

# DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE DETECCIÓN DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS DE BAJO COSTO

E. Hernández García<sup>1</sup>

G. Montiel Rojas<sup>2</sup>

O.J. Zapata Nava<sup>3</sup>

J. Ramiro Ramiro<sup>4</sup>

## RESUMEN

Este trabajo expone el diseño y la construcción de un prototipo de bajo costo para la detección de señales electromiográficas, desarrollado como residencia profesional en el Departamento de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico Superior de Zacapoaxtla.

## ANTECEDENTES

La necesidad de formar ingenieros no sólo radica en el hecho de suministrar capital humano para la infraestructura tecnológica del país, sino como reza en la visión del Instituto Tecnológico Nacional de México, en el de formar un pilar fundamental para el desarrollo sostenido, sustentable y equitativo del país. Por lo tanto, un ingeniero también debe ser agente de cambio al vincularse con el sector laboral, la economía e incluso con la sociedad. Una manera de conseguir ese fin consiste precisamente en aplicar sus conocimientos en forma innovadora, proponiendo ideas y asimilando la tecnología para la mejora de su entorno.

En otro orden de ideas, el gobierno mexicano ha realizado grandes esfuerzos por llevar los servicios de salud a las comunidades más alejadas del país, en donde, por lo general, se cuenta con un personal limitado y con una igualmente limitada equipación tanto instrumental como de aparatos. En el caso de los aparatos nos enfrentamos, entre otras cosas, a las dificultades para transportar los dispositivos de más alta tecnología y el costo elevado que estos tienen, haciendo deseable una solución alternativa en la cual es factible la participación de los estudiantes de ingeniería.

Uno de los campos de aplicación de la ingeniería en la medicina lo constituye el estudio de las señales mioeléctricas, que son potenciales eléctricos generados por las Fibras Musculares (FM) durante su contracción (Tedin y Fraire, 2017). La electromiografía o en inglés electromyography (EMG), es una técnica experimental relacionada con el desarrollo, grabación y análisis de la actividad eléctrica en nervios y músculos (Konrad, 2005). Esta técnica es muy importante para fines terapéuticos y para el diagnóstico neuromuscular, puesto que permite estudiar la interacción que existe entre el cerebro y los músculos gracias a los potenciales eléctricos. Existen dispositivos encargados de grabar la actividad mioeléctrica, sin embargo, son difíciles de conseguir y su precio es elevado.

---

<sup>1</sup> Profesor de asignatura. Instituto Tecnológico Superior de Zacapoaxtla. hegedg@hotmail.com

<sup>2</sup> Estudiante. Instituto Tecnológico Superior de Zacapoaxtla. gabrielamr15zp0217@gmail.com

<sup>3</sup> Docente investigador. Instituto Tecnológico Superior de Zacapoaxtla. javierzapata@live.itsz.edu.mx

<sup>4</sup> Docente investigador. Instituto Tecnológico Superior de Zacapoaxtla. semirajo@msn.com

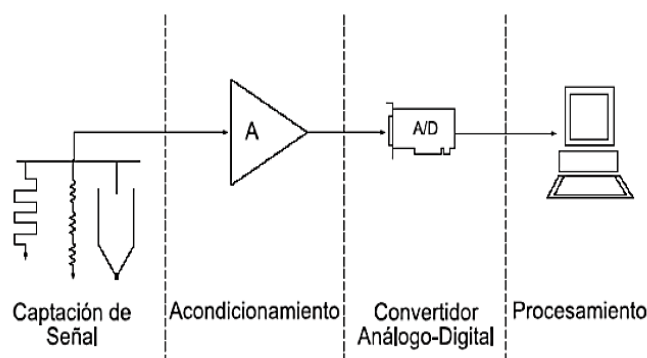
En este contexto, en el Departamento de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico Superior de Zacapoaxtla, se desarrolló un proyecto de investigación enfocado en el diseño y construcción de un dispositivo que ofrezca una detección aceptable de las señales mioeléctricas, con un costo más económico que el que se ofrece en el mercado, mismo que se ofreció a la comunidad estudiantil en forma de residencia profesional, cuyos productos son: un prototipo funcional y una titulación por tesis (en proceso) de una pasante de Ingeniería Mecatrónica.

## METODOLOGÍA

Según el estudio del arte realizado, una señal EMG Raw (señal sin filtro y sin procesar) no ofrece mucha información útil, por lo que, es necesario tratarla por etapas: ubicación de la actividad eléctrica del músculo, captación de señal EMG Raw, interfaz electrodo, acondicionamiento, pre-amplificación, filtrado, amplificación, conversión analógica-digital y procesamiento por software (Marín y Vera, 2017). Tales etapas se esquematizan en la Figura 1.

Las principales características que se tienen que considerar en la detección de las señales electromiográficas son:

- La distribución energética de la señal electromiográfica, la cual se encuentra dentro del rango de 0 a 500 Hz en el dominio de frecuencia.
- La mayor concentración de energía, que se encuentra entre 50 Hz a 150 Hz.
- La amplitud que varía de 0 a 6 mV y que, al pasar por varios tejidos la señal EMG se contamina.
- La señal electromiográfica se ve afectada por ruido externo como la interferencia del ruido de la red eléctrica que es de 60 Hz.
- El movimiento de los propios dispositivos de detección que provocan inestabilidad de la señal en frecuencia que va de 0 a 20 Hz (Reaz, Hussain, y Mohd-Yasin, 2006).



*Figura 1.* Etapas de adquisición de señales EMG.  
Betancourt, Giraldo y Francob, 2004

Con las características anteriores se procedió a un estudio más exhaustivo de cada una de las diversas etapas, obteniendo un esquema como el que se presenta en la Figura 2.

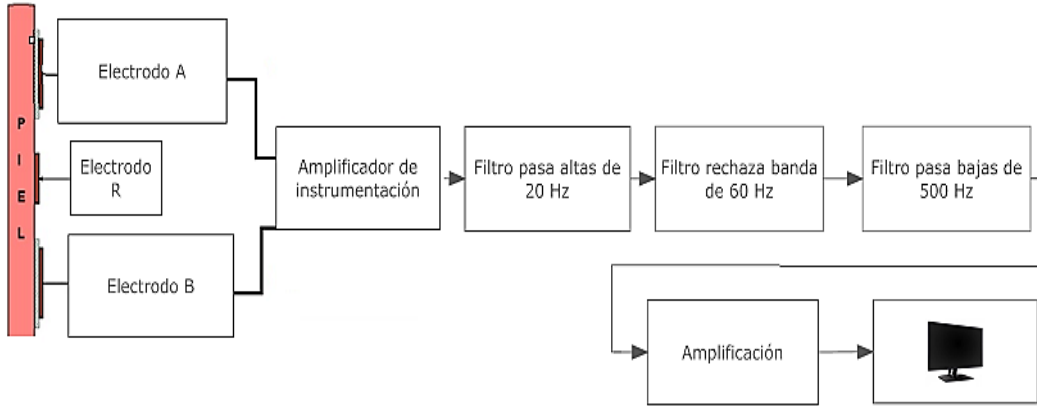


Figura 2. Diagrama de bloques de proceso de amplificación y filtrado para la obtención de señales EMG. Elaboración propia

En la etapa de pre-amplificación se utilizan generalmente amplificadores de instrumentación, los cuales se enfocan en la amplificación de señales muy pequeñas. Para una configuración como la que se muestra en la Figura 3 tenemos la siguiente ecuación para el voltaje de salida.

$$V_o = \left(1 + \frac{2R_2}{R_G}\right)(V_2 - V_1)$$

La ganancia necesaria debe de ser de al menos 500 unidades y una resistencia de 25 KΩ, de esta manera.

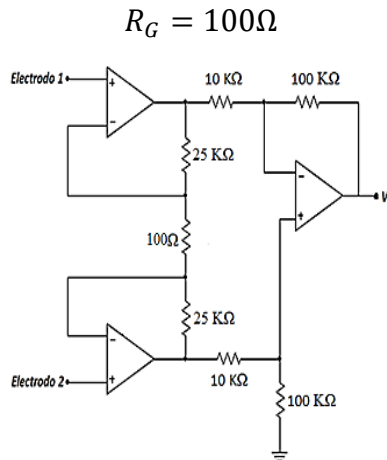


Figura 3. Circuito para la pre-amplificación. Elaboración propia

Se debe considerar que la señal amplificada puede verse alterada por agentes externos, entre los que podemos considerar al ruido externo de la red eléctrica que es de 60 Hz (Meneses y Toloza, 2010). Para solventar este problema se empleó un filtro rechaza banda

con configuración de red doble T, teniendo una ganancia unitaria y una frecuencia de corte como el mencionado párrafo arriba (Figura 4).

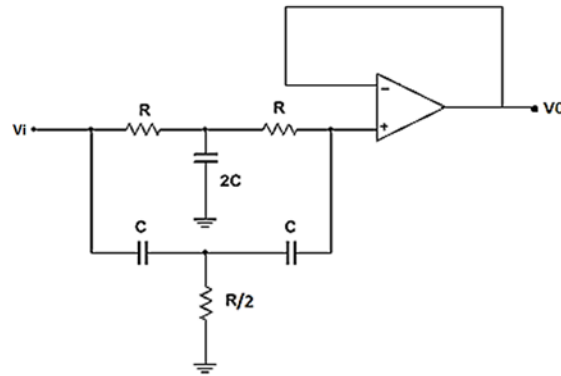


Figura 4. Circuito de filtro rechaza banda.  
Elaboración propia

La frecuencia de corte en radianes por segundo se representa por  $\omega_0$ , mientras que, en Hertz es  $f_0$  y el factor de calidad es Q que es adimensional. Realizando los cálculos pertinentes se obtuvo:

$$R_1 = 26.525 \text{ K}\Omega, R_2 = 13.26 \text{ K}\Omega, C_2 = 200 \text{ nf}$$

Dado que la señal mioeléctrica se encuentra limitada en un rango de frecuencias que va de 0 a 500 Hz, se hizo necesario implementar un filtro pasabajas (Figura 5) en configuración Sallen-Key de segundo orden, con ganancia unitaria a una frecuencia de corte de 500 Hz. Los cálculos requeridos consideraron los siguientes valores.

$$\omega_c = 2\pi f_c, C_2 = 20 \text{ nF}, R = 22.507 \text{ K}\Omega$$

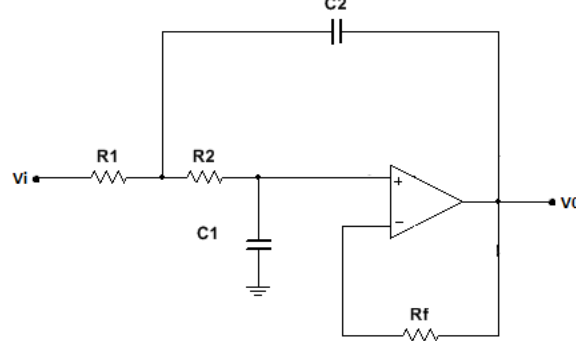


Figura 5. Filtro pasa bajas Sallen-Key de segundo orden de ganancia unitaria.  
Elaboración propia.

Otro fenómeno que afecta la lectura de las señales electromiográficas, es la inestabilidad de los electrodos y cables, la cual se presenta en el rango de 0 a 20 Hz (Correa, Morales,

Huerta, González y Cárdenas, 2016). Este problema se limitó incluyendo un filtro pasa altas Sallen-Key de segundo orden (figura 6). De nuevo, la realización de cálculos nos permitió obtener los valores.

$$2\pi f_c = \frac{1}{RC\sqrt{2}}, R_1 = 56.27K\Omega, R_2 = 28.135$$

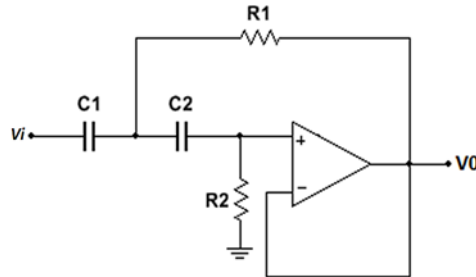


Figura 6. Filtro pasa altas Sallen-Key de segundo orden.  
Elaboración propia

La aplicación del bloque no inversor requiere de la amplificación de la señal procesada. La naturaleza de la amplificación es variante debido al cambio en el grosor del tejido bajo la piel, donde se ubican los electrodos (Iglesias, Yopez, Teran y Ortiz, 2016). En este caso la ganancia propuesta es de 10, dado que el voltaje de una señal EMG va de 0 a 6mV. El cálculo adecuado para la configuración (Figura 7) arrojó:

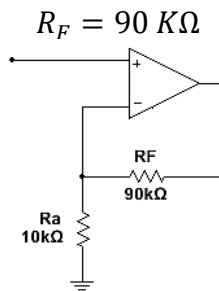


Figura 7. Circuito de un amplificador no inversor.  
Elaboración propia

**RESULTADOS**

Se procedió a la realización de un estudio de los rangos de operación esperados de cada bloque, obteniendo para este estudio las funciones de transferencia correspondientes en términos de la transformada de Laplace.

En la Figura 8 se presenta la gráfica para el filtro pasa bajas Sallen-Key de segundo orden con frecuencia de corte a 500 Hz y cuya función de transferencia es:

$$H(s) = \frac{1}{(s^2 * 22500 * (20 * 10^{-9}) * 22500 * (10 * 10^{-9})) + ((22500 * (10 * 10^{-9})) + (22500 * (20 * 10^{-9}))s + 1)}$$

Se pudo observar que el filtro limitó las señales de entrada en un 70% a los 500 Hz, mientras que, las frecuencias superiores resultan atenuadas.

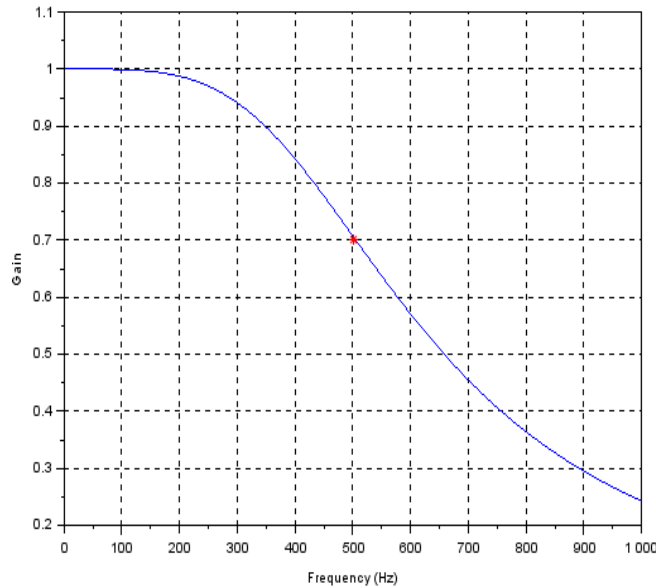


Figura 8. Gráfica del filtro pasa bajas de segundo orden de Sallen-Key de 500 Hz. En Scilab. Elaboración propia

La gráfica para la función de transferencia del filtro pasa-altas Sallen-Key de segundo orden se presenta en la Figura 9, y que se obtuvo de su correspondiente representación matemática:

$$H(s) = \frac{s^2}{\left(\frac{1}{(28130 * 56275 * (100 * 10^{-9})) * (100 * 10^{-9})}\right) * s^2 + \left(\left(\frac{1}{28130 * (100 * 10^{-9})}\right) + \left(\frac{1}{28130 * (100 * 10^{-9})}\right)\right) * \frac{1}{s} + 1}$$

La gráfica demuestra que las frecuencias que elimina este filtro van desde 0 a 20 Hz, permitiendo el paso de las frecuencias superiores.

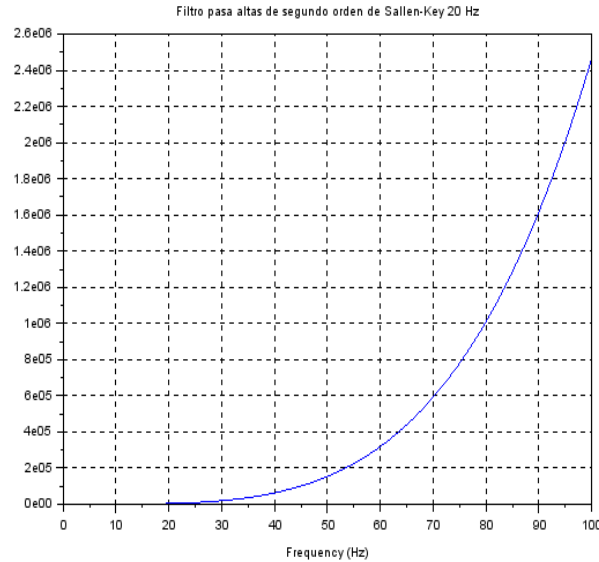


Figura 9. Gráfica en Scilab del filtro pasa altas Sallen-Key de segundo orden de 20 Hz. Elaboración propia.

La gráfica del filtro rechaza banda a 60 Hz se presenta en la Figura 10, con una función de transferencia descrita por:

$$H(s) = \frac{s^2 + \frac{1}{26525 * 26525 * (100 * 10^{-9})^2}}{s^2 + \left(\frac{2}{26525 * (100 * 10^{-9})}\right) * s + \frac{1}{26525 * 26525 * (100 * 10^{-9})^2}}$$

Se pudo observar que eliminaba la señal de 60 Hz al tiempo que atenuaba las que están muy cerca de esta frecuencia.

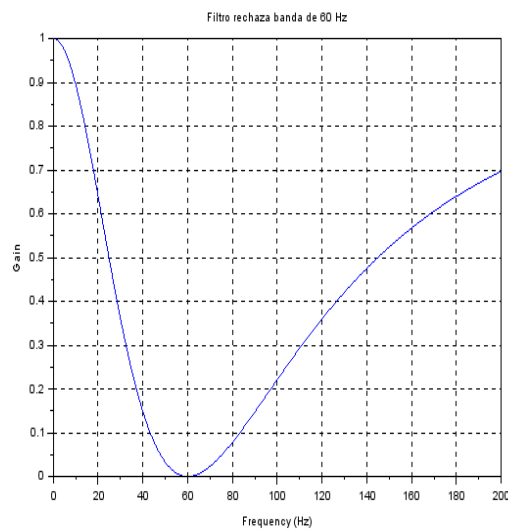


Figura 10. Gráfica del filtro rechaza banda de 60 Hz en Scilab. Elaboración propia.

Realizado el estudio anterior se procedió a la implementación física del arreglo (Figura 11) en el que se emplearon circuitos integrados TL072CDR.

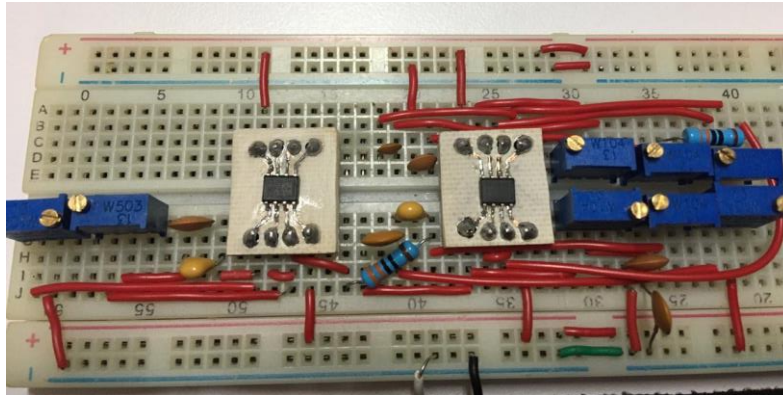


Figura 11. Circuito del filtrado del prototipo.  
Elaboración propia

La señal electromiográfica obtenida del acondicionamiento de la señal (pre-amplificación, filtrado de señal y amplificación final) se observó en un osciloscopio (Figura 12) mediante pruebas de laboratorio aplicadas en los músculos del bíceps de un individuo de complejión normal. Las pruebas arrojaron una señal mioeléctrica, cuyo voltaje pico a pico máximo fue de 13.76 mV y un voltaje positivo máximo de 9.04 mV.

La Tabla 1 presenta la lista de materiales empleados en el prototipo desarrollado, el cual se encuentra en su etapa construcción final.



Figura 12. Forma de la señal electromiográfica con solo pulso observada en osciloscopio. Elaboración propia



**Tabla 1:** Lista de materiales y costo

Descripción	Cantidad	Precio unitario	Precio total
Electrodo para señales EMG, EMS y ECG	3 piezas	\$8.00	\$24.00
Circuito integrado amplificador operacional TL072CDR	4 piezas	\$49.00	\$196.00
Circuito integrado amplificador diferencial INA106U	1 pieza	\$163.79	\$163.79
Potenciómetro de precisión (Trimpot o Trimmer)	8 piezas	\$5.00	\$40.00
Capacitor de 10nf	1 pieza	\$5.00	\$5.00
Capacitor de 100nf	6 piezas	\$5.00	\$30.00
Capacitor de 20nf	1 pieza	\$5.00	\$5.00
Cables para electrodos EMG	3 piezas	\$5.00	\$15.00
Placa fenólica	1 pieza	\$12.00	\$12.00
Soldadura 60/40	1 m	\$7.00	\$7.00
Gran Total			\$497.79

*Nota: Elaboración propia*

## CONCLUSIONES

Las pruebas realizadas en el área del músculo con los diferentes filtros demostraron que el ruido que afecta la señal es eliminado con el filtro rechaza banda con la configuración de red doble T de 60 Hz, con una atenuación en rango frecuencias que va de 60 a 80 Hz; el filtro pasa altas de segundo orden Sallen-Key de 0-20 Hz logró eliminar la banda de frecuencias que se encuentran desde 0 a 17 Hz; el filtro pasa bajas de segundo orden Sallen-Key a 500 Hz obtuvo lecturas de señales inferiores a 700 Hz con rangos de frecuencia que abarcan desde los 29 Hz hasta los 85 Hz.

Las observaciones anteriores permitieron inferir la factibilidad en la construcción de un dispositivo de detección de señales mioeléctricas de bajo costo. Aún más, hicieron visible el impacto que los estudiantes de ingeniería tienen al aplicar sus conocimientos en la búsqueda de alternativas tecnológicas.

Cabe agregar que aún se continua este trabajo de investigación, ahora enfocado en el tratamiento digital de la señal detectada para su procesamiento en un sistema computador, lo que a su vez se espera sea desarrollado por otro estudiante en residencia profesional, dando así continuidad tanto al proceso de formación de ingenieros como al de la innovación y la transferencia de tecnología.

## BIBLIOGRAFÍA

- Betancourt, G., Giraldo, E. y Francob, J. (2004). Reconocimiento de patrones de movimientos apartir de señales electromiográficas. *Scientia et Technica*, 1-7
- Correa, J., Morales, E., Huerta, J., González, J. y Cárdenas, C.R. (2016). Sistema de Adquisición de Señales SEMG. *Revista mexicana de Ingeniería Biomédica*, 37(1) pp. 17-17. Obtenida de: <https://doi.org/10.17488/RMIB.37.1.4>

- Iglesias, I., Yopez, D., Teran, D. y Ortiz, D. (2016). *Tarjeta de adquisición de tratamiento de señales mioeléctrica de tres canales para prótesis trans-radiales*. 1-11.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. Noraxon INC.
- Reaz, M. B., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures on line V(8)*, pp. 11-35. Obtenida de: <https://doi.org/10.1251/bpo115>
- Marín, L. F. y Vera, E. I. (2017). *Análisis de las señales electromiográficas para implementar un prototipo de rehabilitación de la articulación tibioperoneoastragalina a través de un clasificador de redes neuronales artificiales*. Obtenido de: <http://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/handle/21000/13219>
- Meneses, A. y Toloza, D. C. (2010). *Diseño y Elaboración del Circuito de Electromiografía*. Obtenido: [https://www.researchgate.net/publication/301566422\\_Disenio\\_y\\_Elaboracion\\_del\\_Circuito\\_de\\_Electromiografia](https://www.researchgate.net/publication/301566422_Disenio_y_Elaboracion_del_Circuito_de_Electromiografia)
- Tedin, F. y Fraire, J. (2017). *Procesamiento de bioseñales en tiempo real en universos interactivos*. Obtenido de: <https://ri.itba.edu.ar/handle/123456789/940>