

ADQUISICIÓN Y FILTRADO DE SEÑALES EMGS

EMGS SIGNAL ACQUISITION AND FILTERING

Luis Alejandro Vázquez Chávez

Tecnológico Nacional de México / ITS de Salvatierra, México
luvazquez@itess.edu.mx

Juan Manuel López Hernández

Tecnológico Nacional de México / ITS de Salvatierra, México
jmlopez@ugto.mx

Francisco Javier Ramírez Arenas

Tecnológico Nacional de México / ITS de Salvatierra, México
jaramirez@itess.edu.mx

Alan Alberto Fuentes Navarrete

Tecnológico Nacional de México / ITS de Salvatierra, México
bme1711001@itess.edu.mx

Recepción: 2/mayo/2020

Aceptación: 30/octubre/2020

Resumen

Los electromiogramas permiten detectar y medir señales eléctricas del cuerpo humano, lo que hace posible su análisis e interpretación para el reconocimiento de acciones o movimientos musculares. Como toda señal eléctrica, debe de pasar por un proceso previo de instrumentación para poder ser acondicionada al sistema con el que se pretende interpretarla. Por ello se planteó el objetivo de proponer y realizar un circuito de acondicionamiento que capte la actividad muscular y realice un filtrado de las señales. Se realizó una etapa de amplificación y posteriormente dos filtros, un filtro pasa-altas para eliminar el ruido de baja frecuencia, y un filtro pasa bajas para eliminar el ruido de alta frecuencia. Consecuentemente la señal de salida se midió usando un osciloscopio Tektronix TBS1072B.

Palabras Clave: EMG, filtro pasa-altas, filtro pasa-bajas.

Abstract

Electromyogram enables to measure and detect the electrical signals from the human body, what makes possible its analysis and its interpretation, to recognize

actions or muscle movements. Like any electrical signal, it needs to pass through a previous instrumentation process to be processed by the system with which it is intended to be interpreted. Because of that, the objective was to propose and make a fitting circuit to capture the muscle activity and filter the electrical signals. An amplification stage was carried out, then two filters, a high-pass filter to delete the low frequency noise, and a low-pass filter to delete the high frequency noise. Finally, the output signal was measured with a Tektronix TBS1072B oscilloscope.

Keywords: *EMG, high-pass filter, low-pass filter.*

1. Introducción

El electromiograma (EMG) es un procedimiento médico común que utiliza electrodos para detectar y medir señales eléctricas que son producidas por la actividad muscular del cuerpo humano, las cuales pueden ser útiles en el reconocimiento inteligente de distintos movimientos de la extremidad de una persona. La señal EMG se ha utilizado desde 1948 para el accionamiento de la mano protésica. La producción de manos protésicas comerciales con señales mioeléctricas comenzó en 1957 en el Instituto Central de Investigación Prostética de Moscú para ser impulsada con un motor paso a paso. Más tarde, en este esquema de control mioeléctrico se desarrolló un esquema simple de control de encendido y apagado [3-6].

Una amplia variedad de esquemas de control se ha desarrollado para traducir la señal EMG, típicamente se clasifican según la naturaleza del control, como control secuencial y control simultáneo.

En esquemas de control secuencial, las señales EMG se traducen usando los siguientes esquemas: control de encendido-apagado, control proporcional, control directo, control de máquina de estado finito, control basado en reconocimiento de patrones, y esquemas de control de regresión [3].

En el control secuencial se han usado electrodos de superficie para conectar las señales de control humano con la prótesis, con ello es posible identificar de tres a cuatro ubicaciones posibles desde la extremidad residual para adquirir señales. Los electrodos de superficie en prótesis mioeléctricas modernas a menudo se incrustan

en la prótesis y hacen el contacto con la piel. Estos electrodos detectan las señales EMG desde la superficie de la piel y amplifican la acción muscular, las contracciones voluntarias del músculo, y se utilizan para controlar el movimiento y las funciones de la prótesis. Esta técnica es preferible debido a su fácil acceso y al procedimiento no invasivo, sin embargo, la destreza de la mano protésica es menor debido a la limitación por la posición donde se adquieren las señales. En cambio, la recolección de las señales EMG intramusculares es una técnica invasiva. Las señales EMG intramusculares proporcionan acceso para la recolección desde múltiples ubicaciones para ofrecer múltiples grados de control a la extremidad protésica [7] [8]. La tabla 1 cita algunos trabajos aplicados acerca de las señales electromiografías (EMG).

Tabla 1 Trabajos relacionados a señales EMG.

Autor	Aplicación	Descripción
Shanmuganathan, P.V [3]	Biomecánica	Desarrollo de una canal de cuatro EMG para el accionamiento de una prótesis.
Kobrinskiy AE [4] J Bone Joint Surg [5], [6]	Biomecánica	Actuación de una mano protésica mediante la señal EMG.
Hedin, D.S [7]	Electrónica	Desarrollo de sensor inalámbrico EMG para el control de prótesis.
Romo, Harold A., Realpe, Judy C., Jojoa, Pablo E[1]	Electrónica	Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano

Uno de los problemas de la adquisición de señales EMG a considerar, es que el cuerpo humano es una excelente antena para el ruido ambiental, especialmente a 60 Hz, que es precisamente donde se concentra la mayor cantidad de energía de este tipo de señales [10]. Dicho ruido puede interferir con la adquisición de los datos del sistema. “Una de las formas en que la interferencia electromagnética afecta los sistemas de adquisición de biopotenciales, es a través de tensiones de modo común producidas por acoplamiento de campo eléctrico. Esta tensión puede interferir con las medidas a través de diversos mecanismos de conversión de modo común a modo diferencial, por lo que es deseable reducirla. Para ello se utilizó un circuito DRL (“manejador de pierna derecha”, por sus siglas en inglés), cuya función es cerrar un lazo de control que tiene el potencial del cuerpo respecto de la masa del circuito de medida como variable controlada” [11].

En este trabajo se tiene el objetivo de diseñar y reportar un circuito de adquisición de señales mioeléctricas como parte del proceso de medición, detección y reconocimiento de la actividad muscular. Así mismo, dicho circuito debe de tener como salida una señal distinguible.

2. Métodos

Adquisición de señales

La adquisición se realizó mediante tres electrodos bipolares de superficie ubicados sobre la piel del antebrazo para que la adquisición sea de manera no invasiva. Los electrodos están conectados a un circuito electrónico de adquisición que consiste en una etapa de amplificación y dos de filtrado, la salida entregada por el circuito se monitorea con un osciloscopio marca Tektronix TBS1072B digital de 70 MHz, 2 canales, 1 GS/s, 2.5 K longitud de registro, que digitaliza y almacena la señal. Con la adquisición se logra obtener la información de la actividad muscular. Para disminuir la señal en modo común se utiliza el amplificador operacional AD705 con la configuración mostrada. Dicho amplificador funciona como circuito de la pierna derecha, el cual, de forma dinámica, pone el cuerpo a un potencial que es el inverso del modo común que se recoge por los otros dos electrodos. En la figura 1 se observa el circuito de adquisición de señales EMG.

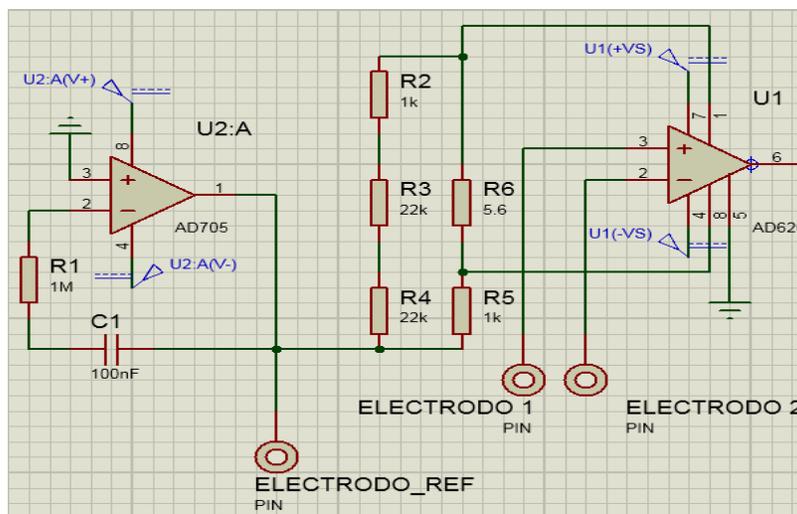


Figura 1 Circuito de adquisición de señales EMG.

Filtro pasa- bajas

Se desarrolló un filtro pasa bajas de segundo orden con una frecuencia de corte de 500 Hz. Con la finalidad de eliminar el ruido de alta frecuencia.

La frecuencia de corte para un filtro pasa-bajas de segundo orden está dada por la ecuación 1.

$$f_c = \frac{1}{2\pi * \sqrt{R7R8C2C4}} \quad (1)$$

Se puede simplificar dando el mismo valor a los dos capacitores y el mismo valor a las dos resistencias como se puede observar en las ecuaciones 2 y 3.

$$f_c = \frac{1}{2\pi * \sqrt{R^2C^2}} \quad (2)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3)$$

Se propone utilizar dos capacitores de 10µF. Entonces para una frecuencia de corte de 500 Hz el valor de las resistencias sería 31.8 Ω, un valor cercano al comercial de 33 Ω. A La figura 2 muestra el circuito del filtro pasa baja. Se propusieron dos resistencias, una de 3.3 y otra de 4.7 kΩ, con ganancia A de 2.42.

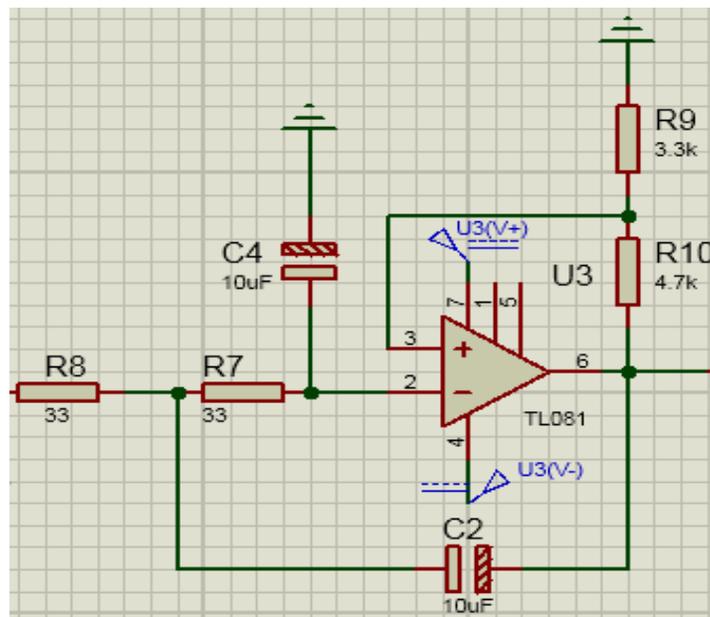


Figura 2 Filtro pasa bajas a 500 Hz.

Filtro pasa altas

La frecuencia de corte para un filtro pasa-altas de segundo orden sellen-key está dada por la ecuación 4:

$$f_c = \frac{1}{2\pi * \sqrt{R1R2C1C2}} \quad (4)$$

Se puede simplificar dando el mismo valor a los dos capacitores y el mismo valor a las dos resistencias como se puede observar en las ecuaciones 5 y 6:

$$f_c = \frac{1}{2\pi * \sqrt{R^2C^2}} \quad (5)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6)$$

Se propone utilizar dos capacitores de 10 μ F. Entonces para una frecuencia de corte de 50 Hz el valor de las resistencias sería de 318.3 Ω , para el cual su valor comercial más cercano es de 330 Ω . En figura 3 se muestra el circuito del filtro pasa altas. Se propusieron dos resistencias, una de 3.3 y otra de 4.7 k Ω , la ganancia A es de 2.42.

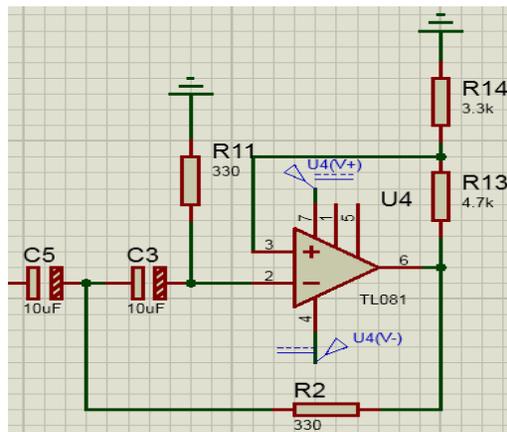


Figura 3 Filtro pasa altas a 50 Hz.

3. Resultados

Se realiza la adquisición de la señal, la cual es presentada en la figura 4. Como se puede observar es una señal distinguible. Así mismo dicha señal es probada en la prótesis comercial (prótesis bionic-hand) como se muestra en la figura 5. Se muestra el circuito de adquisición y filtrado de la señal EMG en la figura 6.

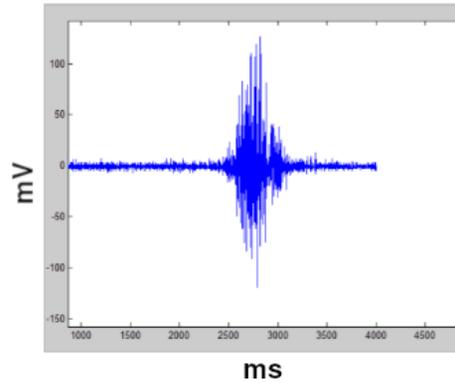


Figura 4 Señal EMG obtenida mediante el circuito de adquisición.

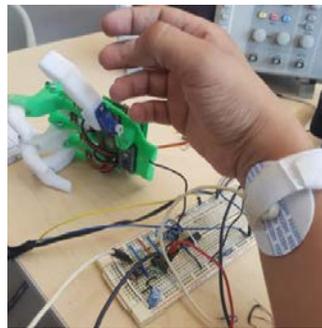


Figura 5 Aplicación de la señal en prótesis de mano desarrollada por Bionic-hand.

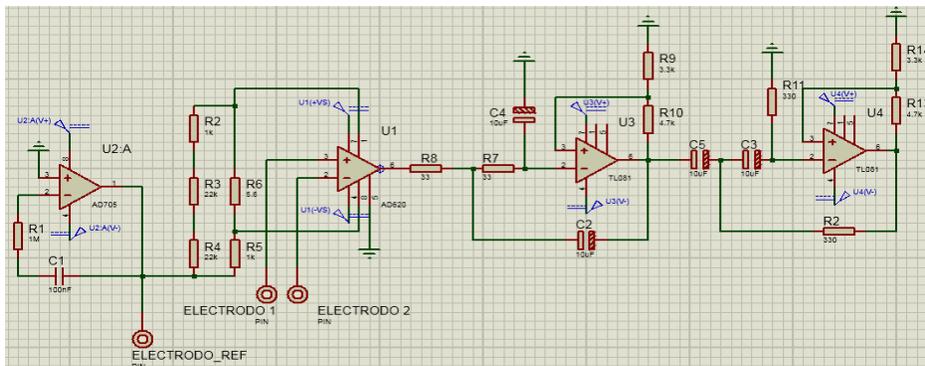


Figura 6 Circuito de adquisición y filtrado.

4. Conclusiones

Se adquirió una señal mioeléctrica del antebrazo, la cual es apta para aplicársele procesamiento digital. La señal es distinguible como se puede observar en la figura 4. Los objetivos planteados se cumplieron. Gracias al circuito de instrumentación propuesto, el ruido que presenta es mínimo en comparación a la amplitud de la señal

de interés captada. Posteriormente se desea mejorar la etapa de adquisición, proponer la aplicación de análisis mediante coeficientes de Daubechies y realizar etapas de síntesis aplicándola a un DSP para el control de una prótesis de mano.

5. Bibliografía y Referencias

- [1] Romo, Harold A., Realpe, Judy C., Jojoa, Pablo E., Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano. *Revista Avances en Sistemas e Informática* [en línea]: <<http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=133116856017>> ISSN 1657-7663.
- [2] Ali N. Akansu and Paul R. Haddad. *Multiresolution signal decomposition Transforms, subbands, and wavelets*. Second edition New Jersey Institute of Technology, Newark, NJ.
- [3] P. Geethanjali, K. K. Ray and P. V. Shanmuganathan, "Actuation of prosthetic drive using EMG signal," *TENCON 2009 - 2009 IEEE Region 10 Conference*, Singapore, 2009, pp. 1-5.
- [4] Kobrinskiy A E. Bioelectrical control of prosthetic devices. *Control bioeléctrico de dispositivos protésicos*. *Her Acad Sci. Su Acad Sci.* 1960; 1960; 30 :58–61. 30: 58-61.
- [5] Popov B. La prótesis controlada bio-eléctricamente. *J Bone Joint Surg Br.* *J Bone Joint Surg Br.* 1965; 1965; 47 :421–424. 47: 421-424.
- [6] McKenzie DS. The Russian myoelectric arm. El brazo mioeléctrico ruso. *J Bone Joint Surg Br.* *J Bone Joint Surg Br.* 1965; 1965; 47B (3):418–420. 47B (3): 418-420.
- [7] Litcher, P.A.; Lange, E.H.; Riehle, T.H.; Anderson, S.M.; Hedin, D.S., "Rechargeable wireless EMG sensor for prothetic control," *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, vol., no., pp.5074,5076, Aug. 31 2010-Sept. 4 2010
- [8] Farrell TR, Weir RF. Pilot Comparison of surface vs implanted EMG for multichannel prosthesis control; Comparación piloto de EMG de superficie frente a implantado para el control de prótesis multicanal; *Proceedings of IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics; Actas de la IX*

- Conferencia Internacional de IEEE sobre Robótica de Rehabilitación; Chicago, IL. Chicago, IL. 2005. pp. 277–280. 2005. pp. 277-280.
- [9] Ruhunage, S. Mallikarachchi, D. Chinthaka, J. Sandaruwan y TD Lalitharatne, Enfoque híbrido basado en señales EEG-EMG para el control de los movimientos de la mano de una prótesis transhumeral, 2019 IEEE 1st Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech), Osaka, Japón, 2019, pp. 50-53.
- [10] Bentacourt, O. Gustavo, A. Geraldo, E. Franco, B., Reconocimiento de patrones de movimiento a partir de señales electromiográficas. Scientia et Technica, Colombia, 2004, pp. 54.
- [11] Guerrero, F. Haberman, M. Spinelli, E. Sistema multicanal para adquisición de biopotenciales. Revista Ingeniería Biomédica, Colombia, 2014, pp. 20