



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**“TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO PARA PRÓTESIS DE RODILLA
ACCIONADA POR SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS”**

INFORME TÉCNICO

AUTOR:

Franklin Santiago Cadena Meneses

DIRECTORA:

Ing. Gabriela Verdezoto

Ibarra – Ecuador

2015

TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO PARA PRÓTESIS DE RODILLA ACCIONADA POR SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Franklin Santiago Cadena Meneses
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte
Ibarra, Ecuador

franklin.scm@gmail.com

Resumen. *El presente trabajo describe el desarrollo de una tarjeta de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas (EMG) para el control de una prótesis de rodilla. La investigación tiene por objeto construir un dispositivo endógeno de fácil acceso para personas que tienen discapacidad física, específicamente en personas con amputaciones transfemorales. En la actualidad las personas con discapacidad física en sus extremidades inferiores tienen acceso a prótesis estéticas u otro tipo de accesorios médicos que permiten su movilidad, sin embargo la funcionalidad de éstas es casi nula o resulta demasiado incómodo, razón por la cual en el presente trabajo se pretende construir una tarjeta que acondicione las señales mioeléctricas generadas por los músculos para implementar prótesis autónomas controladas directamente por los músculos superiores de la pierna. Los componentes electrónicos implementados en los diferentes circuitos de las etapas de acondicionamiento de la señal EMG, fueron adquiridos a nivel local y el diseño y simulación de los circuitos se realizaron en el software NI Multisim de National Instruments. El resultado del trabajo fue la construcción de una tarjeta de acondicionamiento de señales EMG de bajo costo, con una señal de salida adecuada para implementar un sistema de control de prótesis, activada por impulsos mioeléctricos que generan los músculos.*

Palabras Claves: *Electromiografía, prótesis de rodilla, adquisición, acondicionamiento, circuitos, señal mioeléctrica, músculos, actividad muscular.*

I. INTRODUCCIÓN

El estudio de la electromiografía (EMG) se origina inicialmente en el campo de la medicina, específicamente en el tratamiento de fatigas musculares y diagnósticos de enfermedades neuromusculares. Sin embargo, varios investigadores han realizado un sinnúmero de estudios con el propósito de aprovechar e interpretar las señales mioeléctricas que emiten los músculos para desarrollar órtesis y prótesis que mejoren el estilo de vida de las personas. En el Ecuador según el Ministerio de Salud Pública [1] el número de amputaciones es alarmante, como consecuencia de varios factores; dentro de las principales causas de amputaciones se hallan los accidentes de tránsito y la diabetes mellitus, pese a la implementación de medidas preventivas y

campañas permanentes desarrolladas por varios organismos del estado, estas estadísticas siguen en incremento en nuestro país [2].

Las prótesis más comunes desarrolladas en nuestro país para los diferentes tipos de amputaciones en miembros superiores e inferiores, son prótesis pasivas (cosméticas o estéticas) [2]. Sin embargo estas prótesis originan problemas de movilidad en las personas que hacen uso de ellas, resultando a largo plazo poco funcionales.

Por lo cual en este proyecto se propone la construcción de una tarjeta de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas para el control de una prótesis de rodilla (en amputaciones transfemorales), permitiendo la implementación de una prótesis mioeléctrica (prótesis activa o funcional).

ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía es la disciplina que se ocupa de la detección, análisis y uso de la señal eléctrica que emiten de los músculos que se contraen. Esta señal se conoce como EMG.

La señal representa la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares que se propaga a través de los tejidos que intervienen para llegar a la superficie de detección de un electrodo situado en el medio ambiente. Se trata de una señal compleja que se ve afectada por las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos y el esquema de control del sistema nervioso, así como las características de la instrumentación utilizada para la detección y análisis [3].

Características de la señal EMG.

- Está bien establecido que la amplitud de la señal de EMG es de naturaleza estocástica (aleatoria) y se puede representar razonablemente por una función de distribución gaussiana [4] [5].
- La amplitud de la señal puede variar desde pocos [μ V] a 10[mV] (pico a pico) o de pocos [μ V] a 1,5[mV] (rms) [4] [5].

- La energía utilizable de la señal se limita a la gama de frecuencias entre 1 a 500[Hz] [4] [5].
- La energía dominante de la señal EMG se encuentra en el intervalo comprendido entre 50-150[Hz] [4] [5].

Un ejemplo del espectro de frecuencias de la señal de EMG se representa a continuación (ver Fig. 1):

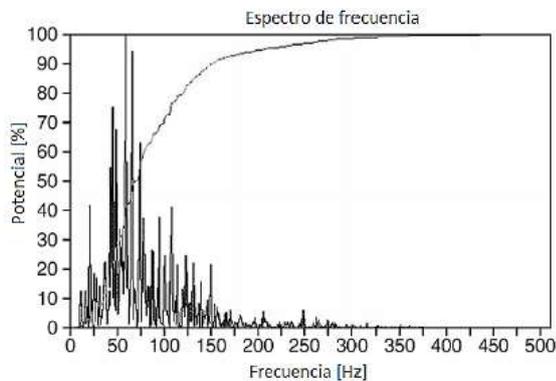


Fig. 1. Espectro de frecuencias de una señal electromiográfica, obtenido mediante la transformada de Fourier [4].

ELECTRODOS

Las mediciones de los biopotenciales se realizan utilizando diferentes tipos de electrodos especializados. La función de los electrodos es acoplar los potenciales iónicos generados dentro del cuerpo a un instrumento electrónico [6]. Los principales tipos de electrodos que se utilizan para detectar la señal EMG son: no invasivos (superficie de la piel) e invasivos (alambre o aguja) [3].

Para el desarrollo de este proyecto se utilizan electrodos no invasivos con las siguientes características:

- El material es de plata (Ag) y cloruro de plata (AgCl), contiene un gel o pasta conductora entre el electrodo y la piel que se adhieren a la piel (ver Fig 2.).



Fig. 2. Estructura del electrodo utilizado.

- La forma de los electrodos según la SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) recomiendan electrodos de forma circular para el registros de electromiografía superficial (SEMG).
- El tamaño de los electrodos según la SENIAM para la utilización en SEMG pueden variar de una superficie de 1[mm²] a un diámetro de varios [cm]. Un inventario

europeo mostró que se prefieren electrodos circulares con un diámetro de 10[mm] o una superficie de 1[cm²].

- La distancia entre electrodos (ver Fig. 3) recomendada por la SENIAM para electrodos bipolares es de 2[cm] [7].

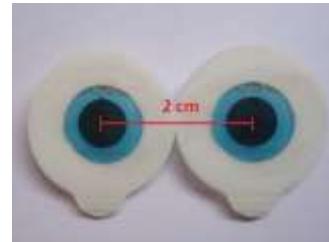


Fig. 3. Distancia entre electrodos.

Consideraciones a tener en cuenta en la colocación de electrodos superficiales:

- La forma y el tamaño de las señales EMG dependen de la propiedad eléctrica de los electrodos y la ubicación de registro.
- La preparación adecuada de la piel (registros no invasivos), consiste en la limpieza de la piel con alcohol o la aplicación de una pequeña cantidad de una pasta de electrolito, ya que ayuda a minimizar la impedancia de la interfaz piel-electrodo y mejorar la calidad de la señal registrada [6].
- La falta de equilibrio químico en la unión electrolito/metal, puede variar con las fluctuaciones de temperatura, la acumulación de sudor, cambios en la concentración de electrolito de la pasta o gel, el movimiento relativo del metal y de la piel, así como la cantidad de corriente que fluye hacia el electrodo [3].

II. DISEÑO DE LAS ETAPAS DE ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO

Para la adquisición de las señales mioeléctricas es necesario transmitir las señales desde los electrodos hacia un amplificador de instrumentación, para ello se hace uso de un cable especial con conectores apropiados en sus dos extremos (ver Fig. 4).



Fig. 4. Cable para electrodos de SEMG

El acondicionamiento de la señal mioeléctrica consta de varias etapas: pre amplificación, filtrado, amplificación, rectificado y detector de envolvente.

PRE AMPLIFICACIÓN

En la etapa de pre amplificación se usó un amplificador de instrumentación AD620, la función de este amplificador es detectar las señales generadas por las contracciones musculares y amplificar dicha señal hasta niveles apropiados para el filtrado.

Las características típicas de un amplificador de instrumentación para EMG son:

- Impedancia de entrada: lo más grande posible (normalmente $> 10^{12}[\Omega]$ en paralelo con una capacitancia < 7 [pF]).
- Relación de rechazo al modo común (CMRR): > 85 [dB].
- Corriente de polarización de entrada: lo más bajo posible (normalmente < 50 [pA]).
- Ruido < 5 [μ V] rms.
- Ancho de banda (-3 [dB] en frecuencia de esquina, para 12 [dB]/octava o mayor atenuación) [8].

La ganancia $G=124$ utilizada en el amplificador de instrumentación (ver Fig. 5) se determinó a través de la ecuación proporcionada por el fabricante [9].

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1$$

Ecuación 1. Ganancia del amplificador de instrumentación AD620 [9].

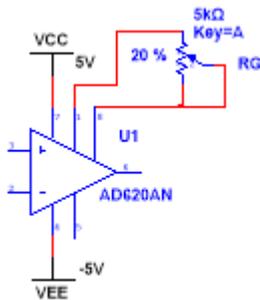


Fig. 5. Ganancia del amplificador de instrumentación.

En las entradas diferenciales del amplificador de instrumentación AD620 se implementaron seguidores de voltaje con el integrado LM324N, con la finalidad de acoplar la impedancia de entrada y definir una mayor exactitud en las entradas de las señales de los electrodos (ver Fig. 6).

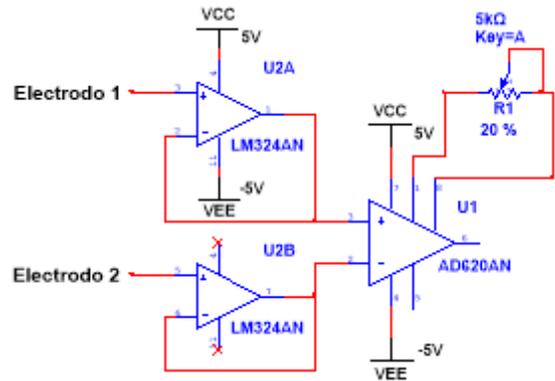


Fig. 6. Seguidores de voltaje.

Adicional al circuito de pre amplificación se diseñó un circuito de protección conocido como circuito de pierna derecha (ver Fig. 7). Este circuito de retroalimentación, además de evitar las corrientes de desbalance y compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación, protege al paciente de posibles daños.

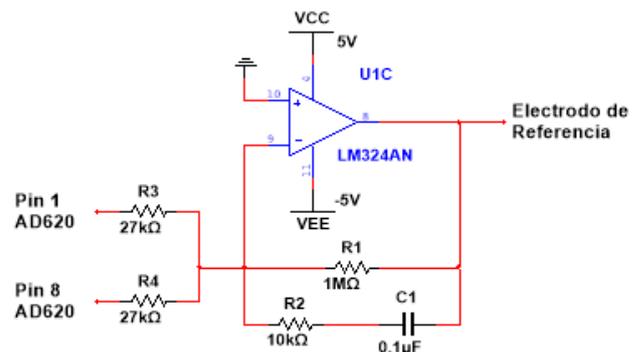


Fig. 7. Circuito de pierna derecha.

A la salida del amplificador de instrumentación se diseñó un circuito integrador (ver Fig. 8), para disminuir el voltaje offset a la salida del amplificador de instrumentación y evitar que el dispositivo entre en saturación.

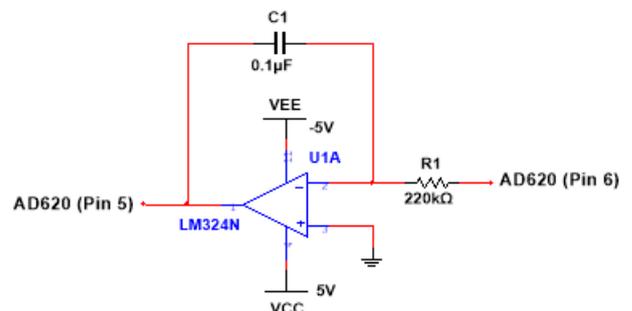


Fig. 8. Circuito integrador.

Finalmente en la etapa de pre amplificación se incrementó un circuito amplificador en configuración no inversora con una ganancia de 11 para incrementar la amplitud de la señal (ver Fig. 9).

$$G = 1 + \frac{R_f}{R}$$

Ecuación 2. Ganancia del amplificador no inversor.

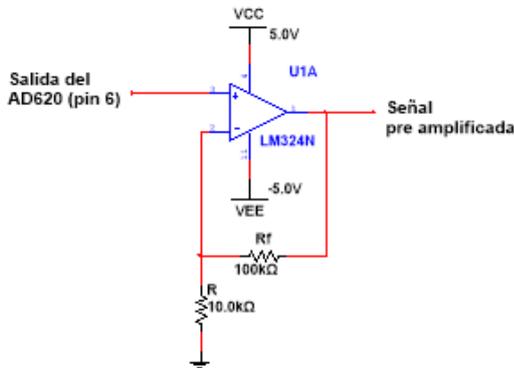


Fig. 9. Amplificador no inversor.

FILTRADO

En el diseño de filtros para obtener una señal con un bajo nivel de ruido y eliminar o atenuar las frecuencias indeseadas en la adquisición de la señal, es necesario considerar ciertas características de filtrado de las señales EMG:

1. La característica de filtrado de los tejidos musculares está en función de la distancia entre las fibras musculares activas y la superficie de detección del electrodo. Los tejidos se comportan como un filtro paso bajo cuyo ancho de banda y ganancia disminuyen a medida que aumenta la distancia.
2. El ruido generado por señales procedentes de “fuentes AC” (por ejemplo: frecuencias de 50 o 60[Hz], señales electromagnéticas que irradian de cables de alimentación, tomacorrientes y dispositivos eléctricos) y “ruido DC” de señales (por ejemplo: los potenciales de polarización en el cruce de electrolito de metal) con amplitudes similares que se detectan en ambas superficies de detección [3].
3. El movimiento entre la superficie de detección del electrodo y la piel, así como también el movimiento del cable que conecta los electrodos al amplificador, generan señales eléctricas con energía dominante entre las frecuencias de 1 a 20[Hz]. Debido a la naturaleza inestable de estos componentes de la señal, es aconsejable considerar como ruido no deseado y eliminarlos de la señal.
4. La relación señal-ruido se puede aumentar mediante el filtrado entre 20 a 500[Hz] con una atenuación mínima de 12[dB]/octava (Características de diseño estrictas podrían considerar 400[Hz] como el ancho de banda superior de corte. El valor 500[Hz] permite un margen de seguridad en el diseño de la circuitería.) [4].

Al considerar las características de una señal mioeléctrica y basándose en las pruebas experimentales realizadas con filtros de diferente orden, para el diseño del circuito se seleccionó un filtro pasa banda de 20 a 500[Hz] de cuarto orden del tipo butterworth en configuración sellen key, por su buen comportamiento en frecuencias bajas y presentar una banda de paso máximamente plana (ver Fig. 10).

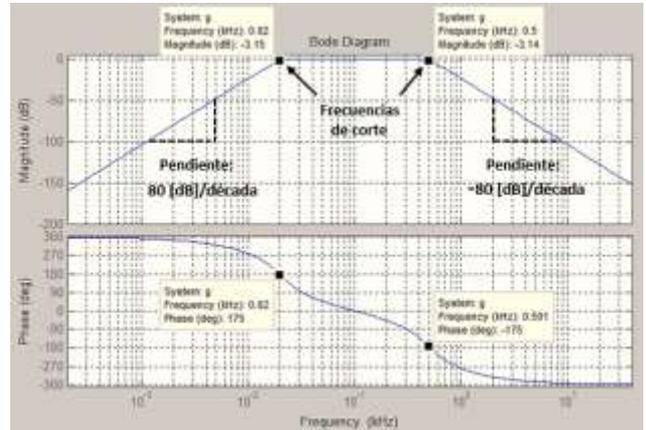


Fig. 10. Diagrama de bode del filtro pasa banda butterworth de cuarto orden de 20 a 500[Hz] en configuración sellen key.

El filtro pasa banda de cuarto orden está diseñado en cascada, producto de la unión en serie de un filtro pasa altas de cuarto orden de 20[Hz] (ver Fig. 11) y un filtro pasa bajas de cuarto de 500[Hz] (ver Fig. 12).

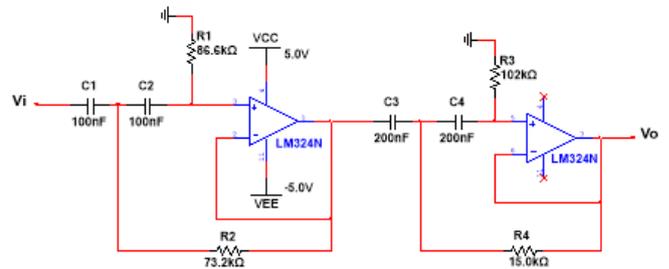


Fig. 11. Filtro pasa altas butterworth de cuarto orden de 20[Hz].

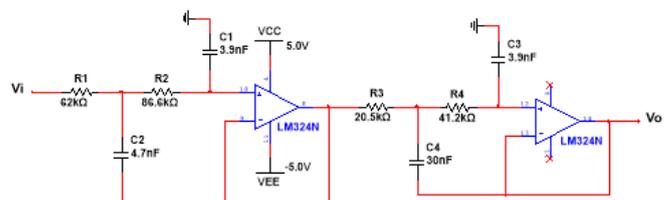


Fig. 12. Filtro pasa bajas butterworth de cuarto orden de 500[Hz].

Para filtrar la el ruido generado por señales procedentes de “fuentes AC” se diseñó un filtro notch o supresor de banda de 60[Hz] de banda angosta (ver Fig. 13).

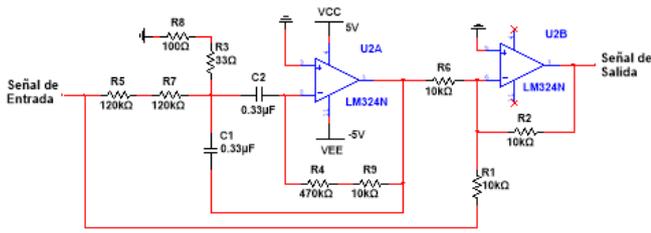


Fig. 13. Filtro notch de 60[Hz].

AMPLIFICACIÓN

Para esta etapa de amplificación final el circuito diseñado es un amplificador en configuración no inversora (ver Fig. 14), con una ganancia de $G=20$, este valor se determinó en base a diferentes pruebas experimentales, ya que la amplitud de la señal mioeléctrica filtrada presenta niveles de voltaje bajos, por lo cual es necesario incrementar la amplitud de la señal a niveles más altos para que sean evidentes los cambios de estado en la señal de salida de la tarjeta cuando se realicen contracciones musculares voluntarias.

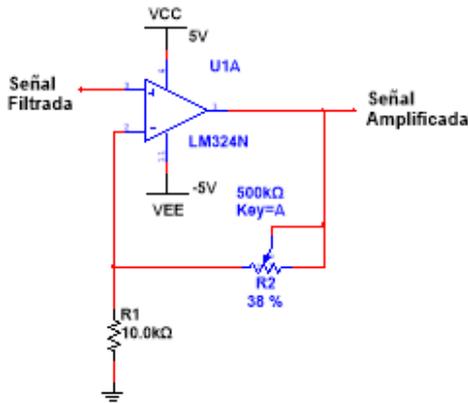


Fig. 14. Amplificación final.

RECTIFICADO

Para este proyecto se utilizará un rectificador de onda completa de precisión (ver Fig. 15). Es decir, se transmiten los dos semiciclos de un voltaje alterno, pero convirtiéndolos a una sola polaridad de salida del circuito. Con un rectificador de onda completa de precisión se rectifican voltajes de entrada con amplitudes del rango de los milivoltios.

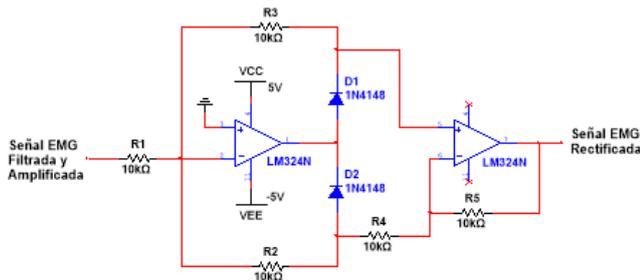


Fig. 15. Circuito rectificador.

DETECTOR DE ENVOLVENTE

Este circuito detecta los picos de la señal rectificada (ver Fig. 16), para ello el condensador retendrá un voltaje igual al pico positivo de la entrada, mientras la resistencia de descarga hace que el circuito detecte reducciones en la magnitud del pico positivo [10].

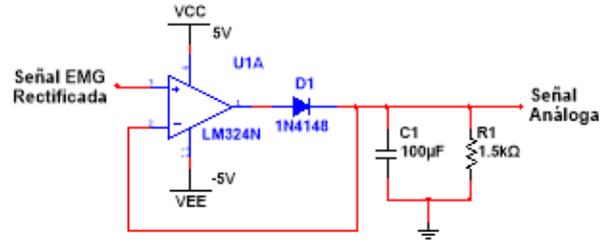


Fig. 16. Amplificación final.

III. PRUEBAS EXPERIMENTALES Y RESULTADOS

Para las pruebas realizadas se realizó la adquisición de las señales EMG de los principales músculos cuádriceps (ver Fig. 17) e isquiotibiales (ver Fig. 18). La ubicación y orientación de los electrodos en los músculos y el electrodo de referencia (ver Fig. 19) se realizaron siguiendo las recomendaciones desarrolladas por la SENIAM.



Fig. 17. Principales músculos cuádriceps.



Fig. 18. Principales músculos isquiotibiales.



Fig. 19. Electrodo de referencia.

Se tomaron 5 registros (ver Fig. 20) por cada músculo, para realizar un promedio de la amplitud máxima y amplitud mínima de las señales y determinar el músculo que presente mejores características ante una contracción muscular voluntaria durante el ciclo de marcha normal.

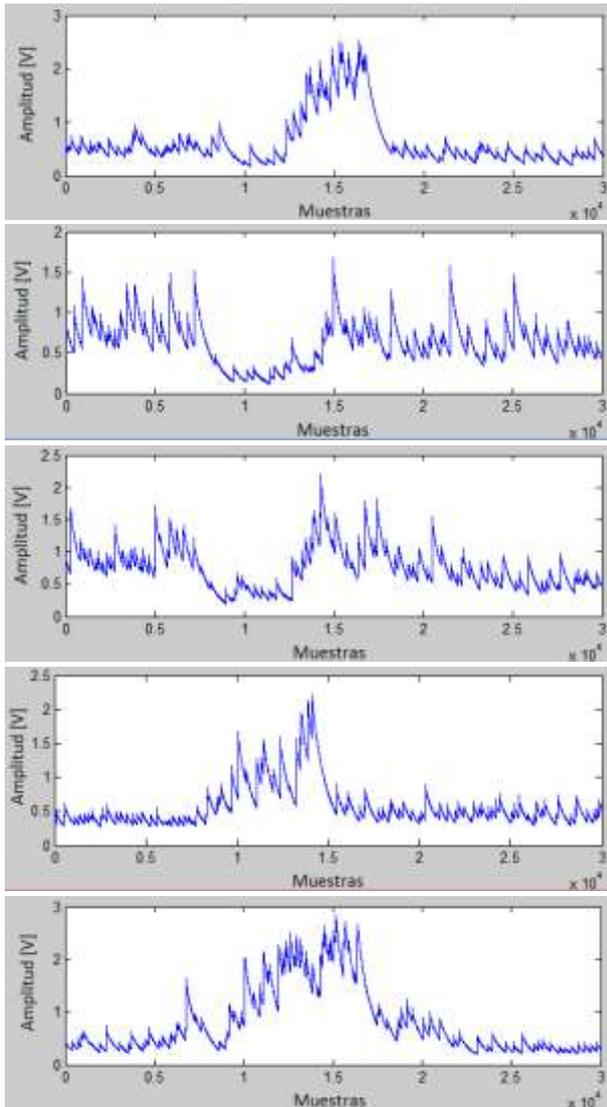


Fig. 20. Registros de los 5 músculos principales del muslo.

El análisis de las señales se realizó en el dominio del tiempo, determinando los valores máximos y mínimos de la amplitud de la señal EMG que emite cada músculo. Este análisis se efectuó en la etapa del detector de envolvente, debido a que dicha variación de amplitud ocurre solo entre valores positivos ya que previamente a esta etapa la señal es rectificadora.

La Tabla 1 muestra el promedio de los 5 registros realizados en los diferentes músculos.

Tabla 1. Amplitudes de las señales de los principales músculos.

Músculo	Amplitud máxima	Amplitud mínima
M. Recto Femoral	2.70886	0.17302
M. Vasto Lateral	1.89388	0.1398
M. Vasto Medial	2.10438	0.17864
M. Bíceps Femoral	2.23778	0.26496
M. Semitendinoso	2.73898	0.17300

Los músculos que presentan mayor variación (ver Fig. 21) en cuanto a amplitud son: el músculo recto femoral y el músculo semitendinoso.

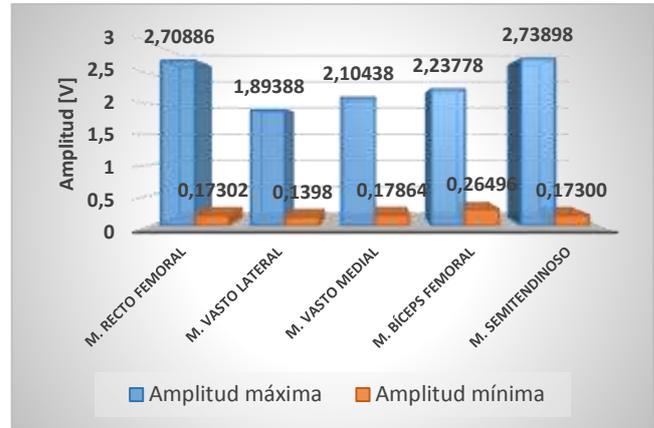


Fig. 20. Registros de los 5 músculos principales del muslo.

Sin embargo, para controlar la variación de amplitud de la señal de salida de la tarjeta en el ciclo de marcha normal, a través un músculo, se debe desarrollar un proceso de entrenamiento previo. Por lo cual tomaría más tiempo de entrenamiento y resultaría más complicado realizarlo con el músculo semitendinoso, debido a que el control fisiológico muscular no es el mismo como en el caso del músculo recto femoral. Por consiguiente, con el músculo recto femoral se puede tener contracciones musculares voluntarias con mayor control.

IV. CONCLUSIONES

- El análisis de las señales de los grupos musculares cuádriceps e isquiotibiales se realizaron aplicando técnicas en el dominio del tiempo, determinando la amplitud máxima y mínima de las señales registradas de los diferentes músculos en una contracción muscular voluntaria durante el ciclo de marcha normal.
- Los electrodos utilizados son de Ag/AgCl de la marca DORMO, estos electrodos son utilizados comúnmente para electrocardiografías en pacientes pediátricos, y por tener buenas características biomédicas son compatibles y cumplen los requerimientos para ser utilizados en electromiografía.
- El costo de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG desarrollada en este proyecto se reduce significativamente, aproximadamente 72% menos comparado con el costo de la tarjeta Muscle Sensor v3, tarjeta disponible en tiendas electrónicas del país.
- Los elementos electrónicos utilizados para la construcción de los diferentes circuitos de la tarjeta, son de fácil acceso en las principales tiendas electrónicas del país.

- En la implementación de las etapas de acondicionamiento fue necesario el diseño de un circuito integrador a la salida del amplificador de instrumentación para disminuir el voltaje offset y evitar que el dispositivo entre en saturación.
- Las pruebas realizadas con la tarjeta de acondicionamiento desarrollada en el trabajo permitió identificar que los principales músculos que más influyen en los movimientos de flexión y extensión de la rodilla en el ciclo de marcha normal son el recto femoral y el semitendinoso con amplitudes máximas de 2.7[V] aproximadamente, utilizando una ganancia total de 27,280.
- La localización y la orientación apropiada de los electrodos determinan la amplitud y la calidad de la señal, permitiendo además que la señal de modo común pueda ser rechazada de manera eficiente por el amplificador de instrumentación.

V. RECOMENDACIONES

- Experimentar con la ubicación del electrodo de referencia para determinar la separación óptima con respecto a los electrodos de la señal diferencial, en el caso de personas con amputaciones transfemorales.
- Los valores de los componentes electrónicos deberían ser lo más cercanos posible a los resultantes de los cálculos, especialmente los componentes que conforman los filtros pasa altas, pasa bajas y notch, ya que de son los circuitos más sensibles ante la tolerancia de los componentes y de ello depende la precisión del filtrado de las señales.
- La longitud del cable de los electrodos sea lo más corto posible, dado que las interferencias en la señal mioeléctrica que transmiten los cables hacia la tarjeta, se incrementa entre mayor sea la longitud del cable.
- Al ubicar los electrodos en los músculos de interés para adquirir la señal mioeléctrica, la piel debe estar rasurada y limpiada con alcohol para reducir la grasa y la impedancia de la piel, esto ayuda también en la buena adherencia del electrodo evitando la presencia de aire entre la piel y el electrodo.
- No utilizar ganancias excesivas en el amplificador de instrumentación, puesto que una ganancia excesiva generaría ruido en la señal, afectando las características de la señal EMG y también provocaría la saturación del amplificador de instrumentación.
- La toma de muestras de las señales mioeléctricas deberían realizarse en un ambiente libre de interferencias y de dispositivos que se conecten a la red AC, ya que esto

distorsionaría de cierta forma las señales adquiridas debido al ruido del ambiente.

- El conector de los cables de los electrodos que se conecta a la entrada de señales de la tarjeta debe ser del mismo tipo, ya que al utilizar otro tipo de conectores podría averiarse el dispositivo.
- En la manipulación del ácido percloruro férrico tomar todas las precauciones y normas de seguridad necesarias, utilizando: guantes de látex, gafas y protector de vías respiratorias, ya que los riesgos del contacto directo con la piel, ojos o ingestión son perjudiciales para la salud.
- Realizar la implementación del circuito con elementos electrónicos de montaje superficial, para la optimización del tamaño y calidad del dispositivo.
- Para mejorar el acondicionamiento de las señales mioeléctricas y obtener señales de mejor calidad, se podría diseñar un filtrado digital, con filtros de mayor orden a los utilizados en el presente trabajo.

VI. AGRADECIMIENTOS

El autor está muy agradecido por la ayuda y apoyo proporcionados por el PhD. David Ojeda investigador del Proyecto Prometeo, SENESCYT, Ecuador. A la Ing. Gabriela Verdezoto, tutora del presente trabajo que gracias al aporte de sus conocimientos se pudo concluir con éxito la investigación y también dar gracias a la parte administrativa del grupo de Investigación de Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte por hacer posible el desarrollo de la misma.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Organización Mundial de la Salud. (2011). Informe mundial sobre la discapacidad. Recuperado el 10 de Diciembre de 2014, de http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/
- [2] MSP, H. G. (2014). Taller de Órtesis y Prótesis. Loja. Recuperado el 12 de Diciembre de 2014, de https://www.compraspublicas.gob.ec/ProcesoContratacion/compras/PC/bajarArchivo.cpe?Archivo=32Im4JlZt9JQX21LrlvqO4HyDRtH81mQaneFVVgc_hg,
- [3] Webster, J. G. (2006a). Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation (Vol. 3). New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- [4] De Luca, C. J. (2002). Surface Electromyography: Detection and Recording. Delsys Inc.
- [5] Criswell, E. (2011). Cram's introduction to surface electromyography (Second ed.). United States: Jones & Bartlett Publishers, LLC.
- [6] Enderle, J. D., & Bronzino, J. D. (2012). Introduction to biomedical engineering (Third ed.). United States: Elsevier Inc.

- [7] SENIAM. (2015). Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Recuperado el 06 de Enero de 2015, de <http://www.seniam.org/>
- [8] Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). Muscles Alive (Fifth ed.). Baltimore: Williams and Wilkins.
- [9] Analog Devices, AD620 (1999). Datasheet AD620 Recuperado el 12 de Marzo, 2015, de: http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/A/D/6/2/AD620AN.shtml
- [10] Sedra, A. S., & Smith, K. C. (2002). Circuitos microelectrónicos (Cuarta ed.). México: Oxford University Press.

VIII. BIOGRAFÍA DEL AUTOR

Franklin Santiago Cadena Meneses



Nace en la ciudad de El Ángel - Cantón Espejo - Provincia del Carchi -Ecuador, el 25 de Marzo de 1992. Sus estudios secundarios los realizó en el Instituto Tecnológico 17 de Julio en la especialidad de Mecánica Automotriz, en el cual se hizo merecedor de la medalla por ser

el mejor egresado de la institución. Participó en el Concurso Nacional Interuniversitario LOGO!- SIEMENS. Fue ponente en el Congreso Internacional APCASE 2015 realizado por la IEEE en la ciudad de Quito con el Artículo científico “Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs”. Actualmente es egresado de la Universidad Técnica del Norte - Ibarra en la carrera de Ingeniería en Mecatrónica en el 2015. Áreas de interés: Biomecatrónica, mecatrónica.