

Journal of Engineering Research

ISSN 2764-1317

vol. 5, n. 9, 2025

••• ARTICLE 5

Acceptance date: 29/12/2025

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA TARJETA PARA OBTENCIÓN DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS PROCESADAS CON ARDUINO

Juan Carlos Pérez Merlos

Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Ingeniería
Toluca - Estado de México
<http://orcid.org/0000-0001-6189-5125>

Mireya Salgado Gallegos

Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Ingeniería
Toluca - Estado de México
<http://orcid.org/0000-0003-2675-9456>

Silvia Edith albarrán Trujillo

Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Ingeniería
Toluca - Estado de México
<https://orcid.org/0009-0003-2620-5277>

Aurora Romero Cervantes

Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Ingeniería
Toluca - Estado de México.



All content published in this journal is licensed under the Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC BY 4.0).

RESUMEN: Hoy en día con el avance en la electrónica y sensores se ha tenido un gran desarrollo en prótesis para cada parte del cuerpo, cuando alguna persona pierde un miembro surge la necesidad obtener señales mioeléctricas limpias de ruido para con ellas manipular dichas prótesis, estas señales también se requieren para los electrocardiogramas, encefalogramas, etc. En el presente desarrollo experimental se utilizó el antebrazo bajo tres puntos para colocar los electrodos y obtener señales mioeléctricas, se establecieron etapas de amplificación y filtrado analógico y digital para ser procesadas en la tarjeta Arduino. Las frecuencias de interés fueron de 1 Hz y 10 Hz. El objetivo de este trabajo es el diseño y construcción de una tarjeta electrónica de señales mioeléctricas que son procesadas con Arduino. Los resultados muestran que las señales obtenidas para varios movimientos de la mano, dedos y puño son suficientemente legibles y limpias de ruido para ser interpretadas o utilizadas por una prótesis.

PALABRAS CLAVE: Filtro digital, filtro analógico, señal mioeléctrica, electromiografía.

INTRODUCCIÓN

De acuerdo con Nader et al. mencionado por Rehbaum (2014), para los seres humanos la mano es la herramienta más poderosa disponible, tiene más de veinte grados de libertad (DOF) para el movimiento de los dedos, el pulgar y la muñeca. Esta flexibilidad le permite ejecutar fuerza para sujetar o apretar objetos pesados, así como la realización de movimientos precisos y finos por ejemplo, para enhebrar una aguja. La pérdida de la mano por amputación traumática u otros accidentes, tiene

un gran impacto en un individuo. Por ello, se han encontrado enfoques para restaurar una extremidad perdida lo más pronto posible. De hecho, se encuentran ejemplos de métodos de reemplazo alrededor del año 300 a.c. en Egipto. La Mano de Hierro de Gotz Von Berlichingen, como solución tecnológica data a principios del siglo XVI (Rehbaum, 2014).

La captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular se conoce como electromiografía. Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular. Lo que la gente considera normalmente un músculo (por ejemplo, el bíceps de los brazos) consta de miles de células individuales, envueltas en tejido conectivo. Como las células musculares tienen una forma elongada, con frecuencia se llaman fibras. Las fibras musculares están dispuestas en haces llamados fascículos, que se encuentran envueltos en tejido conectivo (Meneses & Toloza, 2010).

La electromiografía (EMG) consiste básicamente en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada en nervios y músculos a través de la utilización de electrodos (superficiales, de aguja, implantados) como se muestra en la Figura 1.

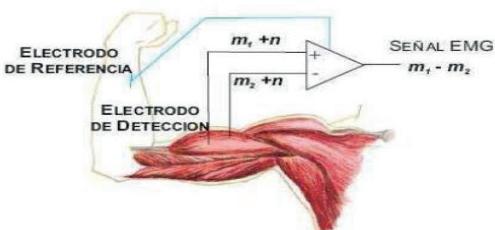


Figura 1. Las primeras estrategias de control, (a) usando un solo electrodo para generar tres estados y (b) dos electrodos determinan acciones opuestas. Fuente: (Meneses y Toloza, 2010).

Las mediciones extraídas de EMG proporcionan una información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de activación muscular. Dicha información refleja las fuerzas que son generadas por los músculos y la temporización de los comandos motores. Además, puede usarse en el diagnóstico de patologías que afectan al sistema nervioso periférico, las alteraciones funcionales de las raíces nerviosas, de los plexos y los troncos nerviosos periféricos, así como de patologías del músculo y de la unión neuromuscular (Meneses y Toloza, 2010).

Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado, por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado, también colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto (Dorador González et al., 2005).

El origen de las prótesis activadas por los músculos del muñón se da en Alemania gracias a Sauerbruch, el cual logró idear como conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, mediante varillas de marfil que hacía pasar a través de túneles cutáneos, haciendo posible que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular (Dorador González et al., 2005).

Es hasta 1946 cuando se crean sistemas de propulsión asistida, dando origen a las prótesis neumáticas y eléctricas. Un sistema de propulsión asistida es aquel en el que el movimiento es activado por algún agente externo al cuerpo.

Las prótesis con mando mioeléctrico comienzan a surgir en el año de 1960 en Rusia. Esta opción protésica funciona con pequeños potenciales extraídos durante la

contracción de las masas musculares del muñón, siendo estos conducidos y amplificados para obtener el movimiento de esta. En sus inicios, este tipo de prótesis solo era colocada para amputados de antebrazo, logrando una fuerza prensora de dos kilos (Dorador González et al., 2005).

Una prótesis mioeléctrica es un sistema accionado por servomotores que se gobierna a partir de señales EMG recogidas en el muñón del paciente para lo cual es preciso un reconocimiento en tiempo real de las características de dichas señales (Alonso et al., 2002).

Estas prótesis están basadas en el concepto, de que siempre y cuando un músculo se contraiga, se produce una señal eléctrica muy pequeña. Existen sensores que entran en contacto con la piel para poder así registrar la señal de contracción (Hurtado et al., 2018).

De acuerdo con Tortora et al. (2014), una contracción muscular es producida a través de la unión y roce entre filamentos fibrosos gruesos y finos provocando un acortamiento en el músculo, dando origen a las contracciones. El deslice y roce entre los filamentos grueso y liso es un proceso que se le conoce como mecanismo de deslizamiento de los filamentos. Existen distintos tipos de contracción muscular, entre ellos se puede destacar; contracción aislada, isotónica, concéntrica, excéntrica e isométrica.

Dentro de las contracciones existen los períodos en función del tiempo: latente, de contracción y de relajación (ver Figura 2). El primer periodo tiene enfoque de un retraso, esta demora es de alrededor de 2 ms y se le denomina periodo latente. El segundo es el tiempo de duración de la acción del músculo conocido como periodo de contracción

que persiste de 10 a 100 ms y el tercero es el tiempo en que el músculo reposa después de una contracción llamado periodo de relajación que también dura de 10 a 100 ms (Tortora y Derrickson, 2014).

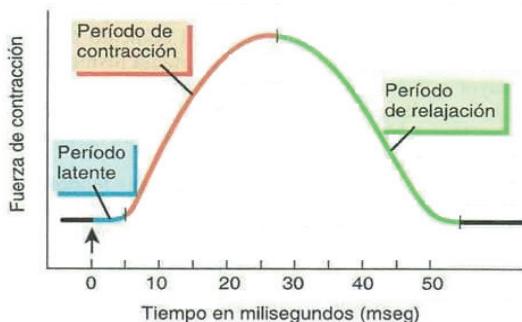


Figura 2. Periodos típicos de una contracción muscular aislada. Fuente: (Tortora y Derrickson, 2014).

Con el avance tecnológico, cada vez se logra mejorar la construcción de sistemas de prótesis como extensiones de algún miembro del cuerpo humano con características esenciales como: flexibilidad, estética cosmética, peso ligero y multifuncionalidad. Igualmente, la ciencia y la ingeniería han realizado grandes avances en el área de procesamiento digital de señales biomédicas como las señales electro-miográficas superficiales (EMGS) y sus aplicaciones en el control de dispositivos activos como las prótesis mioeléctricas (Romo et al., 2007).

Según Zecca et al. mencionado por Romo (2007), las señales EMGS, son colectadas típicamente mediante electrodos bipolares de superficie, ubicados sobre la piel. Estas han sido utilizadas para el control de prótesis de miembros superiores desde 1948, como se muestra en la Figura 3.

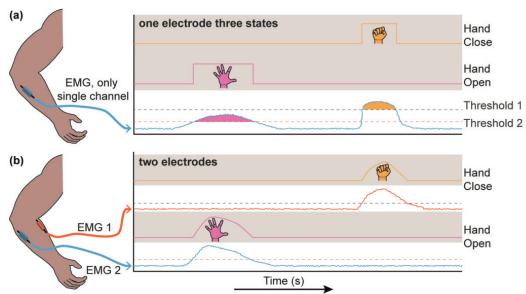


Figura 3. Las primeras estrategias de control, (a) usando un solo electrodo para generar tres estados y (b) dos electrodos determinan acciones opuestas. Fuente: (Romo, 2007).

La amplitud de las señales EMG varía desde los μ V hasta un bajo rango de mV (menor de 10mV). La amplitud, y las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como: El tiempo y la intensidad de la contracción muscular, La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular, Las propiedades de la piel (por ejemplo, el espesor de la piel y tejido adiposo). Las propiedades del electrodo, el amplificador, la calidad del contacto entre la piel y el electrodo (Meneses y Toloza, 2010).

La amplitud típica de las señales EMGS es de 0 a 6 mV por lo que se requiere pasarlas por un amplificador diferencial de alta ganancia (unas 5000 veces), evitando distorsiones de la información contenida en la señal. Una vez amplificada la señal, se debe considerar la eliminación de las componentes de ruido de alta frecuencia y las provenientes de fuentes del entorno, como la componente típica de ruido de baja frecuencia introducida por la red de distribución eléctrica de 60 Hz. Para eliminar esta última componente de ruido, lo más común es utilizar un filtro tipo muesca o “notch” aunque no sea lo más recomendable, ya que este podría eliminar o atenuar también componentes de frecuencia con información útil

dada la mayor concentración de energía en las señales EMGS entre los 50 Hz y 150 Hz, aunque su canal de información va de los 20 Hz a los 500 Hz (Romo et al., 2007).

Las señales EMGS son generadas por la contracción muscular, por lo que su adquisición requiere de una correcta identificación de las regiones musculares comprometidas en la ejecución de los movimientos a clasificar. Debido a la elevada resistencia eléctrica natural de la piel, se recomienda la aplicación de un gel que mejore la conductividad, además de lograrse una buena superficie de contacto y adherencia con los electrodos. A pesar de estas disposiciones, las señales recogidas serán demasiado débiles, por lo que, se hace necesario un procesamiento previo de filtraje y amplificación antes de su análisis. Así mismo, según la complejidad de las prótesis será necesario disponer de un mayor o menor número de canales o electrodos de recolección (Romo et al., 2007).

Los electrodos o sensores son el primer y principal elemento en la obtención de una bioseñal, de manera que el ruido que pueda generarse en los mismos tiene especial importancia. La función del sensor o electrodo es la de un transductor, debiendo convertir las corrientes iónicas, que son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corrientes eléctricas. Esta transducción debe ser realizada con la mayor exactitud posible para así obtener un mejor resultado en la señal, además, no debe perturbar o deformar la señal a medir, siendo los parámetros más importantes la impedancia y el ruido eléctrico naturalmente propios en la construcción y estructura del electrodo.

Las características de los electrodos dependen de diversos factores, entre los que se pueden destacar la intensidad de la corriente que los atraviesa, la forma de onda de

la señal captada, su frecuencia, etc. Se han establecido diferentes modelos eléctricos de los electrodos, incluyendo la interface entre electrodo y piel. En la Figura 4, se muestra un circuito equivalente que incluye el electrodo, el contacto con el electrolito (gel), la epidermis y la capa dérmica más profunda (Assambo, 2007).

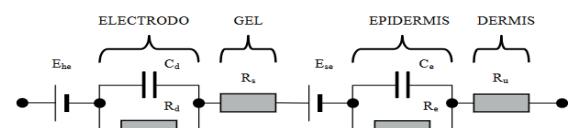


Figura 4. Interface electrodo -piel, modelo eléctrico de electrodo- gel-piel. Fuente: (Assambo et al., 2007).

Los electrodos hechos de Ag/AgCl son comúnmente más utilizados, muchas veces son electrodos sin polarización esto significa que la impedancia piel electrodo es una resistencia y no una capacitancia (Cavalcanti y Vieira, 2011).

Xue et al. (2023), mencionan por un lado que los electrodos para obtención de señales de manera no invasiva se pueden dividir en dos tipos; electrodos secos y húmedos. Los primeros son compuestos materiales conductores sólido que pueden registrar las señales eléctricas fisiológicas simplemente al tener contacto con la piel. Sin embargo, estos incrementan la impedancia al contacto con la piel y presentan una estabilidad de impedancia reducida y una alta susceptibilidad a artefactos en movimiento, otros inconvenientes son el incremento del nivel de la señal al ruido, distorsión de la señal.

Por otro, los electrodos húmedos se componen principalmente de pasta conductora y plata/cloruro de plata (Ag/AgCl), un material que presenta alta densidad de corriente de intercambio, baja polarizaci-

ón y potencial constante Al utilizar la pasta conductora como medio conductor, se pueden formar canales iónicos entre los electrodos y asegurarse de que la línea base de la señal permanezca uniforme durante todo el registro del EEG. Algunas desventajas son el tiempo corto de adquisición de señales debido al secado de la pasta, incomodidad y a veces dolor para el paciente (Xue et al., 2023).

Assambo et al. (2007), proporcionan un modelo eléctrico de la interfaz piel-gel-electrodo, como se muestra en la Figura 4 anteriormente mostrada. En el modelo se establece que un electrodo húmedo o seco tenga el mismo comportamiento pero el valor de los parámetros significativamente pueden ser diferentes.

La mano realiza principalmente dos funciones; la prensión y el tacto, las cuales permiten al hombre convertir ideas en formas, la mano otorga además expresión a las palabras, tal es el caso del escultor o el sordomudo. El sentido del tacto desarrolla totalmente la capacidad de la mano, sin éste no sería posible medir la fuerza prensora. Es importante mencionar que el dedo pulgar representa el miembro más importante de la mano, sin éste la capacidad de la mano se reduce hasta en un 40 por ciento (Dorador González et al., 2005).

Hurtado et al. (2018), utilizaron un sensor Myo ArmBand, que consiste en un brazalete con ocho sensores que conectaron al bíceps o antebrazo, el mismo sensor cuenta con una amplificación de señales bioeléctricas dicha señal se conectó a una tarjeta Arduino para realizar un control de movimientos sobre una prótesis con tres servomotores, mencionan que su prótesis final tiene un grado de libertad y con hilos de nylon mueven los falanges.

Garrido et al. (2021), presentan un diseño electrónico de obtención de señales bioeléctricas, después de los sensores utilizan un amplificador de instrumentación directamente para amplificar la señal de 100 hasta 1000 veces, enseguida utilizan dos filtros uno pasa baja y un pasa alta tipo Salley Key, además utilizan un circuito MAV (Mean Absolute Value) para ver las señales mioeléctricas más claras, comentan haber tenido muchos problemas con los sensores.

Guerrero et al. (2020), desarrollaron un exoesqueleto con cinco grados de libertad en lazo abierto para el hombro derecho, utilizaron sensores para las señales mioeléctricas tipo Gravity de OYMotion que tiene integrado el acondicionamiento, la amplificación y el filtrado, este sensor se conectó a un microcontrolador ESP32, que controla cinco motores con un servodrive para los movimientos, este trabajo fue orientado para terapia.

Se puede decir, que existen trabajos relacionados a la obtención de señales mioeléctricas con diferentes técnicas, aunque no describe detalle los procesos de amplificación o filtrado incluso muchos de ellos usan sensores con todo incluido que da poco margen a modificar, por ello, en este trabajo se describe el diseño y construcción de una tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas para movimientos del músculo del antebrazo procesadas con Arduino.

DESARROLLO

Para el desarrollo de la tarjeta se siguió la siguiente metodología:

- Investigación documental
- Propuesta a bloques del sistema de adquisición

- Diseño de las etapas
- Selección de materiales
- Construcción del sistema de adquisición
- Pruebas y análisis de resultados
- Conclusiones

Descripción del diseño y construcción

De acuerdo con la propuesta de Meneses (2010), para el diseño de la tarjeta se utilizó el diagrama que se muestra en la Figura 5, que tiene un bloque de adquisición de señales a través de los sensores, la amplificación y filtrado, etapas muy importantes por el nivel de amplitud de las señales y su procesamiento con la tarjeta Arduino (Meneses y Toloza, 2010).



Figura 5. Modelo a bloques del sistema de adquisición de las señales mioeléctricas. Fuente: Elaboración propia.

Para la localización de los tres electrodos sobre la piel: positivo, negativo y referencia, se tuvo en cuenta que estos son electrodos superficiales no invasivos y bipolares tipo Kendall MT200 de hidrogel sólido. Se realizó un testeo físico en los músculos de manera empírica con el fin de obtener la contracción de los músculos al ejecutar todos los movimientos deseados como se observa en la Figura 6.



Figura 6. Selección de puntos estratégicos para adquisición de señales mioeléctricas. Fuente: Elaboración propia.

Para colocación de los electrodos y tener buena respuesta de señales bioeléctricas se consideraron los siguientes detalles; tener la piel limpia y seca, revisar que la piel no contenga residuos grasos, suspender el uso de lociones o aceites para la piel durante unos días antes de la toma de señales, en caso de que el paciente tenga exceso de vello se debe depilar el área, antes de la colocación de los electrodos limpiar la piel con una solución antiséptica, se debe esperar el tiempo suficiente para que los antisépticos se sequen antes de poner los electrodos, ya que forma una película que permite aumentar su eficacia y adhesión durante su acción.

Como se muestra en las Figuras 7 y 8, se han tomado en cuenta tres puntos para la colocación de los electrodos, dos de ellos son músculos: flexor superficial Ecuación 2 y extensor superficial Ecuación 1, estos músculos tienen mayor contracción relacionada en el movimiento de la mano, mientras que el otro punto es hueso usado como referencia Ecuación 3.

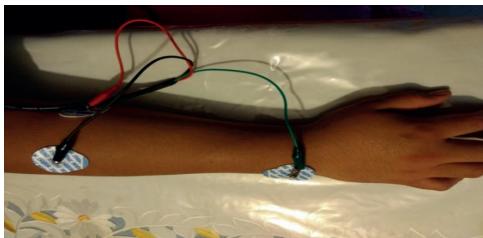


Figura 7. Colocación de los sensores. Fuente: Elaboración propia.

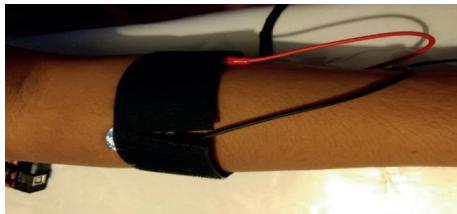


Figura 8. Fijación de los electrodos con uso de bandas elásticas. Fuente: Elaboración propia.

$$G = \frac{49.4 k}{R_G} + 1 \quad \text{Eq. 1}$$

$$\frac{\mathbf{Y}(\mathbf{s})}{\mathbf{X}(\mathbf{s})} = \mathbf{H}(\mathbf{s}) = \frac{\mathbf{S}}{\mathbf{S} + \frac{1}{\mathbf{C}_{\mathbf{P}}}} = \frac{\mathbf{S}}{\mathbf{S} + 1} \quad \text{Ec. 2}$$

$$Wc = \frac{1}{C_1 R_1} \quad \text{Eq. 3}$$

Donde:

Wc es la frecuencia angular en radianes/seg

C1 es la capacitancia en Farads

R1 es la resistencia en Ohms

Se eligieron los músculos más grandes del antebrazo para colocar los sensores y obtener mayor intensidad de señales, se realizó una identificación de los músculos que interactúan cuando se ejecuta algún patrón de movimientos como se muestra en la Tabla 1.

		Músculos Palmaria			Músculos Dorsales	
PATRÓN		BRAQUI- RADIAL	LARGO- PALMAR	FLEXORES- SUPERFICIALES	FLEXOR- LUNAR	EXTENSORES- SUPERFICIALES- DEL- ANTEBRAZO
Giro-Derecha		✓	X	✓	X	✓
Giro-Izquierda		X	✓	✓	X	✓
Abrir		X	✓	✓	X	✓
Cerrar		✓	✓	✓	✓	✓
Movimientos- individuales		✓	✓	✓	✓	✓

Tabla 1. Identificación de los músculos que interactúan cuando se ejecuta algún patrón de movimiento. Fuente: Elaboración propia

La primera etapa de amplificación consiste en pre-amplificar la señal directa que se obtiene de los electrodos, el motivo es que la señal es muy pequeña. Se utilizó el amplificador de instrumentación AD620 en esta primera etapa debido a su facilidad de configuración, además que puede variar su ganancia utilizando una tabla que viene en las especificaciones, de acuerdo con la ecuación 1, despejado el valor de R_G , para este caso la ganancia es de 10 resultando la resistencia R_G igual a 5.48 Kilo Ohm, como se muestra en la Figura 9.

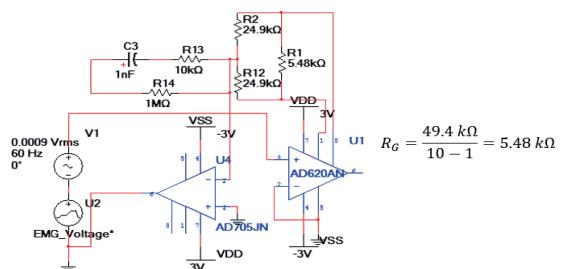


Figura 9. Primera etapa de amplificación usando el amplificador de instrumentación AD620

Fuente: Elaboración propia.

Se realizó una prueba de saturación del amplificador de instrumentación entre las frecuencias 0.1 Hz y 10 Hz, para verificar su funcionamiento correcto para la ganancia de 10 con el valor calculado de R_G de 5.5 Kohm dentro de los 60 Hz, como se muestra en la Tabla 2.

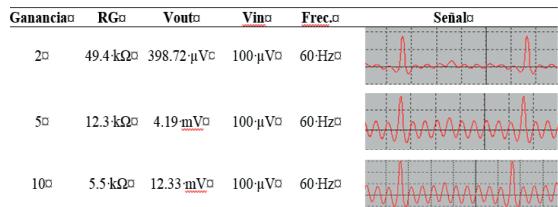


Tabla 2. Pruebas de saturación del AD620. Fuente: Elaboración propia

Las etapas de filtrado y amplificación se diseñaron de acuerdo con el siguiente diagrama de bloques mostrados en la Figura 10.



Figura 10. Diagrama de bloques de los filtros para el diseño del sistema de EMG. Fuente: Elaboración propia.

La señal llega con una componente continua y frecuencias variantes procedentes de los voltajes de contacto en los electrodos. Existen frecuencias que no son de interés debido al tipo de señal, como las frecuencias menores a 0.1 Hz y la componente continua, por lo que, se desacoplaron utilizando un filtro pasivo paso-alto como lo muestra la Figura 11, calculado con la Ecuación 2 en el dominio de Laplace y los valores de C1 y R1 con la Ecuación 3.

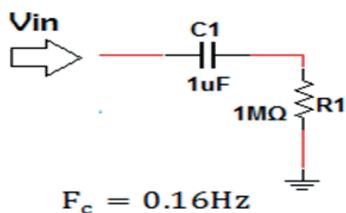


Figura 11. Filtro pasa alta de primer orden y frecuencia de corte de 0.16Hz. Fuente: Elaboración propia.

El amplificador de acoplamiento de señal de la Figura 12, permite acoplar la señal entre la primera etapa de filtrado y los filtros de más adelante. Es de ganancia variable que puede ser ajustada para evitar saturaciones en los posteriores amplificadores operacionales que componen los filtros.

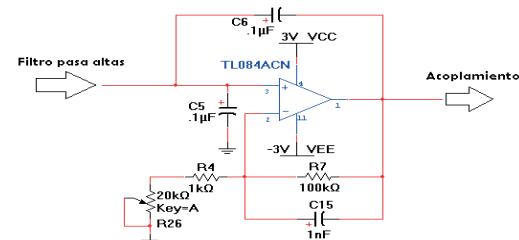


Figura 12. Amplificador de acoplamiento de filtros. Fuente: Elaboración propia.

Enseguida de acuerdo con el diagrama de bloques de la Figura 10, se colocó un segundo filtro con características similares al descrito en la Figura 11.

Para la frecuencia superior de corte de la primera etapa y debido a que las características de la señal no deben sobrepasar a los 60 Hz, se utilizó un filtro paso bajo de tercer orden compuesto de dos bloques.

Se propuso que la frecuencia de corte fuera 40 Hz, con ello, la señal que se evitará será la señal de ruido de la red. En este caso en particular se diseñó un filtro paso bajas de 3º orden, conformado por un filtro activo de 2º orden primer etapa, mediante una estructura Sallen-Key y un filtro pasa bajo pasivo de 1º orden como segunda etapa, conectados en serie como se muestra en las Figuras 13 y 14.

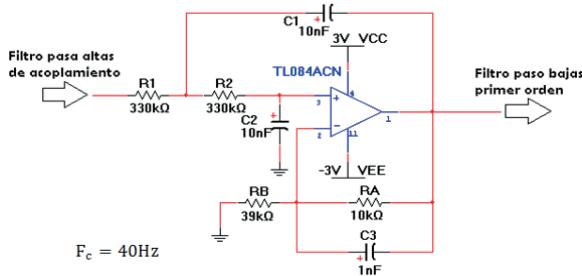


Figura 13. Filtro paso bajas 2º orden Sallen-Key.
Fuente: Elaboración propia.

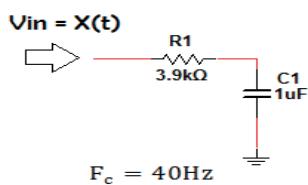


Figura 14. Filtro paso baja 1º orden. Fuente: Elaboración propia.

La estructura de la función de transferencia del filtro de segundo orden Sallen Key es la mostrada en la Ecuación 4, ya con los valores propuestos quedó como se muestra en la misma Ecuación 4.

$$H(s) = \frac{\left(\frac{R_B}{R_A} + 1\right)\left(\frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}\right)}{s^2 + \left\{ \frac{1}{C_1} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) - \frac{1}{R_2 C_2} \frac{R_B}{R_A} \right\} s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

$$H(s) = \frac{327281.9098}{s^2 - 170.9401 s + 91827.3645} \quad Ec. 4$$

Para completar un filtro paso bajas de tercer orden se anexó un filtro de primer orden pasa baja con frecuencia de corte de 40 Hz como se observa también en la Figura 14.

En la Figura 15, se identifica la función de transferencia de todos los bloques utilizados como el de amplificación y filtraje en el dominio de Laplace.

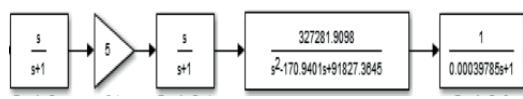


Figura 15. Diagrama de bloques del sistema con funciones de transferencia. Fuente: Elaboración propia.

A la salida de los filtros se realizó una segunda etapa de amplificación con el amplificador operacional TL084ACD, el cual presenta una alta impedancia de entrada, para acondicionar la señal a nivel que la tarjeta Arduino pueda leer como se muestra en la Figura 16.

Se consideró en esta segunda etapa de amplificación a la señal deseada y el ruido. La señal obtenida del AD620 es del orden de 12.53 mV, éste se utiliza como voltaje de entrada Vin en los cálculos y para la frecuencia de 40Hz corresponde una ganancia 27 dB, con estos datos se calculó el voltaje de salida $V_{out} = 0.2805V$ con la ecuación 5, con estos datos se obtuvo una ganancia de 17.8, pero se dejó en 15 para evitar una saturación del operacional, con lo anterior y la Ecuación 6 el voltaje para Arduino quedó en 4.20 voltios, con los valores obtenidos se calcularon las resistencias del circuito de la Figura 16.

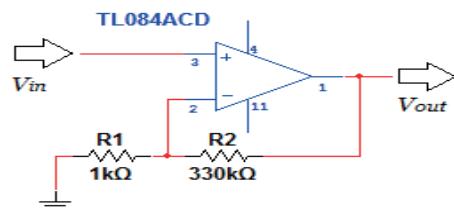


Figura 16. Diseño del circuito amplificador para una amplificación de 15 veces. Fuente: Elaboración propia.

Las mismas fórmulas 5 y 6 se aplicaron a la señal de ruido con la misma amplificación, con el ruido a 60 Hz y 18.1 dB

se calculó el voltaje de salida V_{out} del ruido =803.52 uV, amplificado 15 veces se obtiene un ruido final en la segunda etapa de amplificación de $V_{out}=12.052$ mV.

$$G_{dB} = 20\log \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad Ec. 5$$

$$V_{out} = (0.2805)(15) = 4.2076V \quad Ec. 6$$

PRUEBAS Y RESULTADOS

En la Figura 17, se muestra la salida del amplificador de instrumentación AD620, se ve que el potencial de acción tiene una señal de forma similar a la onda de entrada, pero con diferente tamaño incluyendo el ruido eléctrico.

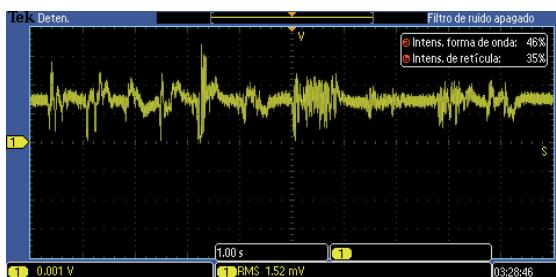


Figura 17. Señal mioeléctrica en el osciloscopio obtenida en la salida del amplificador de instrumentación. Fuente: Elaboración propia

El diagrama de Bode de la Figura 18, corresponde a la salida del primer filtro pasa alto mostrando la frecuencia de corte a 1.6 Hz, asimismo, en las Figuras 19 y 20 se observa la respuesta del filtro de tercer orden y por último en la Figura 21, la respuesta total de los filtros limitando la señal entre 1.6Hz y 40 Hz.

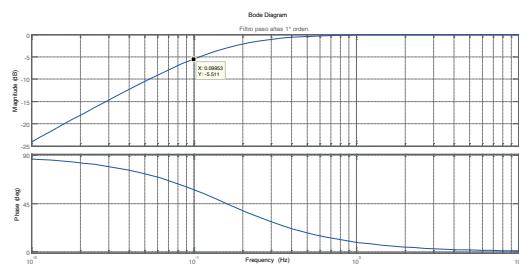


Figura 18. Diagrama de Bode filtro paso altas 1º orden. Fuente: Elaboración propia.

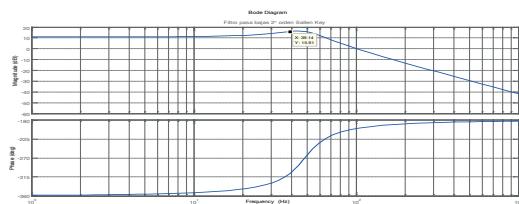


Figura 19. Diagrama de Bode filtro paso bajas 2º orden configuración Sallen-Key. Fuente: Elaboración propia.

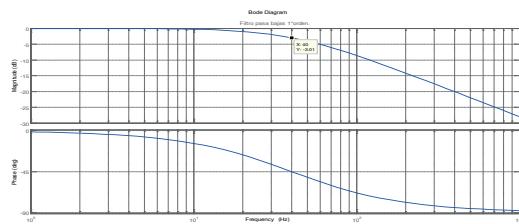


Figura 20. Diagrama de Bode filtro paso bajas 1º orden. Fuente: Elaboración propia

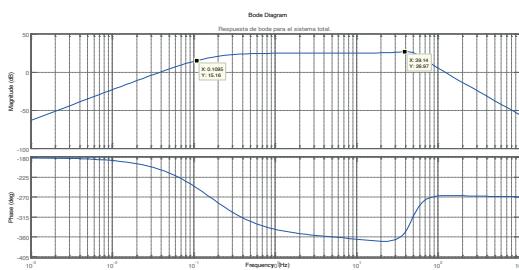


Figura 21. Diagrama de Bode del sistema total de filtrado. Fuente: Elaboración propia.

En la Tabla 3, se muestran señales mioeléctricas obtenidas con el osciloscopio al final de todas las etapas antes descritas, estas señales corresponden a diferentes movimientos de la mano y la frecuencia respectiva para cada movimiento.

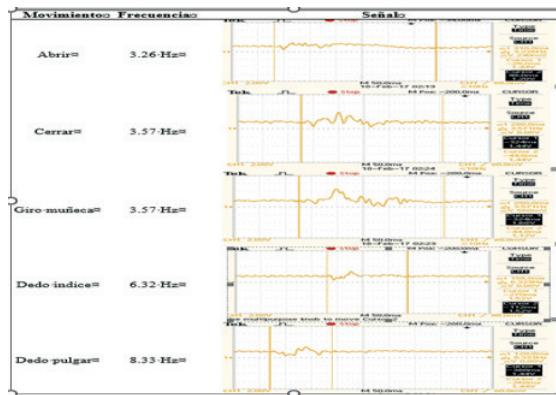


Tabla 3. Señales mioeléctricas obtenidas con el sistema final. Fuente: Elaboración propia

Las señales mioeléctricas obtenidas por los sensores y procesadas con la tarjeta electrónica diseñada, se enviaron a la tarjeta de Arduino a través del convertidor analógico digital de 12 bits que trae integrado, como se presenta en la Figura 22.

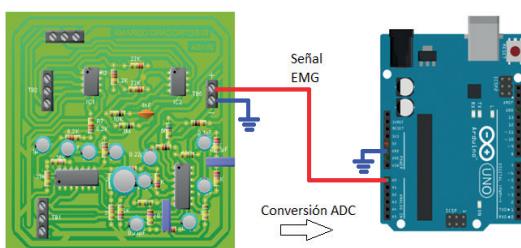


Figura 22. Conexiones eléctricas entre el EMG y el Arduino 101. Fuente: Elaboración propia.

La plataforma de programación de Arduino permite ver una variable de manera gráfica, primero se utiliza la instrucción `Serial.println()` y luego en el menú de herramientas se selecciona `Serial plotter`, con estas instrucciones se obtuvo la gráfica de la Figura 23, en la cual se muestran las señales para de la mano derecha e izquierda cerradas y abiertas respectivamente.

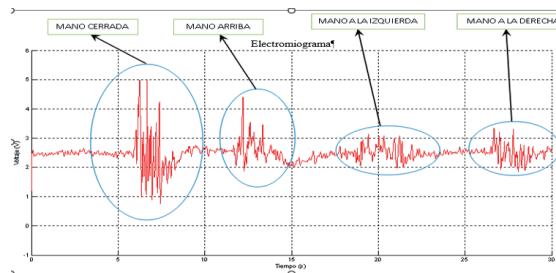


Figura 23. Señal EMG digitalizada para diferentes contracciones. Fuente: Elaboración propia.

Las señales de la gráfica anterior aún tienen bastante ruido, por lo que, en Arduino se diseñó y programó un filtro digital de primer orden tipo pasa baja con un retenedor de orden cero a partir de la función de transferencia analógica. De acuerdo con Chipule et al. (2018), las ecuaciones usadas fueron la 7 y 8 que se muestran a continuación.

$$H(S) = \left(\frac{1 - e^{-TsS}}{S} \right) \left(\frac{w_c}{S + w_c} \right) \quad \text{Ec. 7}$$

Donde:

$H(S)$ es la función de transferencia completa

T_s es el tiempo de muestreo en segundos

W_c es la frecuencia de corte angular en radianes por segundo o $2\pi f$

Al aplicar la transformada Z al retenedor de orden cero, queda la Ecuación 8.

$$Z\{H_o(s)\} = Z\left\{ \frac{1 - e^{-TsS}}{S} \right\} = (1 - z^{-1})Z \quad \text{Ec. 8}$$

Asimismo, para la transformada Z del filtro con la aplicación de un escalón como la Ecuación 9.

$$Z\left\{ -\frac{1}{S + W_c} + \frac{1}{S} \right\} = \left[\frac{1}{1 - z^{-1}} - \frac{1}{1 - z^{-1}e^{-W_c T_s}} \right] \quad \text{Ec. 9}$$

La función de transferencia final se muestra la Ecuación 10.

$$\frac{Vo(z)}{Vi(z)} = (1 - z^{-1})Z \left[\frac{1}{1 - z^{-1}} - \frac{1}{1 - z^{-1}e^{-WcTs}} \right] \text{Ec. 10}$$

Simplificando la función total del sistema se obtiene la forma discreta, la cual consiste en descomponer la función original en una serie de ecuaciones en diferencias algebraicas del voltaje de entrada y salida como se indica en la Ecuación 11, esta relación se programó en Arduino, se utilizó una frecuencia corte de 10 Hz y un tiempo de muestreo de 5 ms.

$$Vo(k) = (1 - e^{-WcTs})Vi(k - 1) + Vo(k - 1)e^{-WcTs} \quad \text{Ec. 11}$$

El resultado final de aplicar el filtro digital a las señales mioeléctricas con ruido se muestra en la Figura 24, donde se puede apreciar una mejora significativa la limpieza de las señales con respecto al ruido que se mostró en la Figura 23.

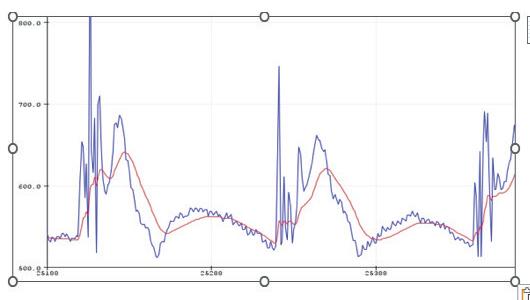


Figura 24. Señal final EMG obtenida después de aplicar un filtro digital (línea roja). Fuente: Elaboración propia.

CONCLUSIONES

Se diseñó una tarjeta electrónica que acondiciona las señales de los músculos del antebrazo con la aplicación de tres electrodos.

Se utilizó un amplificador de instrumentación AD620 de manera directa con los electrodos, esta señal pasa por varios filtros para obtener las señales mioeléctricas.

Como etapa final para minimizar el ruido en las señales mioeléctricas se diseñó un filtro digital paso bajo de primer orden programado en C de Arduino que mejoró la relación señal a ruido.

Se obtuvieron señales mioeléctricas para diferentes movimientos; mano hacia la izquierda, derecha, de los dedos, puño cerrado y abierto, etc.

La tarjeta electrónica diseñada proporciona señales mioeléctricas de nivel de voltaje aceptable para cualquier microcontrolador y puedan ser utilizadas para construcción de prótesis de pérdida de brazo.

REFERENCIAS

Alonso Alonso, A., Homero Sánchez, P., Espino Hurtado, P., De la Rosa Steinz, R., & Liptak, L. (2002). Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. *Mapfre medicina*, 13(1), 11-19.

Assambo, C., Baba, A., Dozio, R., & Burke, M. J. (2007). Determination of the parameters of the skin-electrode impedance model for ECG measurement. *Proceedings of the 6th WSEAS international conference on electronics, hardware, wireless and optical communications*,

Cauchante, G. M. A., & Vieira, T. M. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 4, 17-28.

Darimireddy, N. K., Reddy, R. R., & Prasad, A. M. (2015). Design of triple-layer double U-slot patch antenna for wireless applications. *Journal of applied research and technology*, 13(5), 526-534.

Dorador González, J. M., Ríos Murillo, P., Flores Luna, I., & Juárez Mendoza, A. (2005). Robótica y prótesis inteligentes. *Revista digital universitaria*, 6(1), 1-15.

Garrido, L. J. A. (2021). Diseño y fabricación de circuito electrónico para la obtención de la señal de impulso electromuscular Escuela Técnica Superior de Sevilla]. Sevilla.

Guerrero, L. O. X., Martínez, S. E. B., & Terán, E. (2020). Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de extremidad superior empleando señales mioeléctricas ESPOL. FIM-CP].

Hurtado, M. J. A., Luviano, C. D., Vidal, P. L., & García, V. L. A. (2018). Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica. *Mundo Fesc*, 8(15), 14-25.

Diseño y elaboración del circuito de electromiografía, (2010).

Rehbaum, H. (2014). Intuitive Myoelectric Control of Upper Limb Prostheses.

Roche, A. D., Rehbaum, H., Farina, D., & Aszmann, O. C. (2014). Prosthetic myoelectric control strategies: a clinical perspective. *Current Surgery Reports*, 2, 1-11.

Romo, H. A., Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano. *Revista avances en sistemas e informática*, 4(1), 127-136.

Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2014). *Anatomy & physiology*. Wiley India Pvt Limited.

Xue, H., Wang, D., Jin, M., Gao, H., Wang, X., Xia, L., Li, D. a., Sun, K., Wang, H., & Dong, X. (2023). Hydrogel electrodes with conductive and substrate-adhesive layers for noninvasive long-term EEG acquisition. *Microsystems & Nanoengineering*, 9(1), 79.