

ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES EMG PARA CONTROL DE UNA PRÓTESIS DE BRAZO DE BAJO COSTO

Roberto Hernández-Sánchez^{1*}, Miguel Angel Borboya-Melchor², Arisbeth Mendoza-Barrera³ y Fernando Gudiño-Peñaloza⁴

^{1,2,3,4,5} UNAM – Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán

*roberto.her3130@gmail.com

Resumen

En México, la amputación de un miembro corporal es más común de lo que se tiene noción. Enfermedades como la diabetes, o accidentes de tipo laboral, son las causas principales de la pérdida de un brazo o pierna. Como sabemos, una persona en dicha condición se siente incompleta a nivel psicológico y físico (gran parte de las tareas del día a día requieren de la destreza motriz). No se puede negar la urgente necesidad de mejorar la calidad de vida de este sector de la población, y aunque ya existan aparatos que pueden ser de ayuda, también está presente otro problema: lo monetariamente inaccesible que es adquirirlos. Es por lo que, en respuesta ante tal panorama, decidimos crear una prótesis que opere por medio de un microcontrolador y lógica difusa. Más concretamente, que opere gracias una interfaz entre humano y máquina: un sistema alimentado con señales electromiográficas (EMG) y que por medio de estas produzca movimiento. Este tipo de señales, por su naturaleza, de manera inicial requieren pasar por un proceso de amplificación y filtrado, con el fin de lograr ser digitalizadas, interpretadas y procesadas. El acondicionamiento puede efectuarse por medio de circuitos accesibles: amplificadores operacionales de propósito general en distintas configuraciones. Los dispositivos de esta gama hacen tangible nuestra aportación a la causa social: diseñar un aparato confiable, seguro y práctico. Ya que existe más de una opción en el mercado, modelos de otras marcas y desarrolladores, esperamos que el nuestro resulte ser una solución con un precio mucho menor.

Palabras clave: Transductor, Filtro Sallen Key, Prótesis mioeléctrica, Lógica Difusa, microcontroladores de gama baja.

Introducción

Es muy frecuente escuchar acerca de accidentes, enfermedades o situaciones que provocan que una persona pierda una extremidad, reduciendo su motricidad, y con ello la adaptación misma a su entorno (Mora, 2017). Al menos 3.5 millones de personas no pueden desplazarse sin ayuda de una prótesis, según INEGI en 2010 (González *et al.*, 2017). Aprovechando los avances tecnológicos actuales, hemos optado por crear nuestra propia versión de una prótesis, propuesta que puede parecer obvia, debido a que ya existen varias opciones en el mercado, pero que se diferencia de estas por funcionar de una forma más natural, gracias al uso de técnicas para el procesamiento e interpretación de señales bioeléctricas. Además, está pensada para que su costo sea amigable con el bolsillo de los pacientes de recursos limitados (Rosagel, 2011; Sousa y Clavero, 2017; Torres, 2018)

Objetivo

Diseñar un sistema de filtrado y amplificación para transformar señales eléctricas con parámetros PAUM en señales aptas para un sistema embebido.

Metodología

El sistema neuromuscular está formado por los sistemas nervioso y locomotor, que trabajan en conjunto para la motricidad a partir de la recepción de estímulos. Las células nerviosas tienen prolongaciones llamadas axones, las cuales al estimularse transmiten una sucesión de pequeños voltajes en tren de pulsos (Torres, 2018). Dichas descargas poseen amplitud de 0.5 mV y duración de 8 a 14 ms en promedio, y son conocidas como PAUM (Khandpur, 2004). Para transferir dicha información a algún dispositivo se hace uso de un electrodo de superficie, colocado sobre la piel. Pese a que el de tipo invasivo toma el voltaje directamente bajo la piel, este queda descartado para evitar complicaciones al paciente (Yépez, 2016).

La electromiografía es un proceso que se encarga de medir la velocidad y la intensidad de las señales EMG que se desplazan entre dos o más puntos (Khandpur, 2004). Consecuentemente, el tipo de prótesis a usar es la mioeléctrica, que posee el más alto grado de rehabilitación, así como el mejor aspecto estético (Dorador *et al.*, 2004; Ulises y López, 2017). Dicha fase aún está en desarrollo, sin embargo, el acondicionamiento de las señales ya ha sido probado. La etapa de amplificación posee una ganancia muy grande, debido a la amplitud de las señales de entrada (milivolts). La Figura 1 detalla el funcionamiento.

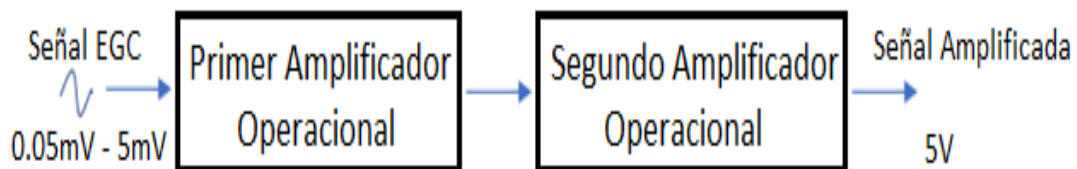


Figura 1. Diagrama de la etapa de amplificación.

Este tipo de señales están envueltas en una gran cantidad de interferencia, ya sea por medios externos, otra señal o cargas electrostáticas. Por ello se seleccionó al CI LM741, un OpAmp que trabaja en modo diferencial y posee una gran CMRR. La señal también pasa por una etapa de filtrado Butterworth con parámetros de Sallen Key, filtro ideal por su simplicidad y ganancia casi plana (Álvarez, 2007).

Fuera del rango comprendido de los 10 Hz a 400 Hz, las señales indeseadas se atenúan, permitiendo manipular únicamente las señales de interés. Su construcción se detalla en la Figura 2.

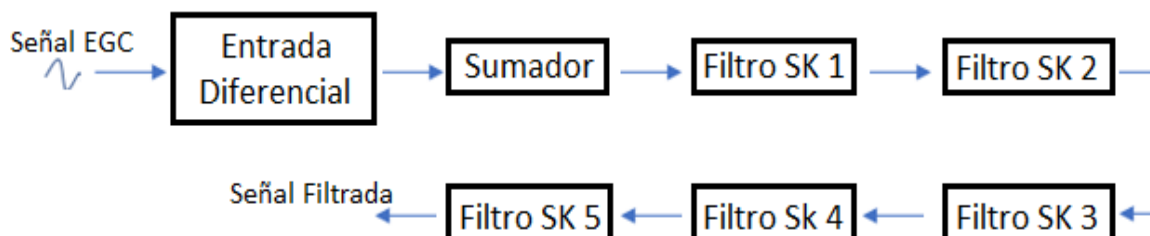


Figura 2. Diagrama a bloques del filtro Sallen Key.

Resultados

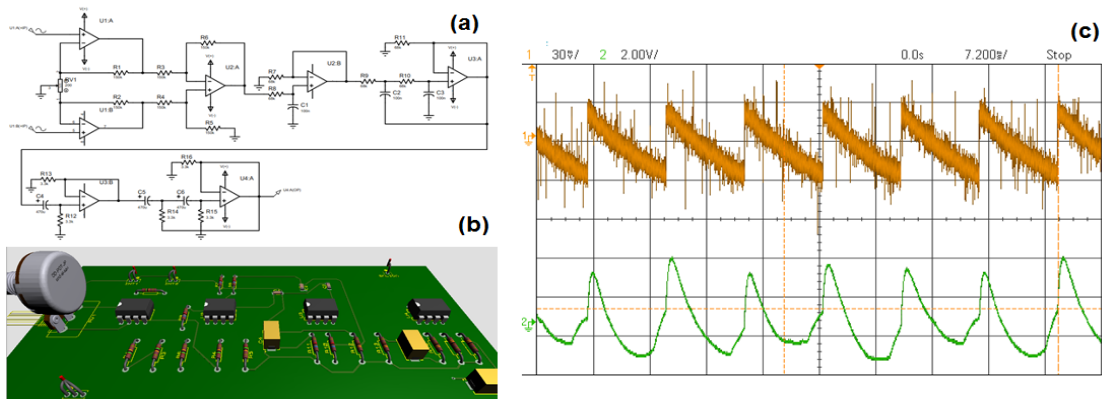


Figura 3 Diseño del circuito (a), su PCB (b), y niveles de voltaje de entrada y salida (c).

El circuito se alimentó con una onda Arb de 5.1 mV, y produjo otra muy similar de 5.3 V (Figura 3).

Discusión

Nuestro circuito genera datos confiables en amplificación y en filtrado, por lo cual, consideramos que realiza las mismas funciones, por ejemplo, que el kit de desarrollo MyoWare, pero a un costo 9 veces menor. A la fecha, este tiene un costo estimado de 82.95 USD, mientras que nuestro prototipo, 1.5 USD + 5 USD de producción.

Conclusión

El diseño de la etapa de amplificación, así como el filtro Sallen Key, funcionan de la manera que esperábamos, donde se establece una frecuencia de 10 Hz hasta los 400 Hz, y una amplificación de 5V. Esta señal filtrada experimental tiene una similitud a la señal teórica obtenida, arrojando datos fiables. Todo este acondicionamiento se realizó para la siguiente etapa, que por el momento está en desarrollo, y que consiste en convertir las EMG de A/D para su procesamiento, por medio de control difuso y para microcontroladores de bajos recursos. El costo total para la primera parte fue de 6.5

USD, más barato comparado con los 82.95 USD de kit de desarrollo. Se espera que un prototipo funcional y estético se encuentre en operación a la brevedad posible.

Agradecimientos

A PIAPI2053 y PIAPIME 4.31.02.20 por el apoyo brindado para este proyecto.

Referencias

Álvarez, E.L.L. (2007). *Análisis de esquemas de filtrado para señales electrocardiográfica (ECG)*. Universidad Tecnológica de Pereira. Vol 3 (September).

Dorador, G.J.M., Murillo, R.P., Flores, L.I., Mendoza, J.A. (2004). *Robótica y prótesis inteligentes*. Revista Digital Universitaria, 6: 15. <http://world.honda.com/ASIMO/>

González, R.A.K., Citlalli, A.R.M., Zarza, V.S. S. (2017). *Estudio sobre el duelo en personas con amputación de una extremidad superior o inferior*. Revista Electrónica de Psicología Iztacala, 20(1): 34-56.

Khandpur, R.S. (2004). *Biomedical Instrumentation: Technology and Applications*. McGraw-Hill Education. <https://books.google.com.mx/books?id=mXjUwggw4tD4C>

Mora, M.G. (2017). *Accidentes de trabajo y su incidencia en la reinserción laboral en los trabajadores de las empresas carroceras de la ciudad de Ambato*. Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ciencias Humanas y de la Educación, Carrera de Psicología Industrial. <http://repositorio.uta.edu.ec/handle/123456789/24725>

Rosagel, S. (2011). *Prótesis mexicanas son más baratas*. Revista Expansión. <https://expansion.mx/manufactura/2011/11/17/protesis-mexicanas-son-mas-barata>

Sousa, A., Clavero, C. (2017). *Estudio, diseño y desarrollo de una maqueta para la promoción de estudios universitarios en EPSEVG*. Universidad Politécnica de Catalunya. <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/112137/Resum.pdf>



Torres, F. (2018). *Prótesis de superhéroes a bajo costo*. CienciaMx. Noticias.
<http://www.cienciamx.com/index.php/ciencia/salud/21397-protesis-superheroes-bajo-costo>

Ulises, R., López. R.R. (2017). *Prótesis MIO-ELECTRICA*. Revista de la Invención Técnica, 1(4): 1-9.
https://www.ecorfan.org/taiwan/research_journals/Invencion_Tecnica/vol1num4/Revisita_de_Invencion_Tecnica_V1_N4_1.pdf

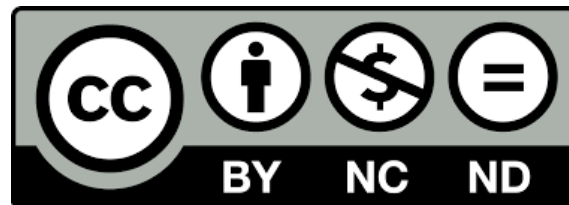
Yépez, P.D.F. (2016). *Tarjeta de adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano para el accionamiento de prótesis transradiales*. Universidad Técnica del Norte.
[http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/7484/1/04 MEC 102 TRABAJO GRADO.pdf](http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/7484/1/04_MEC_102_TRABAJO_GRADO.pdf)



D. R. © UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO.

Excepto donde se indique lo contrario esta obra está bajo una licencia Creative Commons Atribución No comercial, No derivada, 4.0 Internacional (CC BY NC ND 4.0 INTERNACIONAL).

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



ENTIDAD EDITORA

Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán.

Av. Universidad 3000, Universidad Nacional Autónoma de México, C.U., Delegación Coyoacán, C.P. 04510, Ciudad de México.

FORMA SUGERIDA DE CITAR:

Hernández-Sánchez, R., Borboya-Melchor, M. A., Mendoza-Barrera, A., y Gudiño-Peñaloza, F. (2020). Acondicionamiento de señales emg para control de una prótesis de brazo de bajo costo. *MEMORIAS DEL CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA (CONATEC)*, Año 3, No. 3, septiembre 2020 - agosto 2021. Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán. UNAM.

https://tecnicosacademicos.cuautitlan.unam.mx/CongresoTA/memorias2020/mem2020_paper16.html