

## Circuito para Adquisición de Señales Electromiográficas de Superficie y Caracterización del Músculo Tibial Anterior

S. L. Chaparro-Cárdenas, A. A. Lozano-Guzmán, J. A. Ramirez-Bautista, A. Hernández-Zavala\*.

<sup>1</sup>Departamento de Mecatrónica, Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada/ Instituto Politécnico Nacional, Querétaro, México

silviachaparro@ieee.org, alozano@ipn.mx, julianramirez@ieee.org, \*anhernandez@ipn.mx

*Resumen*— A través de las señales electromiográficas se puede observar la actividad eléctrica y las variaciones fisiológicas del músculo, con el cual es posible evaluar el avance de cada paciente en cada terapia. El presente trabajo se basa en el diseño y construcción de un circuito para adquisición de señales electromiográficas superficiales con el cual se toman datos del músculo Tibial Anterior en su máxima contracción voluntaria para obtener la normalización de los datos. Estas señales electromiográficas son comparadas con las obtenidas de un sensor comercial, observando la similitud de las mismas, al realizar movimientos de flexión y extensión del pie derecho.

*Palabras clave*—Señal electromiográfica, circuito de adquisición, máxima contracción voluntaria, normalización.

### I. INTRODUCCIÓN

El sistema nervioso es el responsable de la generación de movimientos voluntarios e involuntarios [1]. Los movimientos involuntarios son generados desde los nervios sensoriales hasta la médula espinal, donde se procesa la información y se emite rápidamente un tipo de respuesta, por ejemplo los latidos del corazón [2]. Los movimientos voluntarios se generan en los nervios sensoriales, transmitiendo la información de los órganos internos o los sentidos, como parpadear, correr, hablar [3].

El cerebro procesa la información y la transporta por los nervios motores a los músculos donde se efectúa la respuesta. En los músculos, se produce un proceso complejo que genera el mecanismo de contracción o movimiento muscular. Una vez que la información llega a los músculos se genera una reacción química [4]. Los iones de calcio comienzan a unirse a la troponina C liberada por el retículo sarcoplásmico, cambiando de forma y causando el desplazamiento de la tropomiosina.

La hidrólisis se genera con trifosfato de adenosina (ATP), que deja difosfato de adenosina (ADP) y un fosfato inorgánico, activando la cabeza de miosina para que se una a la actina que libera fosfato inorgánico solidificando la unión. Luego, se libera el ADP y la cabeza de miosina desplaza el filamento de actina hacia la línea media. Otro ATP está unido a la cabeza de la miosina para debilitar la unión entre la actina

y la cabeza, donde esta última se separa. Este procedimiento se realiza cíclicamente hasta que la unión de la acción deja de estar expuesta y el calcio regresa al retículo sarcoplásmico [5]. El movimiento que se genera con este proceso, a través de desplazamientos microscópicos se conoce como "fuerza".

Con las señales electromiográficas, a través de electrodos de superficie y circuitos de acondicionamiento, podemos observar este movimiento, en un rango de microvolts y milivolts [6]. La electromiografía (EMG) estudia las funciones musculares y registra las variaciones fisiológicas, basadas en señales mioeléctricas de las membranas de la fibra muscular [7]. Estas señales EMG se adquieren y analizan con diferentes métodos (invasivo y no invasivos) y técnicas [8].

Cabe señalar que las unidades motoras múltiples constituyen una señal EMG que, a su vez, está compuesta de trenes de potencial de acción de la unidad motora (MUAPT). Los MUAPT proporcionan información durante la contracción muscular y se mueven repetidamente para aumentar o disminuir la fuerza del músculo [9] (proceso químico explicado anteriormente).

En este artículo se presenta la metodología utilizada para el diseño de los circuitos de adquisición y acondicionamiento de señal electromiográfica de superficie, así como el análisis de las señales obtenidas. Para probar el funcionamiento del circuito, se seleccionó el músculo tibial anterior que se involucra en la marcha, caracterizando su fuerza. Finalmente, se presenta una discusión y las conclusiones correspondientes.

### II. ESQUEMA GENERAL PARA ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG

Existen muchos diseños de circuitos en la literatura, estos al igual que el diseñado, basan su etapa de pre-amplificación de forma similar, sin embargo, lo que hace diferente a un circuito de otro es la etapa de acondicionamiento, en el cual los filtros juegan un papel importante. El rango de trabajo de las señales musculares está entre 5 y 450 Hz y el valor máximo es de 500 Hz. El orden de los filtros que se han utilizado en diversos trabajos varía dependiendo las especificaciones y el rango de frecuencia de los músculos que cada persona desea analizar. En nuestro

caso, decidimos dejar el rango de frecuencia más amplio, teniendo en cuenta que frecuencias menores a 10 Hz pueden ser consideradas ruido proveniente de los cables, y el músculo con el que trabajamos no genera señales relevantes en estos valores de frecuencia tan pequeños.

TABLA I. CARACTERÍSTICAS DE LOS CICUITOS EN EL DISEÑO DE ETAPAS DE ACONDICIONAMIENTO.

	Filtro pasa alto	Filtro pasa bajo	Rectificación y suavizado
Diseñado	17.3 Hz	500 Hz	SI
[10]	0.15 Hz	450 Hz	NO
[11]	20 Hz	450 Hz	SI
[12]	10- 20 Hz	500 Hz	SI
[13]	10 Hz	450 Hz	NO

Para obtener señales EMG se tiene un circuito base que permite la adquisición de señal de cualquier músculo. Es necesaria una serie de pasos para estandarizar este circuito y limitarlo en frecuencia, evitando señales de interferencia, como se observa en la Fig. 1, Donde E1 y E2 componen la señal EMG en modo diferencial. Se tiene un filtro Notch activo de 60 Hz para eliminar señales provenientes del corazón y sólo se utiliza cuando los músculos a evaluar se encuentran en el tronco. En la adquisición de señales de la pierna no se tiene en cuenta este filtro porque nos puede eliminar señales importantes referentes al movimiento de la extremidad. El filtro pasa alto Butterworth de cuarto orden es implementado para dejar pasar señales por arriba de 17.3Hz. Para obtener la frecuencia de corte de 500Hz en el filtro pasa bajo es necesario el diseño de un filtro de sexto orden. También, es necesario un circuito amplificador para poder convertir la señal entre 0-5V.

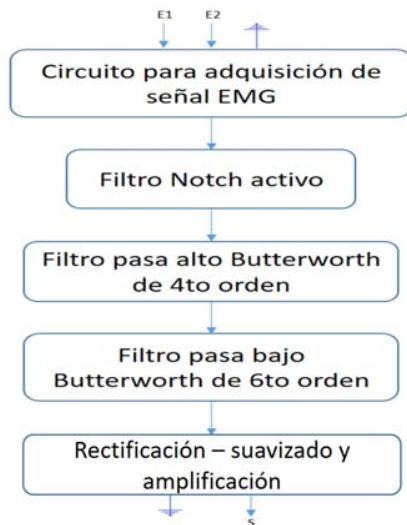


Fig. 1. Diagrama a bloques del circuito.

### III. MÚSCULO TIBIAL ANTERIOR

La marcha es el desplazamiento más complejo del cuerpo humano, debido a la cantidad de músculos que interfieren en el movimiento. El inicio de la marcha comienza con la rotación lateral de la pelvis para poder levantar el pie y desplazarlo hacia delante. La amplitud de rotación en la pelvis cambia cada vez que el pie toca el suelo dirigiendo todo el peso del cuerpo a la pierna contraria de desplazamiento.

El músculo Tibial Anterior al ser contraído estabiliza el tobillo cuando éste hace contacto con el suelo. Ayuda en el levantamiento del pie al momento de caminar (dorsoflexión) evitando así que el pie se arrastre [11], como se puede observar en la Fig. 2.



Fig. 2. Tibial Anterior en el ciclo de marcha.

Para el correcto posicionamiento de los electrodos, se identifica el punto motor del músculo, y se colocan los dos electrodos en modo diferencial, como se puede observar en la Fig. 3. La señal de referencia se toma del hueso ya sea en la rodilla o en el tobillo.

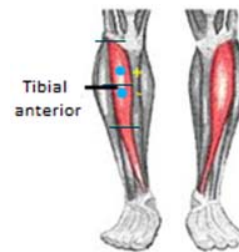


Fig. 3. Posicionamiento de electrodos en el Tibial Anterior.

Esta señal es almacenada y analizada, tomando una cantidad de 12 muestras que ratifican el movimiento.

### IV. RESULTADOS

El circuito para adquisición de señales sEMG se puede observar en la Fig. 4. Se cuenta con diversos puntos de prueba, que permiten observar el funcionamiento del circuito en cada una de las etapas (Fig. 1). Es necesaria una fuente de alimentación dual de 12 V como método de retroalimentación.



Fig. 4. Prototipo final ensamblado

Se implementó una interfaz en LabView, con la cual se adquieren señales EMG de las diferentes personas que participaron en las pruebas del circuito. En esta interfaz se puede obtener la señal original, la filtrada con Fourier y guardar cada una de las posiciones de la misma en un archivo de Excel. Un fragmento del código generado se muestra en la Fig. 5.

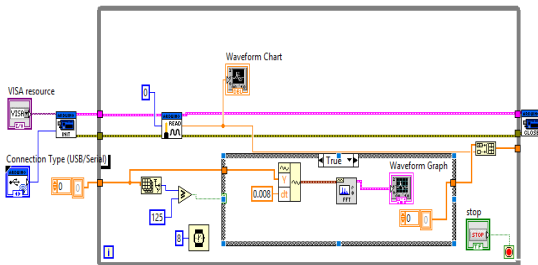


Fig. 5. Fragmento de código LabView para adquisición de señales.

El circuito diseñado y construido es comparado con el “muscle sensor V3” de MyoWare [15], un sensor comercial para señales electromiográficas superficiales. En la Fig. 6 se puede observar que las dos señales tienen valores de amplitud muy cercanos, alcanzando las especificaciones de diseño, utilizando los recursos necesarios adecuadamente.

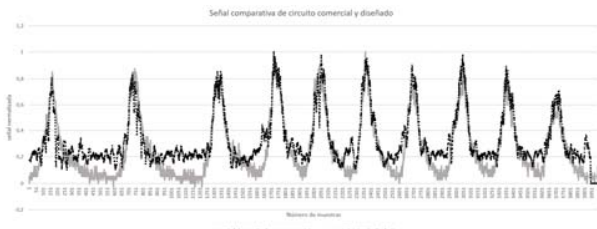


Fig. 6. Señales obtenidas del circuito diseñado y uno comercial.

Las 15 señales obtenidas corresponden a una mujer de 27 años de edad. Estas señales necesitan ser normalizadas respecto al mayor voltaje obtenido. En escala de 0 a 1 es la máxima contracción voluntaria (MCV) obtenida de todas las señales, ésta se obtuvo con un valor de 114 mV, como se observa en la Fig. 7. La cantidad de muestras varía dependiendo de la capacidad que tiene cada persona para

mantener su pie en contracción, sin agregar peso adicional. En este caso se obtuvo un total de 4001 número de muestras en la señal, y como media, 3960.

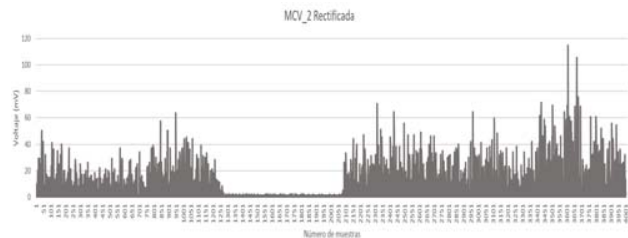


Fig. 7. Señal en MCV.

Las señales que se presentan en la Fig. 8, corresponden a 7 repeticiones de flexión y extensión del pie derecho, donde el tiempo de espera para cada repetición se debe al movimiento del pie izquierdo, en marcha. La señal de referencia se colocó en el hueso externo del tobillo. Los datos presentados se encuentran normalizados para este músculo en específico.

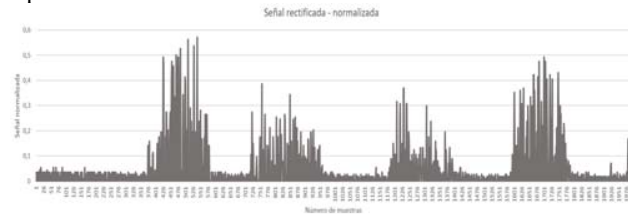


Fig. 8. Señal sEMG del Tibial Anterior en movimiento.

Teniendo en cuenta la señal normalizada, es necesario implementar un método que calcula dónde se encuentra la mayor cantidad de información de la señal sEMG, en este caso se utiliza la RMS (por sus siglas en inglés *Root-Mean Square*). En la Fig. 9 se puede observar fácilmente, en color naranja, que la mayor cantidad de información se encuentra por debajo de 0.366, valor normalizado. Este proceso se realizó para todas las señales obtenidas, teniendo como promedio de información relevante el 39.7% de la señal.

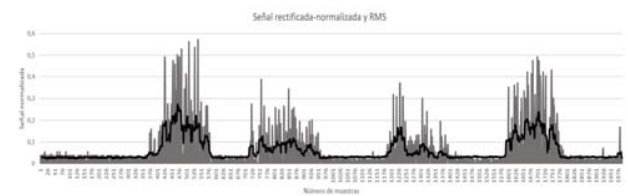


Fig. 9. RMS de la señal sEMG.

Después de media hora seguida realizando movimientos de flexión- extensión se logra detectar cuando el músculo entra en fatiga, como se observa en la Fig. 10. Se presentan 3 señales sEMG que disminuyen en voltaje y son representadas

como señales ruidosas. Las señales sEMG 1 y 2 intentan seguir la trayectoria de movimiento, mientras la señal sEMG 3 representa el movimiento no completado, finalizando la acción antes de lo indicado por falta de fuerza en la extremidad inferior.



Fig. 10. Señal sEMG en fatiga.

## V. CONCLUSIÓN Y DISCUSIÓN

Las señales adquiridas con el circuito diseñado cumplen con las especificaciones reportadas por otros autores y abarca el rango completo para adquirir señales sEMG de cualquier músculo, de igual manera cuenta con una etapa de rectificación y suavizado permitiendo un análisis más claro del comportamiento del músculo tanto en amplitud como en frecuencia.

Al ser similares las señales obtenidas del circuito diseñado y las del circuito comercial de MyoWare, se puede asegurar que el circuito es confiable como método de retroalimentación para el fisioterapeuta, pudiéndose visualizar el avance en la terapia de sus pacientes, aportando información importante, y ayudando a solucionar un problema cotidiano previamente identificado.

El circuito diseñado permite adquirir señales sEMG de cualquier músculo del cuerpo humano, permitiendo visualizar y guardar la información a través de interfaces. Así, se tiene una herramienta con la cual se pueda evaluar el funcionamiento y evolución muscular de las personas.

Se realizó la normalización en voltaje del músculo Tibial Anterior de la pierna derecha, a través de señales sEMG. Estas señales son reflejo del movimiento del pie derecho en flexión y extensión.

Para cada una de las señales obtenidas, se implementó la RMS, con la finalidad de detectar la mayor cantidad de información proveniente de las señales sEMG, donde hay mayor potencia en la señal y como método de análisis rápido y fácil.

Las especificaciones para prototipos de laboratorio, deben ser determinadas por especialistas médicos, quienes, a su vez, deben validar tanto el funcionamiento como su uso en entornos reales. Por lo tanto, para el desarrollo de un prototipo con aplicación al área de salud requiere de un enfoque transdisciplinario.

Como trabajo futuro queda realizar la comparación de las señales obtenidas con los diferentes rangos de los filtros y observar el comportamiento de la señal.

## RECONOCIMIENTOS

Los autores agradecen al Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada, campus Querétaro del Instituto Politécnico Nacional, México, por el apoyo a este trabajo de investigación.

Los autores agradecen al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, México, por apoyar este trabajo de investigación.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] B. E. Arikan, B. M. van Kemenade, B. Straube, L. R. Harris, and T. Kircher, "Voluntary and involuntary movements within the window of subjective simultaneity," *Iperception*, vol. 8, no. 4, 2017.
- [2] J. De Havas, A. Ghosh, H. Gomi, and P. Haggard, "Voluntary motor commands reveal awareness and control of involuntary movement," *Cognition*, vol. 155, pp. 155–167, 2016.
- [3] S. Bouisset and M.-C. Do, "Posture, dynamic stability, and voluntary movement," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 38, pp. 345–362, 2008.
- [4] M. Caruel and L. Truskinovsky, "Physics of muscle contraction," *Reports Prog. Phys.*, vol. 81, no. 3, 2018.
- [5] S. Ebashi and I. Ohtsuki, *Regulatory mechanisms of striated muscle contraction*, Springer, Japan, 2007.
- [6] M. S. Hussain, M. B. I. Reaz, and M. I. Ibrahimy, "Electromyography signal analysis using wavelet transform and higher order statistics to determine muscle contraction," *Expert Syst.*, vol. 26, no. 1, pp. 35–48, 2009.
- [7] P. Konrad, *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale, Arizona, 2006.
- [8] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, F. Mohd-Yasin, M. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications," *Biol. Proced. Online*, vol. 8, no. 1, pp. 11–35, 2006.
- [9] D. Stashuk, "EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used?," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 11, no. 1, pp. 151–173, 2001.
- [10] C. J. De Luca, L. Donald Gilmore, M. Kuznetsov, and S. H. Roy, "Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 8, pp. 1573–1579, 2010.
- [11] H. Ghasemzadeh, R. Jafari, and B. Prabhakaran, "A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: Multimodal interpretation of muscular activities," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 2, pp. 198–206, 2010.
- [12] J. R. A. Potvin and S. H. M. Brown, "Less is more: high pass filtering, to remove up to 99 % of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates," vol. 14, pp. 389–399, 2004.
- [13] A. Rainoldi, G. Melchiorri, and I. Caruso, "A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles," *J. Neurosci. Methods*, vol. 134, no. 1, pp. 37–43, 2004.
- [14] S. J. Mathes and F. Nahai, *Clinical Atlas of Muscle and Musculocutaneous Flaps*. 1979.
- [15] MyoWare, "MyoWare Muscle Sensor (AT-04-001)." p. 8, 2015.