . En este caso, la frecuencia de corte es  $F_c = 15.92\text{Hz}$ , la cual atenúa todas las frecuencias menores a esta [21]. Para la ganancia de este filtro pasa altas se calculó empleando la ecuación (3), donde  $R_5 = 51k\Omega$  y  $R_4 = 10k\Omega$ .

$$G = 1 + \frac{R_5}{R_4} \quad (3)$$

Utilizando los valores mencionados anteriormente, da como resultado una ganancia de 6.1, esto para amplificar 6 veces la señal de entrada, viéndose en la Figura 7 la implementación del circuito empleado.

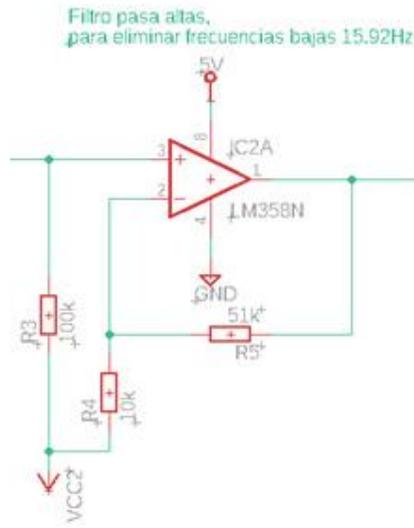


Figura 7. Filtro pasa altas.

Para la etapa de atenuación de las frecuencias mayores, se implementó un filtro pasa bajas de primer orden [21] utilizando la ecuación (2). Para esta tarea, se empleó una frecuencia de corte de 500Hz, con valores en la resistencia de  $R=51k\Omega$  y  $C2=0.1\mu F$ , como se ilustra en la Figura 8.

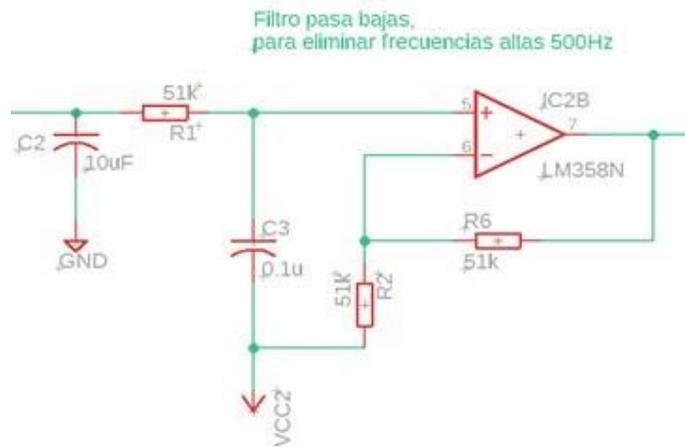
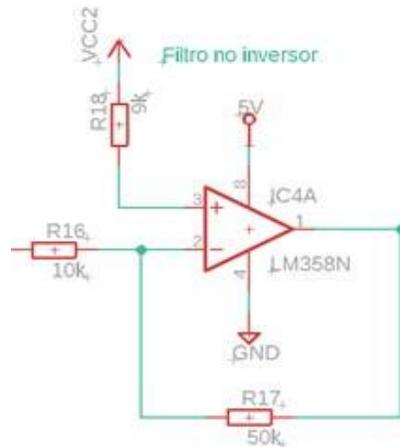


Figura 8. Filtro pasa bajas.

Para la ganancia de este filtro se empleó la ecuación (5), dándole valores a  $R6=R2$  de  $51k\Omega$  esto para que la ganancia obtenida sea de 2.

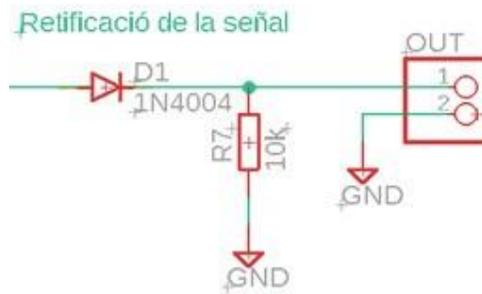
$$G = 1 + \frac{R_7}{R_2} \quad (5)$$

A la salida de los dos filtros activos que se emplearon en las etapas anteriores, se decidió emplear un amplificador no inversor con ganancia unitaria para estandarizar el voltaje como se ilustra en la *Figura 9*.



**Figura 9.** Filtro no inversor con ganancia unitaria.

Para la salida final de esta señal, se agregó una etapa de rectificación para obtener una señal exclusivamente positiva [22], empleando un divisor de voltaje y un diodo rectificador como se observa en la *Figura 10*.



**Figura 10.** Etapa rectificadora.

## Resultados y Discusión

Se emplearon distintos filtros digitales para procesar la señal EMG [23]. La Tabla 2, presenta una evaluación de cada filtro, clasificándolos en dos categorías: no ideal o ideal para la tarea específica. En este estudio, se emplearon filtros basados en promedio y filtros pasa baja de media móvil exponencial.

**Tabla 2:** Filtros empleados para el procesamiento de señales EMG. \* Ideal, \*\* No ideal

Tipo de filtros	Prótesis biomimética	Prótesis biónicas
Promediador simple	**	*
Filtro respuesta al impulso	*	*
Filtro de media móvil	**	*
Filtro basado en promedio	**	*
Filtro pasa baja de media móvil exponencial	**	*

Considerando la Figura 5, que muestra la metodología, una de las etapas finales incluye los filtros digitales. El primer filtro empleado fue el filtro basado en promedio móvil (ecuación 6). Este filtro se utiliza para suavizar datos y reducir el ruido. A diferencia del filtro de promedio simple, este asigna pesos variables a los valores anteriores y actuales, dando mayor importancia a los datos más recientes. Esto permite una adaptación más rápida a los cambios recientes en la señal, proporcionando una salida más suave y estabilizada. En la ecuación (6) se puede visualizar el comportamiento de la variable, donde  $y[n]$  es la señal filtrada,  $M$  es el número de muestras,  $n$  es el iterador y  $k$  es una constante [24].

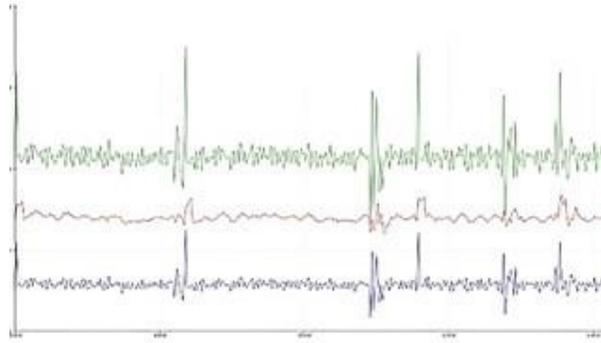
$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} x[n-k]. \quad (6)$$

Posteriormente, se implementó el filtro pasa baja de media móvil exponencial que se visualiza en la ecuación (7), el cual es un filtro donde se le asignan pesos variables a los datos pasados y presentes, dándoles mayor importancia a las observaciones más recientes [25]. A diferencia del filtro de media móvil, donde todos los datos tienen el mismo peso.

$$S(t) = \begin{cases} Y(0) & t = 0, \\ \alpha Y(t) + (1 - \alpha)S(t-1) & t > 0, \end{cases} \quad (7)$$

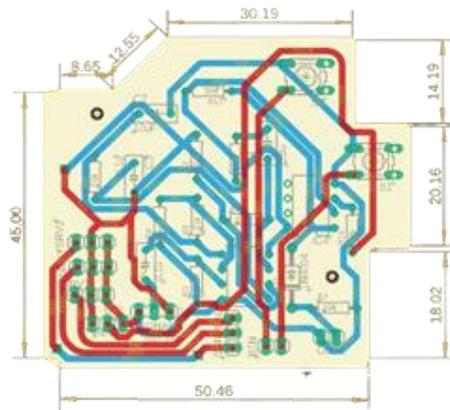
donde  $S(t)$  es la señal filtrada,  $\alpha$  es un factor que va de 0 a 1,  $Y(t)$  es el dato leído en ese instante y  $S(t-1)$  es el dato en el tiempo anterior.

En la Figura 11 se observa el comportamiento de la señal en bruto y los filtros mencionados anteriormente en las ecuaciones (6) y (7).



**Figura 11.** Señales EMG procesadas. Color verde (señal en bruto), Color rojo (señal con filtro basado en promedio) y Color azul (señal con filtro pasa baja de media móvil exponencial).

El circuito con los filtros físicos (amplificadores operacionales) y sus diferentes configuraciones fue diseñado e implementado en el software Eagle (*Figura 12*), el cual facilitó la elaboración y organización de los componentes electrónicos.



**Figura 12.** Circuito implementado en Eagle.

Posteriormente, se creó un diseño detallado en 3D utilizando el software Autodesk Fusion 360. La visualización en 3D, presentada en la Figura 13, permitió identificar posibles problemas de espacio y compatibilidad antes de la fabricación física del circuito. Este paso es importante para asegurar que los componentes se ajusten correctamente dentro de la estructura de la mano robótica.

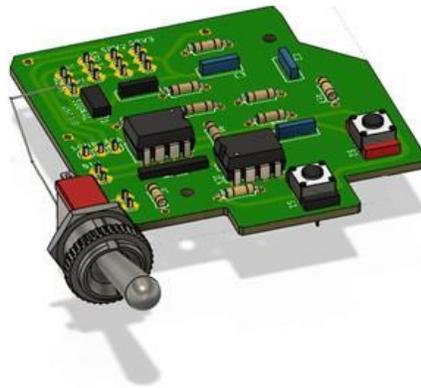


Figura 13. Renderizado 3D del circuito.

Una vez finalizado el diseño 3D del circuito, se procedió a la integración del circuito de filtrados en la mano robótica y la verificación de posicionamiento de los diferentes conectores que no se vieran afectados por los actuadores de esta. La Figura 14 muestra el circuito de filtrado completamente integrado en la mano robótica y el interruptor para el cambio de agarre.



Figura 14. A) Circuito de filtrado en la mano robótica. B) Renderizado del prototipo de la prótesis biónica.

Es importante destacar que el diseño de esta mano robótica incorpora dos tipos de agarres: uno el "pinch" o pellizco y el segundo "grasp" o sujeción. Estos mecanismos permiten al usuario manipular objetos utilizando dos dedos, replicando la acción de pellizco (Figura 15) y sujeción (Figuras 16) de una mano humana.



Figura 15. Agarre tipo pinza.

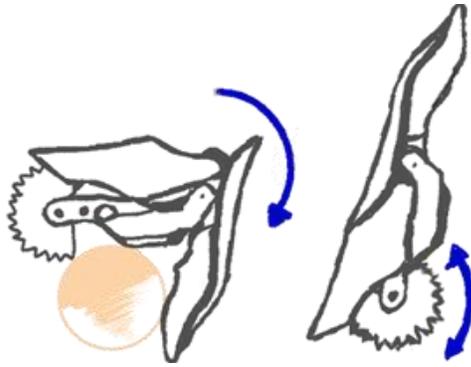


Figura 16. Agarre tipo sujeción de objetos.

El funcionamiento del sistema inicia con la configuración y calibración de los actuadores hacia una posición abierta. A continuación, entra en un ciclo continuo en el que se realiza la lectura del valor del sensor, se calcula el promedio móvil y se establece un umbral dinámico, además de verificar el estado del interruptor. Si el valor del sensor supera dicho umbral y los actuadores están inactivos, estos se activan. Asimismo, si el interruptor se encuentra en la posición correcta, se cambia el tipo de agarre, como se observa en la Figura 17. El sistema también controla un tiempo de espera para evitar movimientos repetitivos y, a través de la comunicación serial, proporciona datos de depuración, repitiendo este proceso sin fin.



## Conclusiones

La implementación de filtros digitales en el procesamiento de señales electromiográficas permite una adaptación altamente precisa y personalizada a las necesidades individuales de cada usuario. A diferencia de los filtros analógicos, los filtros digitales ofrecen un ajuste fácil y preciso, optimizando el acondicionamiento de la señal EMG de manera más eficiente.

A pesar de que los filtros digitales no reemplazan completamente a los filtros analógicos en el procesamiento de señales EMG. Los filtros físicos siguen siendo importantes para eliminar el ruido de manera efectiva, especialmente el ruido de línea eléctrica a 50/60 Hz. Los filtros digitales se utilizan como un complemento a los filtros analógicos, permitiendo un procesamiento más avanzado y la extracción de características más precisas de la señal EMG.

Los filtros digitales presentan numerosas ventajas sobre los filtros analógicos, como programabilidad, simplicidad en operaciones aritméticas, estabilidad, menor coste de fabricación, flexibilidad y adaptabilidad, versatilidad, facilidad de implementación y diseño, y una mayor precisión en el procesamiento de señales electromiográficas. Estas características los convierten en una opción ideal para aplicaciones en este campo.

La configuración del circuito para la adquisición y filtrado de la señal EMG en la palma de la muñeca representa un avance notable en la miniaturización y la eficiencia de la tecnología en investigaciones biomédicas. Esta solución permite integrar de manera compacta y discreta componentes esenciales como electrodos de superficie, amplificadores de señal y filtros digitales. Este desarrollo subraya cómo la ingeniería puede mejorar la calidad de vida de los usuarios de prótesis con tecnologías de ayuda avanzadas y accesibles.

## Referencias

- [1] A. Chillagano Tipán, “Diseño y construcción de un prototipo de prótesis biónica para amputación transradial controlada por bio sensores musculares”, *Universidad Politécnica Salesiana, Quito, Ecuador*, 2022.
- [2] J. Artal Sevil, F. Pérez Cebolla, A. Acón y J. Domínguez Navarro, “Control de una mano biónica basado en redes neuronales y técnicas de reconocimiento de gestos mediante múltiples sensores EMG”, *XIV Teaching and Learning of Electronics*, pp. 241-248, 2020.
- [3] O. Corredor, L. Pedraza y C. Hernández, “Diseño e implementación de filtros digitales”, *Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogotá, Colombia, Visión Electrónica*, vol. 3, no. 1, pp. 55–66, jun. 2009.
- [4] J. Ning, K. Englehart, y P. Parker. “Extracting simultaneous and proportional neural control information for multiple-DOF prostheses from the surface electromyographic signal.” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 4, pp. 1070-1080, 2008.
- [5] F. Anders, et. al. “Control of upper limb prostheses: Terminology and proportional myoelectric control—A review.” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, pp. 663-677, 2012.
- [6] H. Zhang, X. Guan, Y. Ding y C. Liu, “Emergy analysis of Organic Rankine Cycle (ORC) for waste heat power generation”, *Journal of Cleaner Production*, vol. 183, pp. 1207-1215, 2018.
- [7] J. Uellendahl. “Experience fitting partial hand prostheses using prodigits.”, *Univ. of New Brunswick's MyoElectric Controls/Powered Prosthetics Symp. Proc.*, 2008.
- [8] P. Parker y R. Scott. “Myoelectric control of prostheses.”, *Critical reviews in biomedical engineering* vol. 4, pp. 283-310, 1986.
- [9] X. Wang, B. Zhang y Y. Yang. “Active SVM-based relevance feedback using multiple classifiers ensemble and features reweighting”. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 26, pp. 368-381, 2013.
- [10] K. Xing et al. “A real-time EMG pattern recognition method for virtual myoelectric hand control.” *Neurocomputing*, pp. 345-355, 2014.
- [11] J. Carrillo-Gómez, C. Duran-Acevedo, y R. Garcia-Rico, “Discriminación de bacterias en agua potable a través de una nariz electrónica y un equipo de extracción de volátiles”, *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, vol. 1, no. 33, pp. 155–165, 2019.
- [12] J. González, “Robótica y prótesis inteligentes”, *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, no. 1 pp. 11–15, 2004.
- [13] J. Sierra, B. Medina, L. Rodríguez, C. Pachón, y M. Barrios, “Desarrollo e implementación de tecnologías biomédicas para la telerehabilitación funcional”, *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, vol. 2, no. 34, pp. 137–143, 2019.
- [14] A. Arché-Núñez, et al. “Bio-potential noise of dry printed electrodes: physiology versus the skin-electrode impedance.” *Physiological Measurement* vol. 9, no. 44, 2023.
- [15] E. Guzmán Muñoz y G. Méndez Rebolledo. “Electromiografía en las ciencias de rehabilitación”, *Revista Salud Uninorte*, vol. 34, no. 3, pp. 753-765, 2018.
- [16] R. Madou, et al. “Señales bioeléctricas del cuerpo: de la ingeniería electrónica a la performance artística.”, *Cuerpo, Máquina*,

*Acción*, vol. 4, 2020.

99–109, 2024.

- [17] E. Rincón Castrillo, J. García Pabón, y J. Bermúdez Santaella, “Estado del arte de las celdas de combustible”, *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, vol. 1, no. 33, pp. 36–49, 2019.
- [18] L. Gila, A. Malanda, I. Rodríguez Carreño, J. Rodríguez Falce y J. Navallas. “Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas”, *Anales Sis San Navarra*, vol.32 pp. 27-43, 2009.
- [19] N. Dugarte, R. Medina, R. Rojas y E. Dugarte. “Bioamplificador multicanal para la adquisición de la señal ECGAR, del prototipo DIGICARDIAC”. *Revista del Instituto Nacional de Higiene Rafael Rangel*, vol. 45, pp. 10-29, no. 2, 2014.
- [20] C. Herrera Ramírez, A. Moreno Pérez, L. Oyarzabal y J. Herrera Ramirez. “Amplificador de biopotenciales para electroretinografía”. *Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico, CIMAV, México*, 2010.
- [21] A. Veca, R. Lage, y M. Ruiz Noguera. “Filtros analógicos: clásicos, basados en Capacitor Conmutado y con FPAA”. Tesis doctoral, *Ciudad Autónoma de Buenos Aires*, 2014. ISBN 978-987-33-6154-8.
- [22] S. Ma, B. Lv, C. Lin, X. Sheng y X. Zhu, “EMG Signal Filtering Based on Variational Mode Decomposition and Sub-Band Thresholding”, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 25, no. 1, pp. 47-58, Jan. 2021.
- [23] C. Solano Rico, O. Suarez Sierra, y J. Medrano Hermosillo, “Diseño ergonómico de una prótesis biónica para miembro superior controlada por señales electromiográficas”, *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, vol. 1, no. 43, pp.
- [24] Y. Li, et al. “Application of an EMG interference filtering method to dynamic ECGs based on an adaptive wavelet-Wiener filter and adaptive moving average filter”. *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 72, pp. 103-344, 2022.
- [25] D. Farina y R. Merletti. “Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 5, no. 10, 2000.