

Accionamiento de mecanismos electromecánicos a través de señales electromiográficas

Con interface Arduino

Arizaga León Jorge Manuel, Cohen Cancio Fco Javier, Icedo Navarro José Antonio, Orocio Rubio Mario Guadalupe.

Departamento de Investigación en Física

Universidad de Sonora.

Hermosillo, México

e-mail: jorgem.arizagal@gmail.com

Abstract—Este documento contiene un resumen del procedimiento por el cual se pudo controlar el movimiento de un servomotor mediante impulsos eléctricos generados por movimientos musculares.

I. INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas el auge tecnológico, el avance en materia de computación e informática, y la reducción de costos en materiales electrónicos ha permitido que día a día el desarrollo de prótesis para personas con amputaciones de extremidades sea un procedimiento técnico y comercial mucho más sencillo.

Por ende, en este experimento se buscó incorporar la tecnología electrónica inmersa en el área biomédica, para dar una solución efectiva al controlar un servomotor mediante impulsos eléctricos generados por los músculos

II. MARCO TEÓRICO

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.

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). 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. La amplitud de las señales EMG varía desde los μV 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 y el amplificador y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo. Los aspectos más importantes relacionados con la adquisición y el análisis de señales EMG de superficie fueron tratados recientemente en un consenso multinacional llamado SENIAM: Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles, donde se discute desde la construcción del electrodo hasta su ubicación. La medición y la representación de las señales EMG de superficie dependen de las propiedades de los electrodos y su interacción con la piel, el diseño del amplificador y la conversión y subsecuente almacenamiento de la señal de formato análogo a digital (A/D).

La calidad de la señal EMG medida es usualmente descrita por la relación entre la señal EMG medida y las contribuciones de ruido indeseadas por el ambiente. La meta es maximizar la amplitud de la señal mientras se minimiza el ruido.

Asumiendo que el diseño del amplificador y el proceso de conversión A/D están por encima de los estándares aceptables, la relación entre la señal y el ruido está determinada casi

exclusivamente por los electrodos, y más específicamente, las propiedades del electrodo y el contacto con la piel. La contracción de fibras musculares genera actividad eléctrica que puede ser medida por electrodos fijados a la superficie de la piel próxima al grupo muscular.

La señal EMG superficial medida usando electrodos que monitorizan la actividad de múltiples fibras musculares puede ser modelada como un proceso estocástico variante en el tiempo con media cero. Ha sido observado que la desviación estándar de la señal EMG (sin procesar) está monotónicamente relacionada al número de unidades motoras activadas y a la velocidad de su activación.

Esta desviación estándar es usada para aproximar la magnitud de la actividad eléctrica muscular, referida como la amplitud EMG. La amplitud EMG tiene una variedad de aplicaciones, tales como la señal de control para prótesis mioeléctricas, estimaciones ergonómicas, sistemas de realimentación (Biofeedback), y también ha sido usada para estimar el par asociado a una articulación.

El instrumento desarrollado capta las señales provenientes de los músculos del paciente por medio de electrodos localizados en la zona comprometida, mientras el paciente regula de manera consciente o voluntaria la contracción o relajación de los grupos musculares a través de los indicadores visuales que posee el equipo.

Las señales provenientes de los electrodos de la zona muscular afectada, son integradas y graficadas en forma proporcional a los niveles de contracción y relajación del músculo, de manera que cuando el músculo está tenso la gráfica se eleva y cuando el paciente relaja el músculo, la misma descende. Utilizando un mecanismo subconsciente, el paciente aprende a controlar los niveles de la gráfica y de esta manera se entrena para ir aumentando gradualmente la intensidad de las contracciones.

III. PROCEDIMIENTO DESARROLLADO

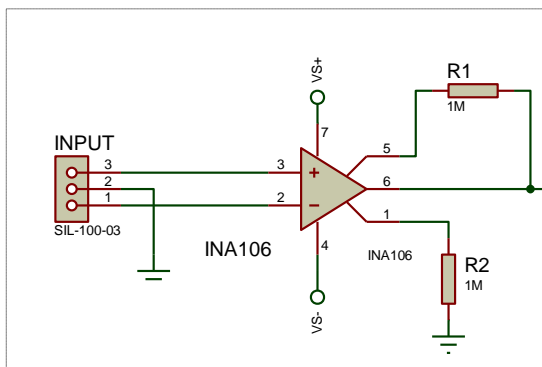


Figura 1. Etapa de captura de señal.

En la figura 1 se muestra la primera etapa del EMG, consistente en un amplificador operacional diferencial, conocido comúnmente como amplificador de instrumentación.

Este dispositivo permite capturar la diferencia de señales eléctricas que accionan las contracciones musculares y amplificarlas a un nivel mayor. En este caso, la ganancia de amplitud de la primera etapa es de 110, es decir, el voltaje generado por el músculo será amplificado 110 veces.

Esta señal, a pesar de que ya fue amplificada, debe ser amplificada nuevamente. La figura 2 muestra la etapa de amplificación, para la cual se implementó el OP AMP TL074. Esta etapa es un amplificador inversor con ganancia 15.

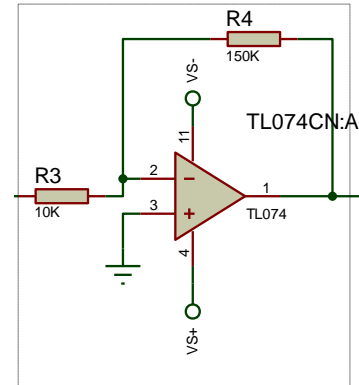


Figura 2. Amplificador inversor. Ganancia 15

Dado que cuando una señal deseada se amplifica, existen señales “parásitas” que solo distorsionan la información que realmente se desea recuperar, dichas señales se conocen como ruido, que para suprimirlas de nuestra señal, se deben rechazar.

Esta tarea se logra filtrando la señal con un filtro pasa altas. La figura 3 muestra la etapa de filtrado de la señal.

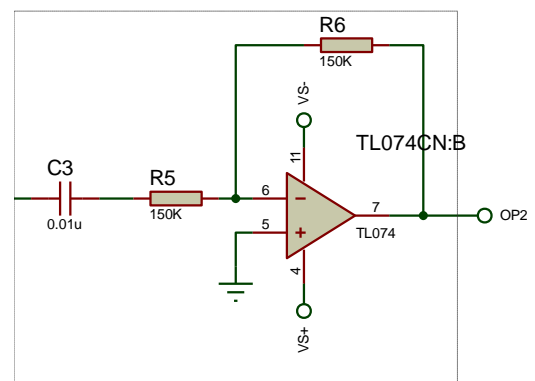


Figura 3. Filtro pasa altas con $F_c=106.1$ Hz

Hasta este punto del circuito, la señal comienza a ser utilizable, sin embargo es primordial que nuestros niveles de voltaje sean solamente positivos, con el fin de poder convertir esa señal a un nivel digital.

La plataforma Arduino sólo admite niveles positivos para poder convertirlos a datos digitales mediante su convertidor ADC. Por ello, en la figura 4 se muestra la etapa de rectificado de la señal obtenida.

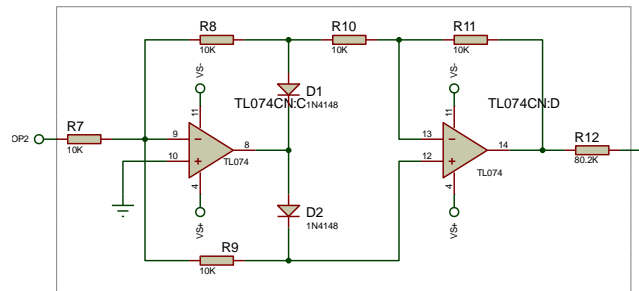


Figura 4. Etapa de rectificado de la señal.

Con cada flexión o actividad muscular, el voltaje producido por el músculo aumenta. El nivel promedio por lo tanto, a mayor flexión, será mayor. Cuando no existe actividad muscular, el voltaje promedio permanece muy cercano a cero.

Dadas estas características, para obtener una señal apropiada para tratarse con un convertidor ADC, es necesario filtrar la señal para poder discriminar las altas frecuencias y únicamente obtener información de las bajas frecuencias. Por ello, se utilizó un filtro pasa bajas con una frecuencia de corte de 1.975 Hz. El cual se muestra en la figura 5.

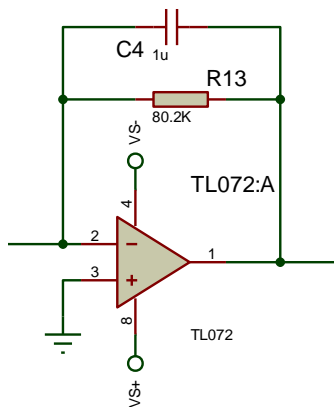


Figura 5. Filtro Pasa Bajas 1.975 Hz

En la última etapa, se emplea la configuración de amplificador inversor, con una ganancia regulable por el potenciómetro POT. Esta última etapa permite obtener variaciones de voltaje de hasta 5v, las cuales pueden ser directamente canalizadas hacia un arduino.

En la figura 6 se muestra la última etapa del EMG. Y en la figura 7 Se observa el circuito completo.

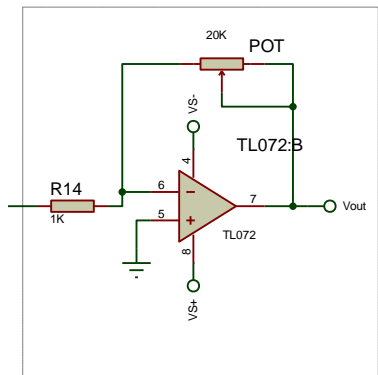


Figura 6. Amplificación final regulable

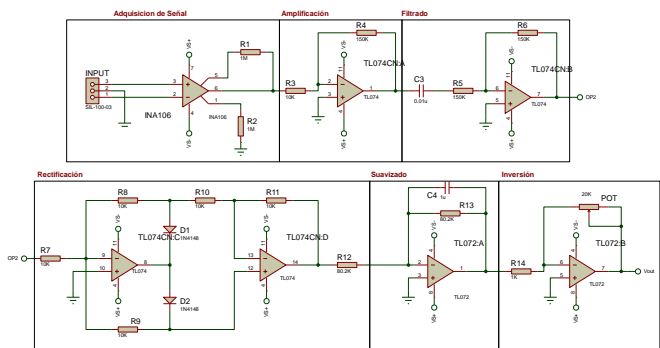


Figura 7. Circuito completo

Habiendo realizado este circuito, se procedió a utilizar la placa de desarrollo Arduino, como módulo de adquisición de datos y módulo de control para el motor. Para ello se utilizó la distribución Arduino Mega 2560 Rev 3.0 y el cual se muestra en la figura 8.



Figura 8. Plataforma Arduino

El programa con el cual se codificó la conversión ADC se muestra en la figura 9.

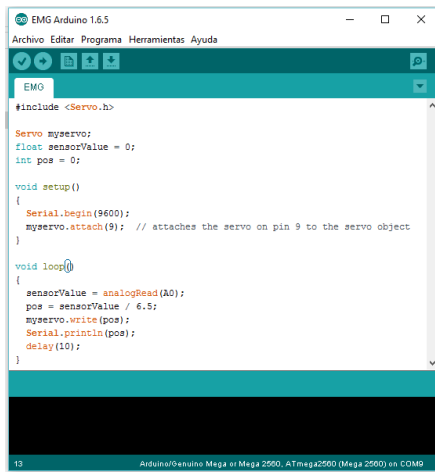


Figura 9. Codificación para arduino

Habiendo hecho esto, se pasa a la sección de resultados para mostrar las señales que brindó el ejercicio

IV. RESULTADOS

Primeramente se observaron los resultados de salida de cada una de las etapas y se muestra una a una.

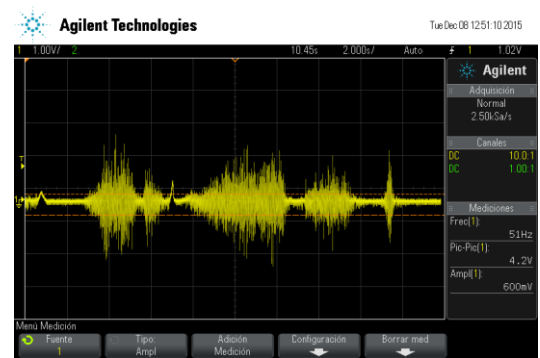


Figura 12. Señal al pasar por el filtro pasa altas.

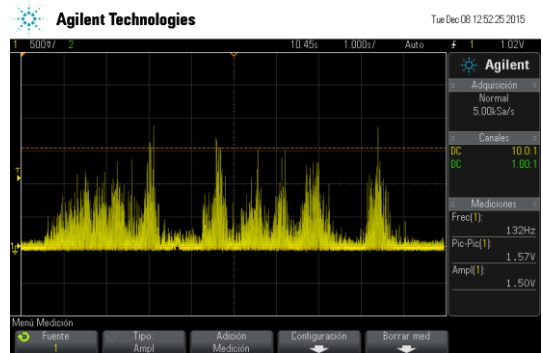


Figura 13.- Señal rectificada

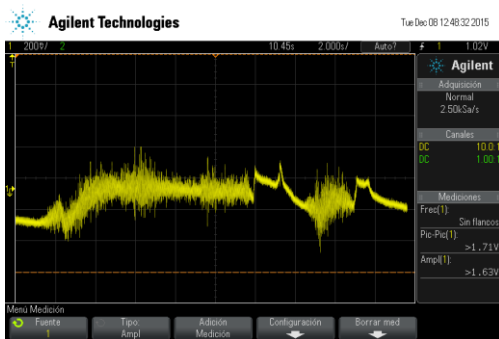


Figura 10. Señal en la salida de la etapa de adquisición

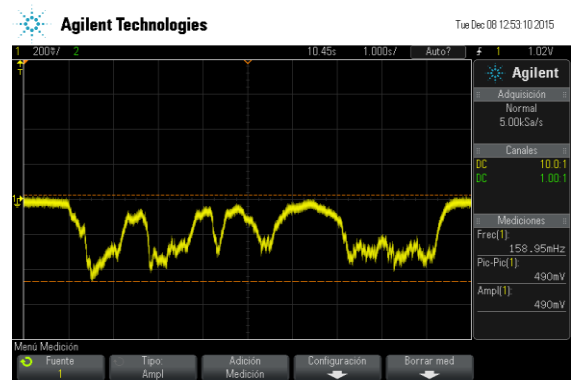


Figura 14. Señal filtrada con filtro pasa bajas

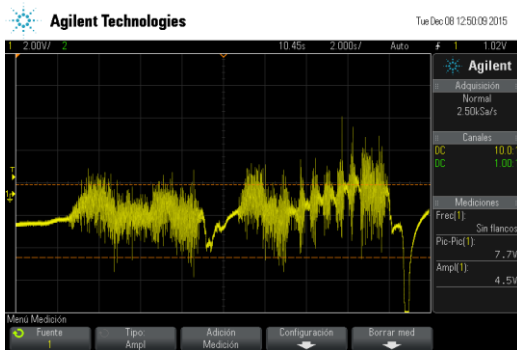


Figura 11. Salida en la segunda etapa: señal amplificada

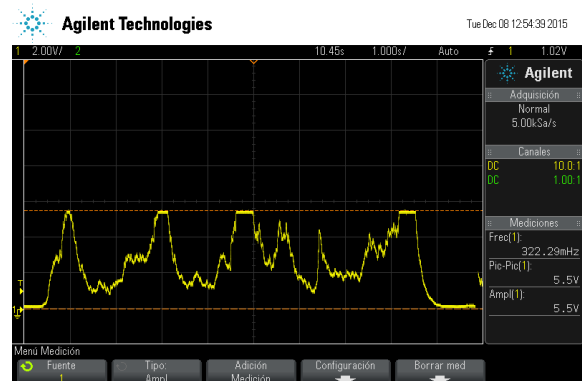


Figura 15. Señal a la salida del EMG.

En la salida a la primera etapa se obtuvo una señal de aproximadamente 400 mV de amplitud y de una frecuencia que variaba cuando se flexionaba los músculos.

En la siguiente etapa se obtiene una amplificación a dicha señal, llegando a obtenerse niveles de amplitud de pico a pico de 7v, con un comportamiento similar a la señal de la primera etapa.

En la salida de la tercera etapa se obtiene una señal que varía en frecuencia al flexionar el músculo, pero a diferencia de las señales anteriores, ésta no posee nivel de CD.

En la etapa de rectificado, simplemente la señal obtenida corresponde a señales que son solo positivas.

Por último el filtrado y la amplificación permite obtener una señal como la que se muestra en la figura 15. Que eléctricamente se comporta como una señal que aumenta su amplitud en función de la flexión muscular, y disminuye la amplitud cuando no existe actividad muscular.

Arduino a su vez presenta una herramienta denominada Serial Plotter, que permite graficar los valores numéricos del voltaje.

En la figura 16, se observa la comparativa entre la señal del osciloscopio y el arduino.

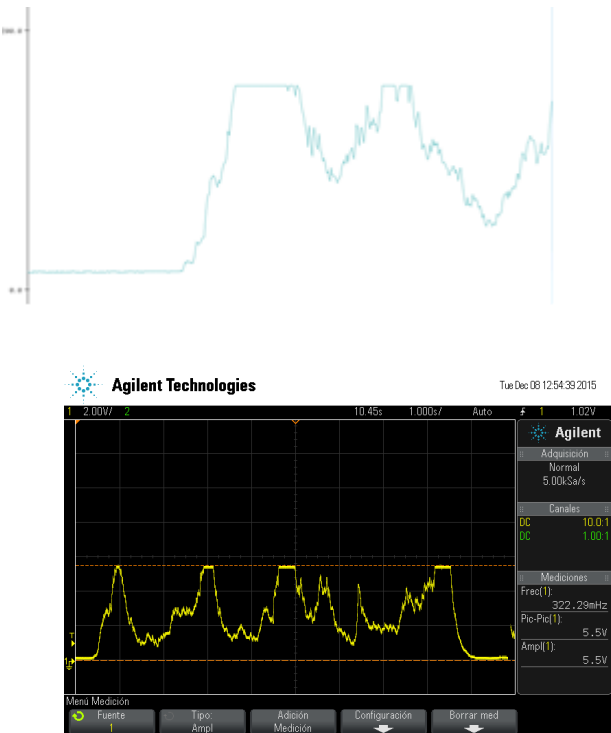


Figura 16. Señales de osciloscopio comparadas con las señales de arduino.

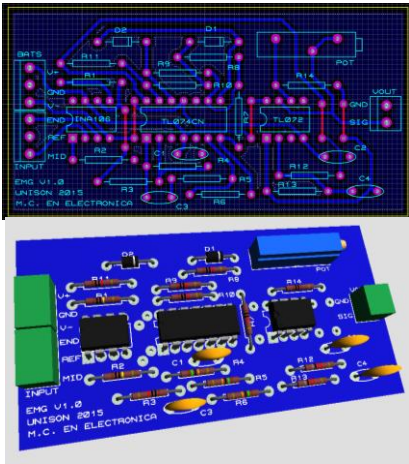


Figura 17. Diseño PCB del circuito EMG

En las figuras 17 y 18 se muestran los resultados de realizar el circuito impreso. En la figura 19 se muestra el EMG en acción.

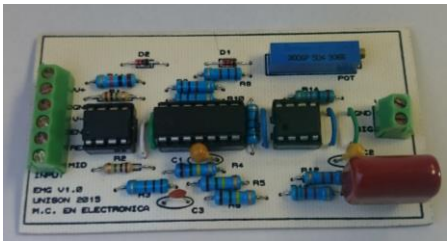


Figura 18. Diseño de PCB físico



Figura 19. EMG en acción

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos al desarrollar este circuito permiten sentar una base para un trabajo posterior en materia de prótesis

de extremidades, permitiendo con el uso de la tecnología, ofrecer a la comunidad, sistemas de electrónica que permitan mejorar la calidad de vida de la persona que lo necesite.

Para mayor información, puede consultar el siguiente video:
<https://youtu.be/Ma9BcuWLI04>

REFERENCIAS.

<http://www.dalcame.com/emg.html#.VmFjQv197Dd>

<http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>