

DISEÑO DE UN SISTEMA PARA LA EVALUACIÓN DE CONTRACCIÓN EN MANO MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA

DESIGN OF A SYSTEM FOR THE EVALUATION OF CONTRACTION IN HAND USING ELECTROMYOGRAPHY

Juan Iván Velázquez Cruz

Instituto Politécnico Nacional, México
jvelazquezc2001@alumno.ipn.mx

Mauricio Quintero Ordoñez

Instituto Politécnico Nacional, México
mquintero02100@alumno.ipn.mx

Juan Carlos Sánchez García

Instituto Politécnico Nacional, México
jcsanche@ipn.mx

Domingo de Jesús Cortes Rodríguez

Instituto Politécnico Nacional, México
dcortesr@ipn.mx

Recepción: 25/noviembre/2022

Aceptación: 22/diciembre/2022

Resumen

La electromiografía (EMG) es una técnica para evaluar y registrar la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos cuando estos son estimulados por contracción, esta puede reflejar el movimiento de los nervios y los músculos hasta cierto punto y tiene un gran valor práctico tanto en la medicina clínica como en la rehabilitación médica.

En este trabajo se explica el sistema, que consta de una tarjeta FPGA como controlador analógico-digital, filtros y un sensor EMG, el cual fue colocado en uno de los principales músculos que da fuerza en la mano derecha. El sistema es capaz de obtener los parámetros máximos de fuerza ejercida sobre un paciente con lo cual se diagnostica el nivel de fuerza ejercida mediante un valor numérico, siendo comparando con el valor de una mano saludable; así mismo se muestra gráficamente la señal adquirida mediante una interfaz en LabVIEW.

Palabras Clave: EMG, filtros, FPGA, LabVIEW, mano.

Abstract

Electromyography (EMG) is a technique to evaluate and record the electrical activity produced by skeletal muscles when they are stimulated by contraction, it can reflect the movement of nerves and muscles to a certain extent and has great practical value both in clinical medicine and medical rehabilitation.

In this work the system is explained, which consists of a FPGA target like analog-digital controller, filters, and an EMG sensor, which was placed in a main muscle that gives strength to the right hand. The system is capable of obtaining the maximum parameters of force exerted on a patient, with which the level of force exerted is diagnosed by means of a numerical value, being compared with the value of a healthy hand; Likewise, the acquired signal is shown graphically through an interface in LabVIEW.

Keywords: EMG, Filters, FPGA, hand, LabVIEW.

1. Introducción

En la actualidad, las lesiones traumáticas del miembro superior, específicamente la zona de la mano, ocupan los primeros lugares de los accidentes de trabajo y motivos de consulta en los servicios médicos. En los servicios de medicina familiar del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), alrededor de 641, 322 personas fueron atendidas por sufrir una lesión traumática aguda de mano durante el 2007; mientras que en el año 2011 el IMSS asegura que accidentes de trabajo fue de 422, 043 y de estas 113, 511 presentaron lesiones en la región de las manos y muñecas [Cabrera, 2015]. La medición de fuerza o presión en la mano es un parámetro de importancia clínica en la evaluación de resultados durante la rehabilitación, esta permite obtener valores que se pueden utilizar para determinar el resultado de un mejor manejo clínico ortopédico o quirúrgico, permitiendo conocer si el paciente está en condiciones adecuadas para realizar actividades cotidianas.

Con el avance de la tecnología se logra mejorar la calidad de vida de las personas; la ciencia e ingeniería han realizado avances para el área biomédica como son las

señales electromiografías superficiales (sEMG). Una de las aplicaciones que tienen es, el reconocimiento de valores esenciales para la rehabilitación en pacientes con problemas musculares esqueléticos o en los nervios musculares; pues bien, el éxito de la rehabilitación depende de los datos que el especialista tenga e identifique. La evolución en las técnicas de procesamiento de las señales de naturaleza transitoria y no periódicas como las sEMG dan pauta a poder realizar un estudio sobre la amplitud generada por un músculo del cual es de interés. Por lo tanto, para que una persona pueda reincorporarse a su vida cotidiana, posterior a una lesión traumática, es necesario una rehabilitación adecuada; de esta manera, al construir un dispositivo que dé a conocer el nivel de daño en la mano permitirá un mejor diagnóstico para realizar la terapia, cirugía o un tratamiento para el paciente, logrando que el servicio de traumatología llegue a un mayor número de personas. Empleando este dispositivo debido a sus ventajas en el área médica como es la gran capacidad de procesamiento, visualización y muestreo de datos logra permitir que se puedan crear aplicaciones para equipos de monitoreo, diagnóstico y aplicación de terapias. El dispositivo desarrollado está compuesto de una etapa analógica que acondiciona la señal de sensor por medio de filtros y amplificaciones, una etapa de procesamiento y finalmente la de visualización de resultados, que proporciona información sobre la señal adquirida.

Algunos trabajos se centran en mostrar patrones de comportamiento de activación eléctrica y la fatiga muscular, como es el caso de [Rojas, 2011], del cual, es el diseño más cercano al propuesto. Por lo que se realizó un sistema cuyo objetivo es la cuantificación de fuerza de la mano derecha a pacientes con discapacidad o lesiones dicha extremidad, dando a conocer los datos al especialista por medio de una interfaz, siendo cómodo para el paciente de usar.

Se empleó un FPGA como dispositivo de adquisición de la señal en conjunto con la herramienta LabVIEW para el muestreo de las señales.

La electromiografía es un estudio que observa a manera en que trabajan juntos los músculos y los nervios. Si los nervios o los músculos están dañados, estos dejarían de comportarse de una manera normal. Las señales sEMG son esencialmente un patrón unidimensional, por lo que cualquier técnica de procesamiento de señales

para extracción de características y reconocimiento de patrones se puede aplicar a este tipo de señales. La información extraída de las señales sEMG, es seleccionada de tal manera que se minimice el error en el control de los sistemas de prótesis mioeléctricas [Rojas, 2011]. Las unidades de la señal EMG están constituidas por unidades motoras, siendo descritas por [Romo, 2007] como: la unidad funcional más pequeña para describir el control neuronal del proceso de contracción muscular se denomina unidad motora. La suma de potenciales de acción correspondientes a las fibras musculares activadas por una sola unidad motora (UM) recibe el nombre de potencial de acción de la unidad motora (PAUM) y constituye a una unidad fundamental de la señal EMG [Guzmán, 2018].

En la figura 1a se observa la generación de la señal EMG, mientras que la figura 1b muestra la señal en estado reposo y en actividad. Para poder medir a fuerza que existe en la mano es necesario conocer la relación de las unidades motoras; la fuerza total de la contracción va a depender, en parte, del tamaño de las unidades motoras y de la cantidad activada en un momento determinado [Guzmán, 2018].

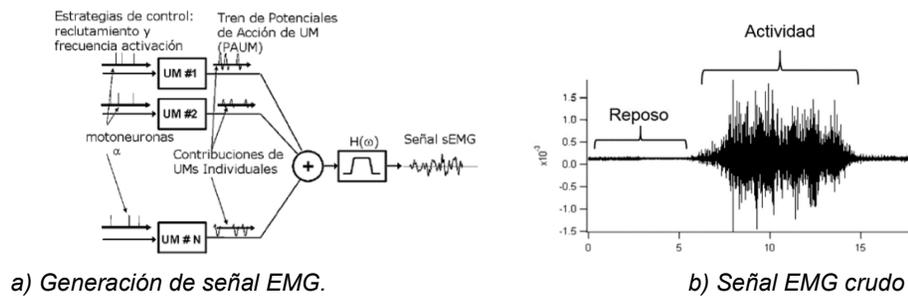


Figura 1 Señal EMG [Guzmán, 2018].

La amplitud típica de las señales sEMG es de 0-6 mV por lo que se requiere amplificarlas, además, la frecuencia con información útil en donde se tiene la mayor concentración de energía en las señales sEMG está entre los 50 y 150 Hz, aunque su canal de información va de los 20 a los 500 Hz [Romo, 2007], [Sulaiman, 2016].

2. Métodos

Se empleó un sensor OYMotion que cuenta con una amplificación de ganancia 1000, la colocación del sensor se realizó en el flexor carpo radialis, figura 2.

El flexor más fuerte de la mano es el flexor digitorum superficial, pero no está tomado en consideración porque se encuentra más profundo que los otros dos flexores fuertes de la mano: flexor carpo ulnaris y flexor carpo radialis [Barański, 2014].

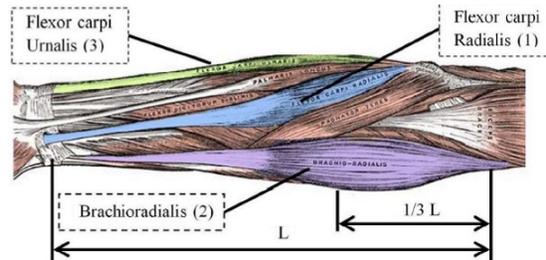


Figura 2 Músculos principales de fuerza en mano [Barański, 2014].

La ubicación de los electrodos es de gran importancia y su mal posicionamiento puede generar resultados no deseados, [Al-Timemy, 2013]. Su colocación se realizó entre un punto motor y la inserción del tendón, cabe destacar que también se puede realizar entre dos puntos motores y a lo largo de la línea mediana del músculo.

Diagrama de bloques y descripción del sistema

El diagrama de bloques de la figura 3 presenta el sistema propuesto:

- Sensor OYMotion, cuenta con un preamplificador de ganancia 1000 obteniendo datos de ± 1 mV, trabajando de 3 a 5 volts con un mínimo de 20 mA, rango de espectro 20-500 Hz, con 1 kHz de frecuencia de muestreo recomendada. Empleando electrodos superficiales secos, que tienen la ventaja de usarse sin la necesidad de aplicar gel conductor.

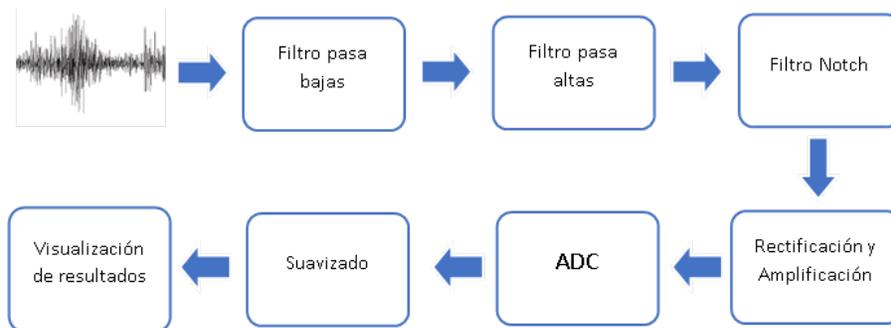


Figura 3 Diagrama de bloques del sistema.

- Filtro pasa bajas de 500 Hz tipo Butterworth de orden 3 realizado de manera analógica con amplificadores operacionales TL071CP.
- Filtro pasa altas de 20 Hz tipo Butterworth de orden 3 realizado de manera analógica con Op-Amp TL071CP.
- Filtro Notch que reduce ruido proveniente de la fuente eléctrica del hogar, el cual tiene una frecuencia a 60 Hz, dicho filtro analógico se realizó con Op-Amp TL071CP.
- Rectificador de señal de ganancia unitaria efectuado con el operacional TL082CP.
- Amplificación de la señal por medio de Op-Amp TL071CP con una ganancia de 3.27.
- La adquisición de la señal se dio por un FPGA De0-Nano, que cuenta con un ADC de 12 Bits el cual se puede alimentar con 3 a 5 volts con un máximo de 500 mA y un oscilador de reloj de 50 MHz.
- Suavizado de la señal.
- El muestreo de los datos fue por medio de LabVIEW, en donde la transmisión se realizó por puerto Serial.

Simulaciones

El ruido afecta la señal de investigación y estas provienen de diferentes fuentes como es el ruido inherente de equipos electrónicos (que van de 0 a miles de Hz) y ruido de la red eléctrica (60 Hz). Para mitigar dichas señales de interferencia se emplearon filtros pasa bajas y pasa altas Butterworth, figura 4.

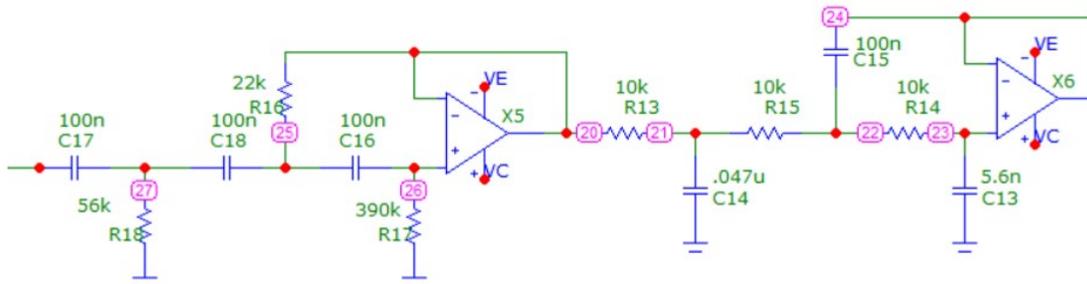


Figura 4 Filtros pasa bajas y pasa altas Butterworth orden 3.

El circuito entrega una respuesta de frecuencia, se muestra en la figura 5 el filtro pasa banda con frecuencias de corte de 21 y de 528 Hz, que responden a los filtros pasa bajo y alto. Los valores son cercanos a los esperados, pero con una variación debido a los valores comerciales de los componentes. El filtro Notch permite la eliminación del ruido de la red eléctrica que es de 60 Hz, dicho filtro se muestra en la figura 6a.

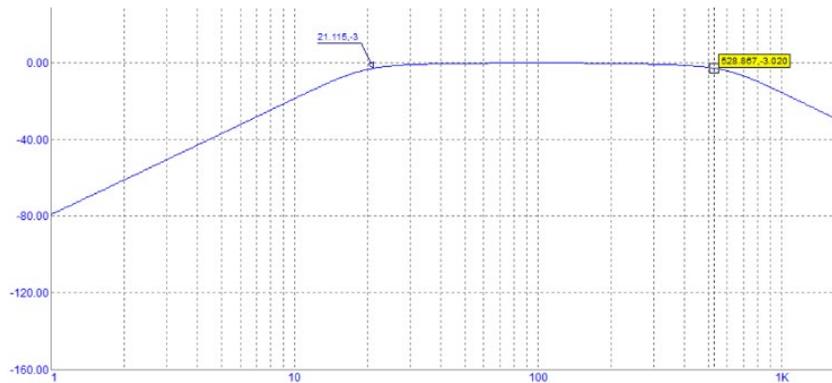
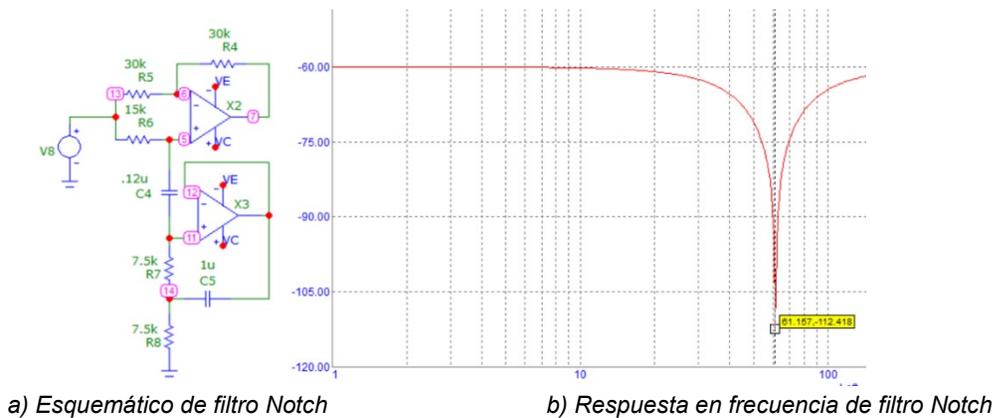


Figura 5 Respuesta en frecuencia de filtros.



a) Esquemático de filtro Notch

b) Respuesta en frecuencia de filtro Notch

Figura 6 Filtro Notch.

Se puede observar la respuesta en frecuencia como se muestra en figura 6b, comprobando el comportamiento con un valor muy aproximado a los 60 Hz que se requiere. Para obtener una buena digitalización de la señal para el conversor analógico digital es necesario adecuar la señal a un voltaje variable, de esta manera se implementó un amplificador no inversor con ganancia variable. Dicho amplificador se muestra en la figura 7.

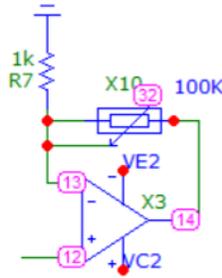


Figura 7 Amplificación.

La señal adquirida posterior a la amplificación y los filtros se llama EMG RAW (EMG crudo), la cual contiene información de importancia, pero se dificulta obtener todos los datos de la señal debido a los componentes negativos de la misma, por lo cual, se realizó una rectificación de onda completa y así obtener los valores en el rango positivo. Existen dos tipos de rectificación:

- Media onda: descarta los valores negativos de la señal y se queda con los positivos.
- Onda completa: Obtiene los valores absolutos de la parte negativa.

Para la señal EMG es conveniente obtener todos los valores de la señal por lo que se emplea la rectificación de onda completa mediante el circuito de la figura 8, usado también para detectar más fácilmente las frecuencias bajas (indicativo de la frecuencia de disparo UM), ya que estas frecuencias no son fácilmente detectables [Myers, 2003].

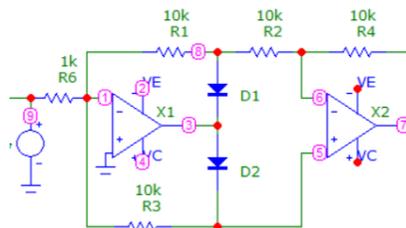


Figura 8 Rectificador de onda completa.

Diseño de hardware y software del sistema

Dichos filtros fueron diseñados en el programa MicroCap 12, para simular su respuesta en frecuencia.

A continuación, se realizó el esquemático de los filtros y circuitos en conjunto para posteriormente realizar el PCB en donde se tomaron en cuenta la alimentación del sistema que fueron dos baterías Lipo de 3.7 volts a 400 mA suficientes para la demanda del FPGA y del sensor; el esquemático se muestran en figura 9.

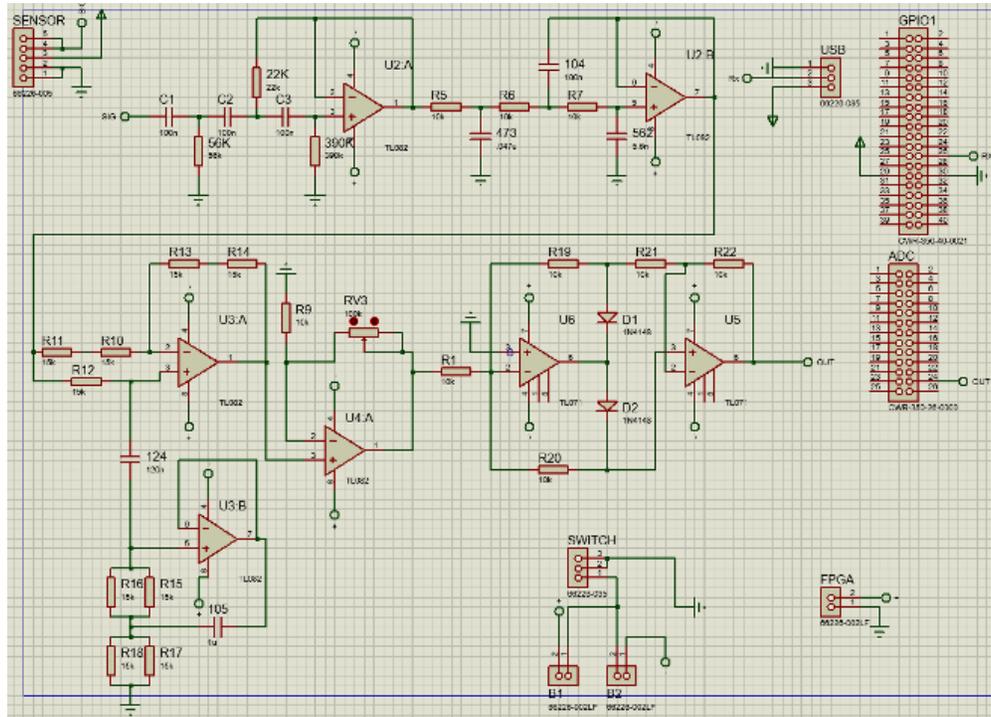


Figura 9 Diseño de la placa.

Para realizar la etapa de adquisición de la señal se realizó una conversión analógica – digital con el uso del De0-Nano. Es importante mencionar que las tarjetas de desarrollo que diseña Altera cuenta con todos los estándares necesarios [Reyes, 2015], para la seguridad del usuario.

El suavizado de la señal reduce parte de picos indeseados y extraerá la señal principal; así también se obtiene la envolvente de la señal. Planteado por [Shiavi, 1998], se puede emplear filtros pasa bajos como un método de suavizado de la señal EMG. Posteriormente, mediante la herramienta de LabVIEW, se hizo un filtrado paso bajo de 30 Hz de tipo Butterworth de segundo orden, proporcionando la envolvente de la señal. En la figura 10 se muestra el diagrama empleado para la adquisición, filtrado y visualización de la señal con la herramienta LabVIEW.

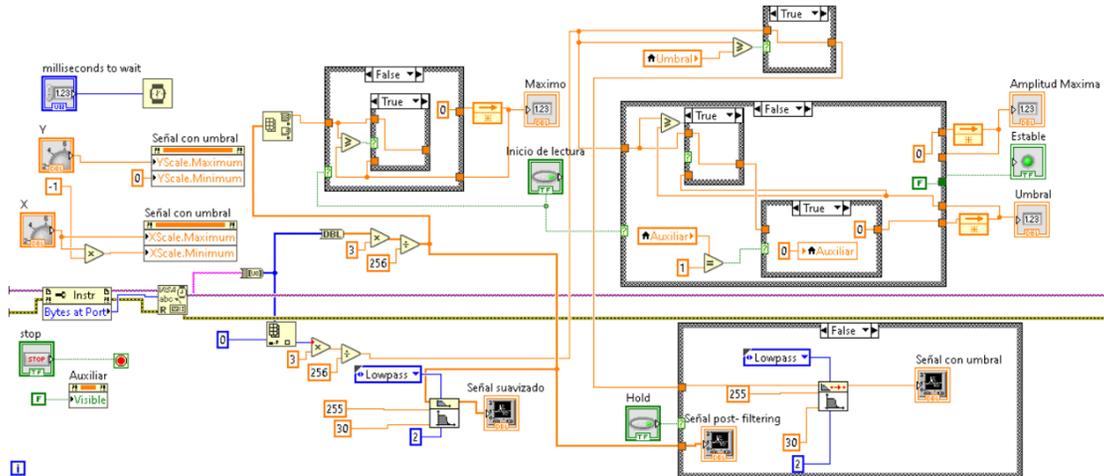


Figura 10 Diagrama de LabVIEW.

La prueba fue realizada teniendo la mano en reposo sobre una superficie plana observada en la figura 11; en el cual se mantiene así hasta obtener el valor en estado de reposo, posteriormente se realiza una contracción de fuerza en la mano obteniendo así los valores.

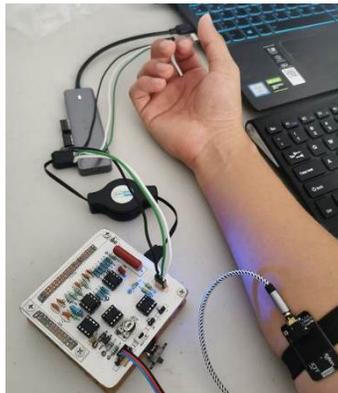


Figura 11 Prueba en sujeto 1.

Cálculos realizados

Para calcular los valores de los componentes de los filtros se realizaron operaciones obtenidas de la referencia de [Franco, 2015], proporcionando las fórmulas para calcular los valores de resistencias y capacitores para los filtros pasa bajos y pasa altos Butterworth; así como un circuito Notch el cual fue adecuado a valores obtenidos, de igual forma proporciona circuitos de rectificación y la

amplificación no inversora. Priorizando el cálculo sobre los filtros pasa bajas y altas, junto con la ganancia de amplificación.

Dada la tabla 1 se obtiene el factor de desnormalización, ya que los coeficientes están normalizados con $\omega = 1 \text{ rad/s}$, mediante la ecuación 1.

$$Fc = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot Ci} \quad (1)$$

Donde Fc es la frecuencia de corte establecido, R la resistencia propuesta y C_i la componente de desnormalización.

Tabla 1 Coeficientes normalizados de tercer orden Butterworth.

Orden	C1/Ci o Ri/R1	C2/Ci o Ri/R2	C3/Ci o Ri/R3
3	3.546	1.392	0.2024

Realizando el despeje adecuado respecto a C_i , se obtienen los valores para los 3 valores de capacitor C_n , que toma los valores de $C1$, $C2$ y $C3$, cuando Fc tiene un valor de 500 Hz y una resistencia propuesta de 10 k Ω , para el filtro pasa bajos.

Posteriormente, se despeja C_n de la tabla 1 en la forma $\frac{C_n}{C_i}$, donde n es el número de componente del cual se obtendrá el valor, en la ecuación 2 se observa el ejemplo para $C1$.

$$C1 = 3.546 * Ci \quad (2)$$

Se repitió el procedimiento para obtener los valores de R siendo el caso de filtro pasa altas, siendo ahora C el componente propuesto con un valor de 10 μ F y calculando las resistencias ($R1$, $R2$, $R3$) realizando el despeje respecto a R , con un nuevo valor en la frecuencia de corte, que es de 20 Hz y tomando en cuenta que ahora la relación es $\frac{R_i}{R_n}$.

Para la amplificación se tomó la fórmula 3, rescatada de [Franco, 2015], el cual indica la relación de la ganancia respecto a las resistencias.

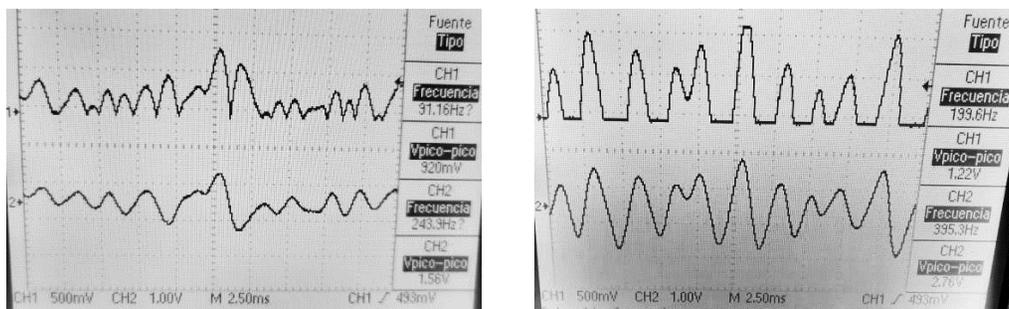
$$G = 1 + \frac{Rf}{R1} \quad (3)$$

En donde Rf es la resistencia variable que posee un valor de 22.7 k Ω Y $R1$ tiene un valor de 10 k Ω , dando una ganancia (G) de 3.27.

La unidad que es de referencia para la medición fue realizada en voltaje, esto tomando que [García, 2008], indica que existe una relación entre la fuerza aplicada y la electromiografía, el valor fue dado en volts debido a la amplificación que el sistema tiene.

3. Resultados

En la figura 12 podemos observar dos señales de un osciloscopio mostrando, en la señal de arriba (canal 1 del osciloscopio), la salida del sensor después de la rectificación y filtrados, mientras que, en las señales de abajo (canal 2 de osciloscopio), se encuentran las señales del sensor, esto, cuando se efectúa un movimiento de apretón de la mano.



a) Señal rectificada onda completa y original.

b) Señal rectificada media onda y original.

Figura 12 Comparativa señales filtradas y rectificadas respecto a la señal del sensor.

Una vez obtenidas las señales EMG en el osciloscopio, se pudo corroborar el adecuado filtrado analógico que se llevó a cabo; comprobando así, que los anteriores pasos fueron realizados de manera correcta.

Posteriormente, se implementó la digitalización de la señal con la misma contracción. En la figura 13 se observa la interfaz de usuario con 3 gráficos, cada grafico representa un tipo de señal:

- Señal con umbral: Se tiene la señal con un filtro de umbral, donde se obtiene un valor mínimo de voltaje que significa el reposo de la mano; mostrando en la gráfica la señal obtenida, siempre y cuando se realice un movimiento que refleje un valor mayor al umbral, de igual forma contiene un filtro pasa bajos Butterworth de orden dos a 30 Hz.

- Señal post - filtro: Es la señal directa después de los filtros analógicos, la amplificación y el rectificado.
- Señal suavizada: es la señal posterior al filtrado, el cual tiene un filtro pasa bajas Butterworth orden dos de 30 Hz.

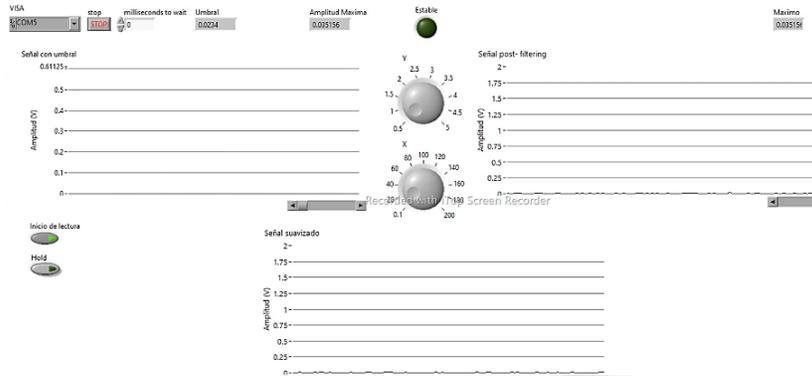


Figura 13 Interfaz del sistema en reposo.

Observando la respuesta de la figura 14, tenemos que el voltaje obtenido es menor respecto a lo esperado, por lo que podemos confirmar que dicha mano se encuentra con daños en la fuerza motriz, obteniendo un valor de 0.503 volts.

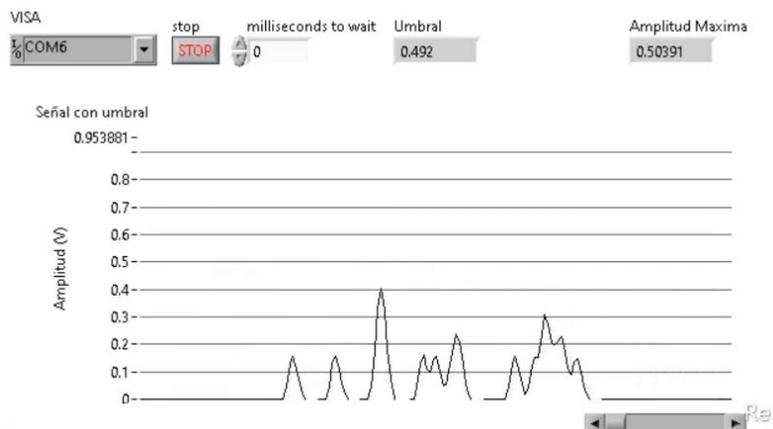


Figura 14 Respuesta de paciente con artritis reumatoidea.

En la figura 15 se puede apreciar que el valor máximo alcanzado durante la prueba es aproximado a 1.5 volts, dicho valor se encuentra mostrado en el indicador “Máximo”, de igual forma se observa una gráfica de menor amplitud debido al filtro

pasa bajas de 30 Hz aplicado. El led indica que se obtiene un valor normal, es decir, un valor que sobrepasa un volt de amplitud.

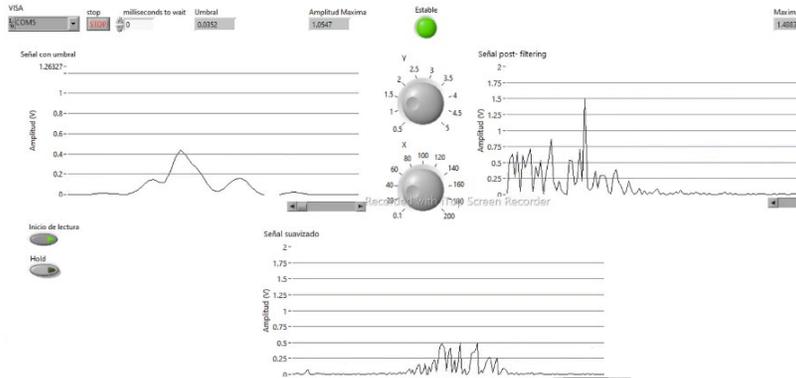


Figura 15 Señal capturada.

4. Discusión

Como se puede observar en los resultados, el sistema propuesto es capaz de obtener los valores de voltaje más altos, el cual se puede relacionar por la fuerza aplicada [Duque, 1995].

Realizando una comparativa de los datos de [Weiss, 2015], indica que el valor mínimo para los músculos es: ulnaris > 4 mV y radialis > 3 mV; sin embargo, [Rojas, 2011], muestra los valores normalizados de cada dedo respecto a la máxima contracción voluntaria (MCV) en un 80%, y teniendo en cuenta que realiza el procedimiento para cada dedo, se planteó tomar el valor promedio obtenido de cada dato en su tabla de resultados, con el cual resulta un valor normal de 1, con un máximo de 1.5 y un mínimo de 0.66, todos estos valores dados en mV. Podemos relacionar entonces que el valor de 1 mV es la media de referencia de una mano saludable y para el sistema realizado consta de 1 volt.

5. Conclusiones

Un dispositivo capaz de adquirir y procesar las señales EMG es de importancia clínica, siendo muy útil para el diagnóstico y rehabilitación en lesiones traumáticas. Se logró diseñar e implementar un sistema que puede leer señales EMG proveniente del músculo y mostrar dichas señales cuando ocurre una contracción

de este. Gracias a los filtros propuestos se fue posible obtener la envolvente de la señal, así como la adquisición y extracción del dato objetivo de esta investigación, obteniendo el valor máximo del músculo analizado el cual, se muestra mediante una interfaz amigable para el especialista. Realizando la comparativa de valores normales de lecturas EMG fue posible identificar cuándo un músculo se encuentra saludable, dimensionando el estado del músculo. En comparativa con métodos invasivos, este método tiene la ventaja de realizarse sin necesidad de penetrar físicamente la piel del paciente; además de realizar las mediciones en un menor tiempo.

Para trabajos futuros se podrían realizar algunas etapas en el FPGA, así como poder obtener otros parámetros para la medición del estado de los nervios musculares.

6. Bibliografías y Referencias

- [1] Al-Timemy A.H., Bugmann G., Escudero J., Outram N. Classification of Finger Movements for the Dexterous Hand Prosthesis Control With Surface Electromyography. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 17(3): 608–18. Mayo, 2013.
- [2] Barański R., Kozupa A. Hand Grip-EMG Muscle Response. *Acta Phys Pol A*. 125(4A): A-7-A-10. Abril, 2014.
- [3] Cabrera D.R.R. Diagnóstico y manejo integral de las lesiones traumáticas de mano en el adulto. Instituto Mexicano del Seguro Social, CDMX. 1a ed. 2015.
- [4] Duque J., Masset D., Malchaire J. Evaluation of handgrip force from EMG measurements. *Applied Ergonomics*. 26(1):61–6. Febrero 1995.
- [5] Franco S. Design with operational amplifiers and analog integrated circuits. Fourth edition. New York, NY: McGraw-Hill Education. 2015.
- [6] García Fogeda A., Usach Minguillón R. Relación entre la fuerza y la electromiografía (EMG) del vasto interno del cuádriceps, en movimientos de media sentadilla con carga. *Biomecánica*. Noviembre, 2008.
- [7] Guzmán Muñoz E., Méndez Rebolledo G. Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación. *Salud Uninorte*. 34(3):753–65. 2018.

- [8] Myers L.J. Rectification and non-linear pre-processing of EMG signals for cortico-muscular analysis. *J. Neurosci Methods*. 124(2):157–65. Abril, 2003.
- [9] Reyes López D.A., López M.A., Duarte Sánchez J.E., Loaiza Correa H. Implementación en FPGA de un clasificador de movimientos de la mano usando señales emg. *Redes Ing*. 6(1):85. Septiembre, 2015.
- [10] Rojas Martínez M., García M., Francesc Alonso J., Marín J, Ángel Mañanas M. Evaluación de la Función Neuromuscular del Antebrazo durante contracciones isométricas mediante Electromiografía de Superficie Multicanal. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*. 8(2): 35–44. Abril, 2011.
- [11] Romo H.A., Realpe J.C., Jojoa P.E. Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano. *Revista Avances en Sistemas e Informática*. 4(1):127–36. 2007.
- [12] Shiavi R., Frigo C, Pedotti A. Electromyographic signals during gait: Criteria for envelope filtering and number of strides. *Med Biol Eng Comput*. 36(2):171–8. Marzo, 1998.
- [13] Sulaiman H.A., Othman M.A., Othman M.F.I., Rahim Y.A., Pee N.C., editores. *Advanced Computer and Communication Engineering Technology: Proceedings of ICOCOE 2015*. Cham: Springer International Publishing. (Lecture Notes in Electrical Engineering; vol. 362). 2016.
- [14] Weiss J., Weiss L.D., Silver J.K., Dowling D.J. *Easy EMG: a guide to performing nerve conduction studies and electromyography*. Second edition. Vol. 1. London, New York, Oxford, Philadelphia, St. Louis, Sydney, Toronto: ELSEVIER. 2015.