

# Tarjeta de adquisición y tratamiento de señales mioeléctrica de tres canales para prótesis trans-radiales

Acquisition card and myoelectric signal treatment for three-channel trans-radial prostheses

Mag. Iván Iglesias Navarro<sup>1</sup>  
Universidad Técnica del Norte - Ecuador  
iglesiasnavarro@gmail.com

Ing. Diego Francisco Teran Pineda<sup>2</sup>  
Universidad Técnica del Norte - Ecuador  
dfteran@utn.edu.ec

Ing. Darío Fernando Yopez Ponce<sup>3</sup>  
Universidad Técnica del Norte - Ecuador  
dfyp1991@gmail.com

Mag. Diego Luis Ortiz Morales<sup>4</sup>  
Universidad Técnica del Norte - Ecuador  
dortiz@utn.edu.ec

Fecha Recepción: 30/08/16 - Fecha Aprobación: 23/09/16

**Resumen:** Con el avance de la tecnología se ha logrado cada vez más mejorar la construcción de prótesis como extensiones de algún miembro del cuerpo humano. Para la funcionalidad de muchas de ellas se hace necesario el uso de tarjetas de adquisición y procesamiento de las señales. En el caso de las amputaciones trans-radiales el área de conexión o socket es de tamaño reducido, lo cual conduce al problema de cómo implementar una tarjeta que sea capaz de adquirir tres señales y que disminuya el número de electrodos a conectar. Para cumplir con estos requisitos se procedió a diseñar e implementar un primer prototipo con la principal meta de que sea un sistema ligero, pequeño y de tres canales de medición. Se utilizó una configuración de tierra común con la finalidad de disminuir la cantidad de electrodos. De esta manera, se tiene gran impacto y funcionalidad en el área, ya que se podrá continuar con el resto de las investigaciones en el campo de los sistemas de control aplicados a prótesis mioeléctricas. Este artículo describe el proceso de diseño, implementación, prueba y análisis de los resultados.

**Palabras clave:** Electromiografía, tarjeta de adquisición, señales mioeléctricas.

**Abstract:** With the advancement of technology, it has been increasingly successful to improve the construction of prostheses as extensions of a member of the human body. For the functionality of many of them, it is necessary to use acquisition cards and signal processing. In the case of trans-radial amputations, the connection area or socket is small, which leads to the problem of how to implement a card that is capable of acquiring three signals and decreasing the number of electrodes to be connected. To meet these requirements we proceeded to design a first prototype with the main goal of being a light, small and three-channel measuring system. A common ground configuration was used in order to decrease the number of electrodes. In this way, it has great impact and functionality in the area since it will be possible to continue the rest of the research in the field of control systems applied to myoelectric prostheses. This article describes the process of designing, implementing, testing and analyzing results.

**Keywords:** Electromyography, acquisition card, myoelectric signals.

## 1. Introducción.

Como se ha venido planteando, el tema de diseño de prótesis como sustituto parcial o total de alguna extremidad ha tenido un gran auge en la actualidad. De igual forma, la ciencia y la ingeniería han realizado grandes avances en el área del procesamiento de señales biomédicas como las señales electrocardiográficas (ECG), electroencefalográficas (EEG), electromiográficas superficiales (EMGS), entre otras; y sus aplicaciones en el control de prótesis mioeléctricas.

Según [1] el primer estudio en profundidad de la EMG fue llevado a cabo por Piper en 1912, quién registró potenciales durante la contracción voluntaria de varios músculos, empleando electrodos de superficie y utilizando un galvanómetro de hilo.

La electromiografía se basa en el estudio de las funciones musculares a través de las señales eléctricas producidas en los músculos mientras éstos se contraen, estas señales son difíciles de adquirir y procesar debido a que son muy pequeñas (en un rango de 1-10mV) y altamente

1. Ingeniero en Automática, Magister en Automática y Sistemas Informáticos. Docente Investigador de la Universidad Técnica del Norte.

2. Ingeniero en Mecatrónica. Docente Investigador de la Universidad Técnica del Norte.

3. Ingeniero en Mecatrónica. Docente Investigador de la Universidad Técnica del Norte.

4. Ingeniero Mecánico, Magister en Docencia de la Matemática para Educación Superior. Docente Investigador de la Universidad Técnica del Norte.

susceptibles al ruido [2]. Este sistema de adquisición de señales EMG es capaz de adquirir las señales mioeléctricas producidas por los músculos del brazo en tiempo real, con el propósito de guardar y graficar los datos obtenidos, que luego serán analizados y utilizados para realizar el control de las prótesis transradiales.

En los últimos años la adquisición y el análisis de las señales electromiográficas en tiempo real ha sido considerablemente uno de los campos de investigación con mayor auge debido a sus múltiples aplicaciones [3]. Una de las aplicaciones más importantes es el control de prótesis mioeléctricas, que son sistemas accionados por servomotores que se gobiernan a partir de las señales EMG, bien sean intramusculares, capturadas mediante agujas o superficiales, recogidas del paciente mediante electrodos según plantea [4].

Las prótesis mioeléctricas son utilizadas para suplir la pérdida o falta de algún miembro, principalmente brazos, manos o piernas; su desempeño, sin importar que tipo de señal se utilice es igualmente aceptable como lo muestran en su trabajo [5]. Este tipo de prótesis son cada vez más aceptadas por las personas con amputación de mano, porque les permite desempeñarse activamente en el ámbito social y laboral de una forma funcional.

Es muy importante llevar a cabo un correcto proceso de adquisición y análisis de las señales EMG para lograr un adecuado desempeño en la ejecución de movimientos prácticos y esenciales, con la mayor naturalidad y semejanza posibles de los ejecutados por la mano humana, a la vez de que permita una menor complejidad de operación por parte del paciente, cuestión que indica claramente la calidad de una prótesis mioeléctrica.

En Colombia se han desarrollado módulos para el registro y medición de señales EMG como el llevado a cabo por [6] y para el reconocimiento de movimientos de la mano en el 2008 desarrollado por [7]. Adicionalmente a esto, lo que se pretende es que el diseño de las nuevas prótesis trans-radiales para las que utilizará esta tarjeta sea completamente nacional y personalizado, lo que conlleva a no utilizar los sockets existentes en el mercado, sino que se deben crear nuevos y de ahí se deriva la necesidad de crear tarjetas multicanales que reduzcan el número de sensores a utilizar.

Este artículo está organizado de la siguiente manera. En la sección 2 se muestra un estudio sobre la bioelectricidad

y la anatomía del brazo humano, que permite dar la información necesaria para justificar el diseño de la tarjeta. La sección 3, presenta las consideraciones generales a tenerse en cuenta para el diseño de la tarjeta. Las etapas fundamentales para el diseño de la tarjeta son descritos en la sección 4. En la sección 5 se muestran las pruebas y resultados obtenidos con esta tarjeta. Finalmente, en la sección 6, se indican las conclusiones y trabajos a futuro.

## **2. Bioelectricidad.**

A continuación se describen los principales conceptos relacionados con bioelectricidad.

### **2.1 Sistema neuromuscular, fibras musculares y nerviosas.**

El sistema neuromuscular está comprendido por el sistema nervioso y por el sistema músculo-esquelético, estos sistemas trabajan en conjunto para la generación de movimientos a partir de la recepción de estímulos [8],[9].

La fisiología muscular depende directamente de la excitabilidad de las fibras musculares provocada por el control neuronal, las propiedades eléctricas del sarcolema (membrana citoplasmática de las células musculares) y su semipermeabilidad logran producir este fenómeno. El equilibrio iónico entre el interior y exterior de la célula muscular forma una diferencia de potencial en la membrana de la fibra muscular (aproximadamente entre -80mV y -90mV cuando no existe contracción alguna) [10].

Gran parte de las células nerviosas tiene prolongaciones extensas (axones), lo que permite la conducción de impulsos eléctricos a lo largo de todo el cuerpo (Figura 1.a). Los axones se estimulan por presión, calor, factores químicos o choques eléctricos para lograr producir un potencial de acción. Al existir estimulación que llega desde el medio ambiente inicia una rápida sucesión de potenciales de acción en un tren de pulsos, ya sean de baja o de alta frecuencia. Dependiendo del tipo de nervio la velocidad de propagación varía entre 1 m/s y 100 m/s. Durante el cambio de potencial los iones de sodio penetran al axón y los iones de potasio salen de él, pero las concentraciones se restablecen rápidamente (Figura 1.b). El potencial de acción se propaga a lo largo del axón debido al ingreso y egreso de estos iones [2], [11], [12].

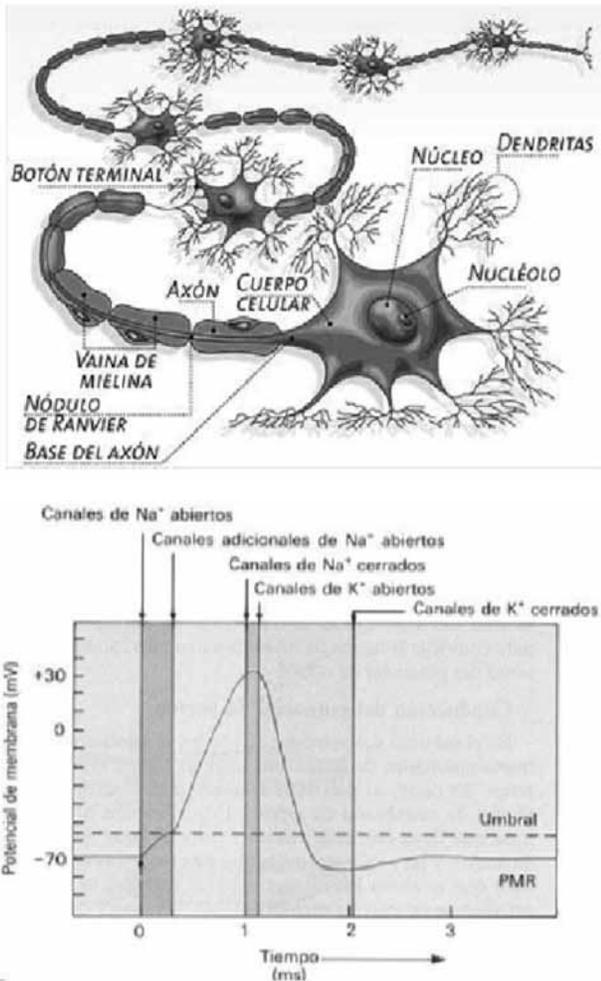


Figura 1. (a) Partes de la neurona (b) El potencial de acción: bases iónicas [13], [14].

## 2.2 Unidad Motora.

La unidad funcional más pequeña que describe el control del proceso de contracción muscular es la unidad motora (Figura 2), está constituida por tres partes esenciales:

1. Cuerpo celular y dendritas de una neurona motora.
2. Las múltiples ramificaciones del axón.
3. Las fibras musculares inervadas por el axón y sus ramas.

La unidad motora puede tener desde unas pocas fibras musculares (en el músculo laríngeo) a varios cientos (en los músculos gemelos). Una regla general establece que mientras menor cantidad de fibras musculares sean inervadas por una misma neurona se conseguirá mayor precisión en el movimiento. El potencial de acción de la unidad motora es el campo eléctrico generado por

las fibras musculares pertenecientes a una misma unidad motora se despolarizan y repolarizan de modo sincrónico [10], [12].

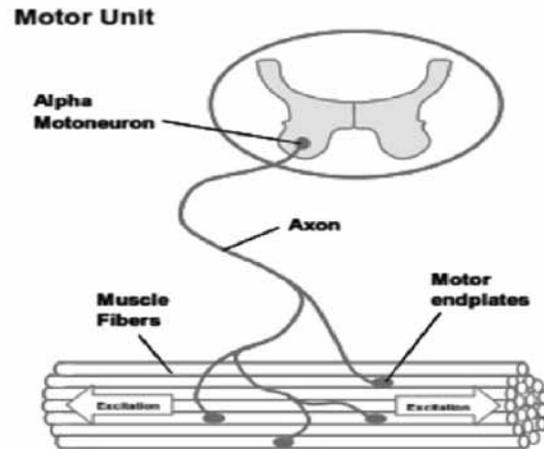


Figura 2. Unidad motora [2].

## 2.3 La bomba sodio-potasio.

La transmisión de impulsos en las células se basa en el funcionamiento de la bomba sodio-potasio. La bomba Na-K desplaza tres iones de sodio hacia el exterior de la membrana por cada dos iones de potasio que desplaza hacia el interior (Figura 3), es decir, transporta carga positiva desde el interior hacia el exterior en cada ciclo de bombeo. Esto genera positividad en el exterior de la célula aunque deja un déficit de iones positivos en el interior, lo que significa la producción de negatividad en el interior. Por tanto, la bomba sodio-potasio es electrógena, porque genera un potencial eléctrico a través de las células [2].

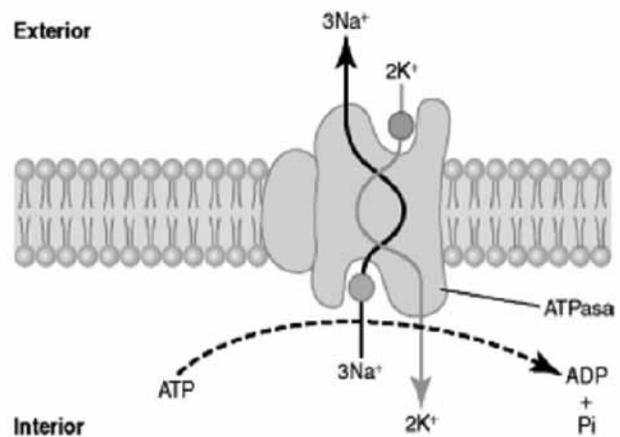


Figura 3 Bomba K-Na [8].

## 2.4 El potencial de acción.

El registro de los cambios producidos por la descarga de fibras musculares de una determinada unidad motora se conoce como potencial de acción de la unidad motora (PAUM). En condiciones normales, la amplitud media de un PAUM está entre 0.5mV y su duración es de 8 a 14 ms dependiendo del tamaño de la UM. Si la afluencia de sodio excede un cierto nivel de umbral, la despolarización de la membrana causa un potencial de acción que rápidamente cambia de -80mV a +30mV; después de la excitación, esta diferencia de potencial se desplaza por la fibra muscular a una velocidad de 2-6m/s y pasa al electrodo [2]

## 3. Consideraciones generales.

Existen ciertos factores que deben tomarse en cuenta para una adecuada detección de las señales EMG:

La amplitud de una señal electromiográfica no presenta una amplitud constante, al contrario esta señal es bastante aleatoria y su energía útil se limita a frecuencias entre 0 Hz y 500 Hz, existiendo mayor energía en las frecuencias entre 20 Hz y 500 Hz [10], [15].

Otro aspecto que no se debe subestimar y al cual es muy sensible la señal EMG es el ruido eléctrico, el cual se sobrepone a la señal y puede surgir de diversas fuentes tales como:

- Ruido de componentes electrónicos.
- Ruido ambiental.
- Artefactos en movimiento.

Debido a la inestabilidad de la señal EMG ésta se considera de tipo aleatorio, por lo que se debe evitar adquirir la señal entre 0 Hz y 20 Hz porque se considera inestable debido a que son afectados por la naturaleza casi aleatoria de las unidades motoras [6], [10], [15].

También se debe tener en consideración el Tejido subcutáneo. El cuerpo humano se considera como un buen conductor eléctrico, la conductibilidad de la piel varía dependiendo del tipo de tejido subcutáneo. En la Figura 4 se muestra la variación de la amplitud de la señal EMG en condiciones normales y cuando el tejido adiposo subcutáneo es de grandes dimensiones. Lo que dificulta la adquisición de la amplitud normal de la señal [10].

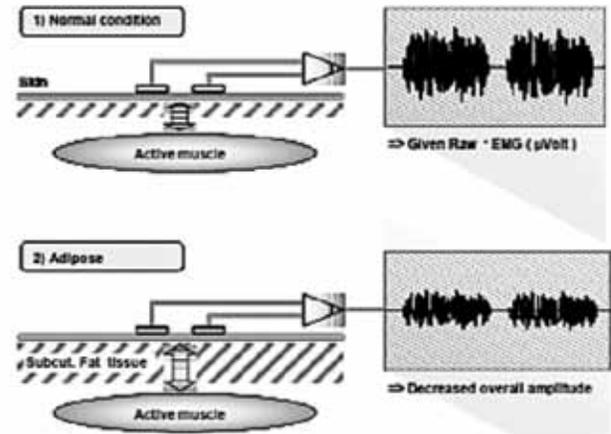


Figura 4. Influencia del tejido subcutáneo [10].

## 4. Procesamiento de las señales.

Al momento de concebir el diseño de la tarjeta la adquisición y el procesamiento de la señal electromiográfica, se tomaron en cuenta siete etapas básicas, una seguida de la otra como se muestra en el diagrama de flujo de la figura 5, las cuales logran proporcionar una señal adecuada; estas etapas son:

1. Adquisición.
2. Pre-amplificación.
3. Circuito de pierna derecha.
4. Amplificación inicial.
5. Filtrado.
6. Rectificación de onda completa.
7. Amplificación final.

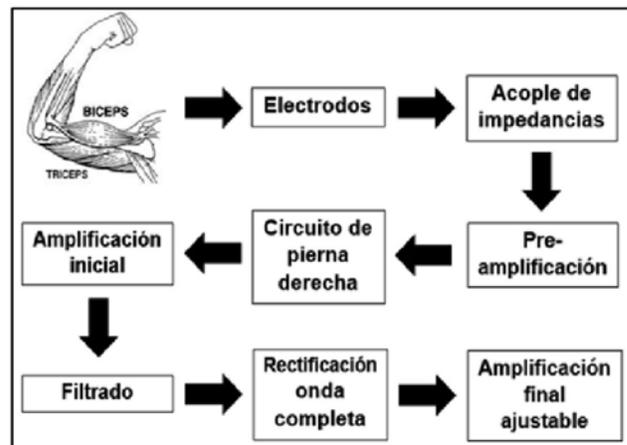


Figura 5. Diagrama de bloques del sistema de adquisición de señales EMG [Elaboración Propia].

#### 4.1 Etapa de adquisición.

Esta etapa está formada por dos partes, la primera llamada electrodos y la segunda acople de impedancias. La información extraída de las señales EMG es seleccionada de tal manera que se minimice el error en el control de los sistemas de prótesis mioeléctricas. A la hora de realizar la adquisición de las señales, se tomaron en cuenta varias cuestiones, la primera de éstas es que se siguió todo el protocolo propuesto por SENIAM con respecto a la limpieza de área de conexión y la distancia requerida entre los electrodos, lo cual ayudaría significativamente a la eliminación del ruido en el área de contacto. Segundo, se dispuso que todas las tomas de señales fueran supervisadas por personal especializado en el área de terapia física, el cual se encargaba de realizar la conexión y por último se procedió a la selección del electrodo, seleccionando al de plata/cloruro de plata Ag/ClAg de la marca DORMO debido a lo siguiente:

- Según [2] se acota un poco más que la información más efectiva de las señales electromiográficas están en el rango de 20 Hz a 150 Hz.
- Además este mismo autor sugiere la utilización de electrodos de diámetros menor a 1cm para realizar una adquisición validada debido a que éstos muestran un comportamiento similar a un filtro paso bajo con una frecuencia de corte  $f_c$  superior a las frecuencias donde existe mayor información en las señales electromiográficas [15]
- Según [16], donde se realiza un análisis comparativo de electrodos para electromiografía se plantea que estos electrodos tienen un ancho de banda de 0.1 Hz- 100 KHz que son perfectamente no polarizable, por lo que no incurrirán en sobre potenciales particularmente a bajas frecuencia desde 10 Hz a 700 Hz.
- La presencia en el mercado nacional con el fin de eliminar importaciones.

Para la selección de los amplificadores operacionales en la construcción de la tarjeta se realiza una comparación basada en las hojas de datos de tres amplificadores, la que se resume en la Tabla 1, se tuvieron en cuenta para este primer prototipo operacionales de propósito general presentes en el mercado nacional.

En base al análisis comparativo, se decidió utilizar el amplificador operacional TL084CN por presentar un alto rechazo en modo común (CMRR) y por su rango de temperatura de operación como sugiere [4], [17].

Para la etapa de acoplamiento de las señales se utiliza el mencionado amplificador operacional en configuración de seguidor de tensión. Utilizamos este acople para adaptar la impedancia de la señal EMG con la del circuito preamplificador, se consigue con esto lograr percibir la señal EMG cuya impedancia es elevada y su adquisición compleja. Con el acople, las señales son obtenidas con mayor exactitud.

En la Figura 6, se presenta el esquema de la etapa de acople de impedancias, en las entradas se conectan el electrodo inversor (EI) y el electrodo no inversor (ENI); el terminal de salida del electrodo inversor (SEI) y el terminal de salida del electrodo no inversor (SENI) se conectan a la siguiente etapa (etapa de pre amplificación).

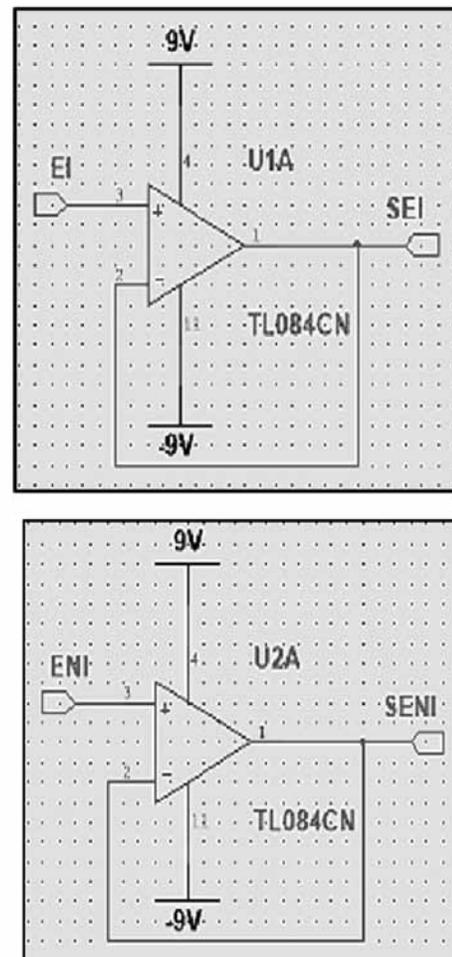


Figura 6. Acople de impedancias para los electrodos inversor y no inversor [Elaboración Propia].

#### 4.2 Etapa de pre amplificación.

Debido a que las señales adquiridas en la etapa anterior son de valores muy bajos, se realiza una etapa de pre amplificación. Con esta etapa se consigue que el sistema sea sensible a las casi imperceptibles magnitudes mioeléctricas.

Para el tratamiento de las señales mioeléctricas se hace indispensable el uso de un amplificador de instrumentación con alto rechazo en modo común (CMRR) debido a que éste consigue amplificar la diferencia de tensiones entre sus entradas respecto a la referencia; únicamente en caso de no considerar este factor se obtendrá a la salida del amplificador la suma ponderada entre las señales electromiográficas y la señal de ruido.

Según [1], para esta etapa se debe utilizar un amplificador de instrumentación, éste a su vez debe cumplir con ciertas características para tener un buen rendimiento en la adquisición de señales mioeléctricas y en el tratamiento del ruido; estas características son:

- Impedancia de entrada de 300 MΩ.
- Ganancia de voltaje establecida únicamente por una resistencia.
- El voltaje de salida  $V_{out}$  depende únicamente de la diferencia existente entre  $V_{in1}$  y  $V_{in2}$ .
- Excelente CMRR mayor a 90 decibeles.

Tomando en cuenta estas consideraciones, se realizó una comparación basada en los datasheets de tres de los siguientes amplificadores de instrumentación comúnmente utilizados para la adquisición de señales mioeléctricas: INA128, AD620 y AD8221. Tomando todo esto en consideración, se decidió utilizar el amplificador de instrumentación AD620, debido a que cumple con los requerimientos establecidos anteriormente y, sobre todo, por encontrarse en el mercado nacional a un bajo costo.

La salida de este amplificador está dada por la ecuación (1).

$$V_{out} = G * (V_+ - V_-) \quad (1)$$

La ganancia está dada por la ecuación (2) tomada de Datasheet del AD620.

$$G = \frac{49.4 K\Omega}{R_G} \quad (2)$$

Donde  $R_G$  es la resistencia para la ganancia

Para el control de ganancia de este amplificador, se debe conectar entre los terminales 1 y 8 del AD620, la resistencia calculada según la ecuación (3), de modo que, para la ganancia deseada de 500, la resistencia resulta ser de 98.998Ω.

$$R_G = \frac{49.4 K\Omega}{G - 1} \quad (3)$$

$$R_G = \frac{49.4 K\Omega}{500 - 1} \quad R_G = 98.998 \Omega$$

Por motivos comerciales en las tarjetas se ocuparon dos resistencias de 47Ω conectadas en serie, con las cuales se obtiene una ganancia real de aproximadamente 526.

En la Figura 7 a) se presenta el esquema de la etapa de pre-amplificación, en las entradas se conectan el terminal EEI (Entrada del Electrodo Inversor) se conecta al terminal SEI y el terminal EENI (Entrada del electrodo no Inversor), se conectan al terminal SENI de la etapa anterior. El terminal SAI (Salida del Amplificador de Instrumentación) se conecta a la siguiente etapa (etapa de amplificación inicial); y el terminal ECPD (Entrada del Circuito de Pierna Derecha), proviene de un circuito de retroalimentación o driver de pierna derecha propuesta por el fabricante.

#### 4.3 Circuito de pierna derecha.

El circuito de pierna derecha se utiliza comúnmente en equipos médicos (ECG, EMG, EEG) para atenuar la interferencia en modo común. Estos equipos requieren realizar mediciones de señales cuyas amplitudes son menores a 1 mV, por lo que el ruido producido por diversas fuentes afecta a las mediciones. En la Figura 7 b), se muestra el diagrama del circuito de pierna derecha diseñado.

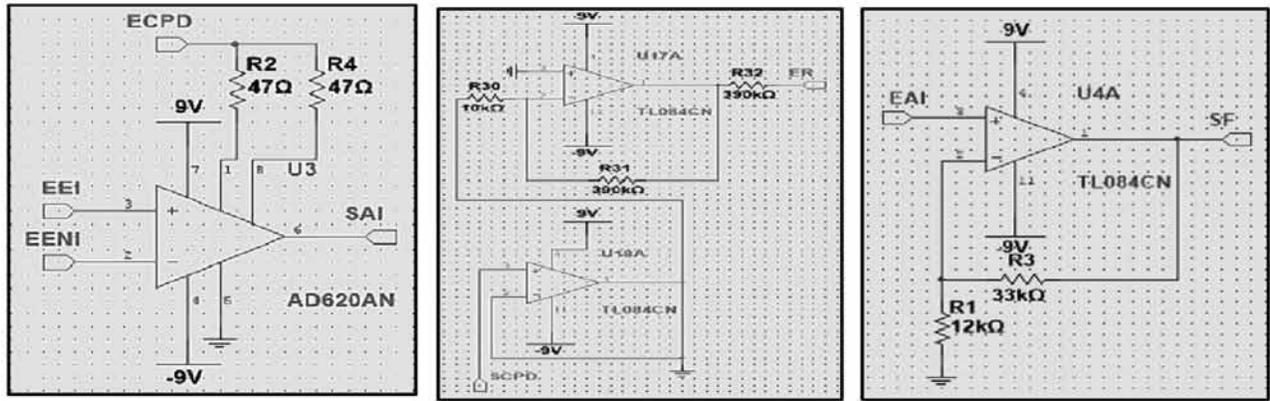


Figura 7 a) Etapa de pre-amplificación. b) Circuito eléctrico de Pierna Derecha. c) Etapa de amplificación inicial.

#### 4.4 Etapa de amplificación inicial.

En esta etapa se realiza una amplificación posterior a la etapa de pre amplificación, debido a que los niveles de voltaje son aún muy bajos. Se realiza una amplificación de 3.75 veces. El terminal EAI (Entrada del Amplificador de Instrumentación), se conecta al terminal SAI de la etapa de pre amplificación; el terminal SF (Salida Filtrada) se conecta a la etapa de filtrado como se muestra en la Figura 7 c).

Utilizando la ecuación 4 calculamos la ganancia que se obtiene en esta etapa.

$$G = \left( \frac{R_2}{R_1} + 1 \right) \quad (4)$$

$$G = \left( \frac{33}{12} + 1 \right) \quad G = (2.75 + 1)$$

$$G = 3.75$$

Para el cálculo de la ganancia obtenida hasta el momento hacemos uso de la ecuación 5, de la que obtenemos que la ganancia total aproximada proporcionada por la tarjeta es de 1971 veces.

$$G_{total} = G_1 * G_2 \quad (5)$$

Donde

G total=Ganancia total.

G1=Ganancia de la etapa de pre amplificación.

G2=Ganancia de la etapa de amplificación inicial.

$$G_{total} = 525.53 * 3.75 = 1970.74$$

#### 4.5 Etapa de filtrado.

Para la etapa de filtrado se utilizaron amplificadores operacionales en configuración de filtros Sallen Key. En las Figuras 8 a) y 8 b) se muestran las respuestas en frecuencia para las distintas configuraciones principalmente: Butterworth, Chebyshev y Bessel.

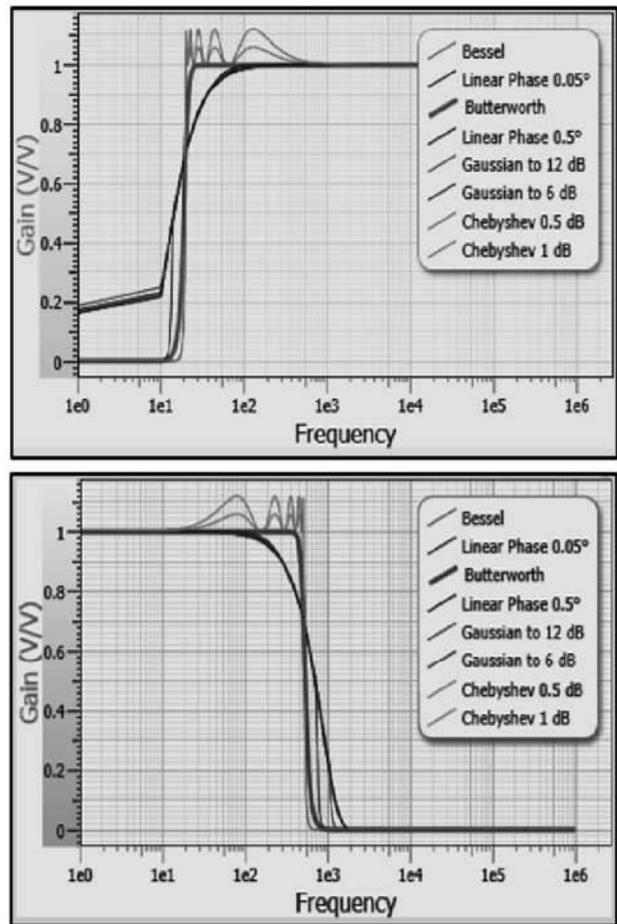


Figura 8 a) Gráfica de ganancia (V/V) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 20Hz, b) Gráfica de ganancia (V/V) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 500Hz.

Teniendo en cuenta las características que presentan los diferentes tipos de filtros, se escogió la configuración Butterworth debido a que presenta una respuesta en magnitud muy plana y su pendiente desciende rápido al acercarse a la frecuencia de corte.

Para el filtrado de señales mioeléctricas, se diseñó un filtro pasa bandas Butterworth, con lo que se consigue limitar las frecuencias en el rango de 20 a 500 Hz aproximadamente; este filtro está compuesto por un filtro pasa altas conectado en cascada con un filtro pasa bajas ambos de 5 etapas de 2do orden.

Para el diseño de cada etapa de 2do orden se utilizó la función de transferencia propuesta por [18] en configuración de dispersión mínima, alcanzando una ganancia total de las etapas para frecuencia infinita de 62 dB.

La función de transferencia del filtro pasa altas es:

$$H(s) = \frac{11.63s^{10}}{s^{10} + 795.1s^9 + 3.166 \cdot 10^5 s^8 + 8.285 \cdot 10^7 s^7 + 1.576 \cdot 10^{10} s^6 + 2.276 \cdot 10^{12} s^5 + 2.526 \cdot 10^{14} s^4 + 2.13 \cdot 10^{16} s^3 + 1.30 \cdot 10^{18} s^2 + 5.24 \cdot 10^{19} s + 1.06 \cdot 10^{21}}$$

La función de transferencia del filtro pasa bajas es:

$$H(s) = \frac{1.969 \cdot 10^{36}}{s^{10} + 795.1s^9 + 5.579 \cdot 10^7 s^8 + 3.537 \cdot 10^{10} s^7 + 1.242 \cdot 10^{15} s^6 + 5.896 \cdot 10^{17} s^5 + 1.381 \cdot 10^{22} s^4 + 4.37 \cdot 10^{24} s^3 + 7.65 \cdot 10^{28} s^2 + 1.21 \cdot 10^{31} s + 1.69 \cdot 10^{35}}$$

En la Figura 9, se puede observar la respuesta en fase y frecuencia del diseño del filtro pasa banda.

#### 4.6 Etapa de rectificación de onda completa.

Un solo potencial de acción está compuesto por una señal con un componente positivo y uno negativo, es por esta razón que se eligió el método de rectificación onda completa, para así tomar los componentes negativos como positivos por cada potencial de acción [1]. No se presentan más detalles de esta etapa por ser un procedimiento muy conocido.

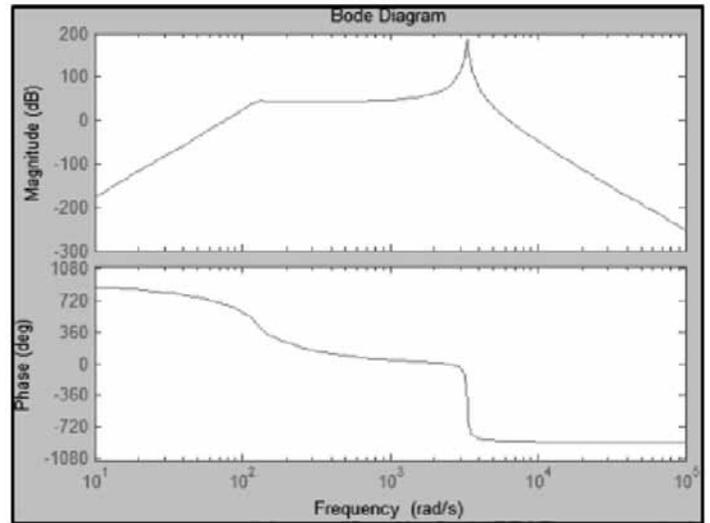


Figura 9. Respuesta en Frecuencia del Filtro Pasa Bandas diseñado.

#### 4.7 Etapa de amplificación final.

Esta etapa permite amplificar la señal libre de ruidos, es decir, únicamente la señal EMG presente entre las frecuencias de 20 y 500 Hz aproximadamente. Esta amplificación necesariamente deberá ser variable debido a la diferencia existente en el grosor del tejido bajo la piel donde se colocan los electrodos, para este caso de estudio se calibró el potenciómetro a un valor de 50 KΩ. Consiguiendo así una ganancia de 5 veces respecto a la etapa anterior

#### 5. Pruebas de funcionamiento de la tarjeta de adquisición.

Una vez finalizada la elaboración del primer prototipo el cual se muestra en la Figura 10, se procedió a la fase de pruebas dividiéndola en dos partes: la primera referente al análisis en simulación de cada una de las etapas y la segunda que comprende el análisis real del funcionamiento igualmente por etapas. Las pruebas se realizaron en los tres canales mostrando resultados similares.

Para la primera etapa se utilizó el software MultiSim 2014 de la National Instrument. Generando una señal en diferentes frecuencias para comprobar cada una de las etapas de. La Figura 11 a) muestra la salida de una señal de 8 mV (roja) amplificada 3.75 veces (naranja) como está definido en el diseño luego de la etapa de pre-amplificación y amplificación inicial.

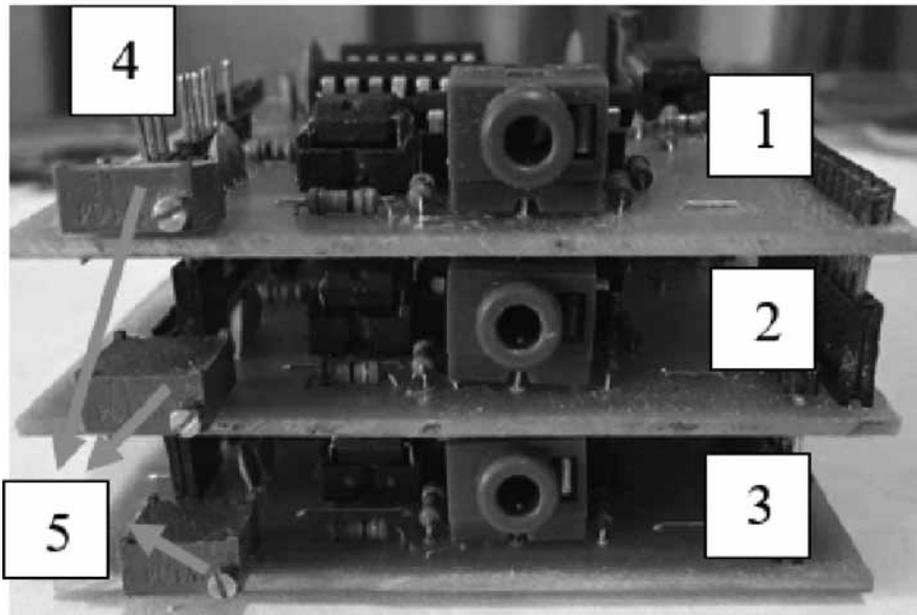


Figura 10. Partes de la tarjeta de adquisición de tres canales [Fuente: Autores].

Por su parte, en la Figura 11 b) muestra la salida del filtro pasa altas con  $F_c$  20 Hz para una señal de 11 Hz, donde se ve claramente la atenuación de la señal; la Figura 11 c) muestra el paso de la señal cuando es de 30 Hz.

Luego se comprobó el funcionamiento del filtro pasa bajas con  $F_c$  de 500 Hz para dos señales: una con frecuencia de 350 Hz y la segunda con frecuencia 600

Hz, le resultado se presenta en la Figura 12 a) y b) respectivamente. La Figura 12 c) muestra ya la salida final amplificada y rectificadora.

Para la segunda fase de pruebas se utilizaron señales EMG reales de un paciente amputado y se fueron guardando desde el osciloscopio los registros capturados; se inició observando los potenciales de la señal EMG con contracción y sin contracción como se evidencia en la Figura 13 a) y b) respectivamente.

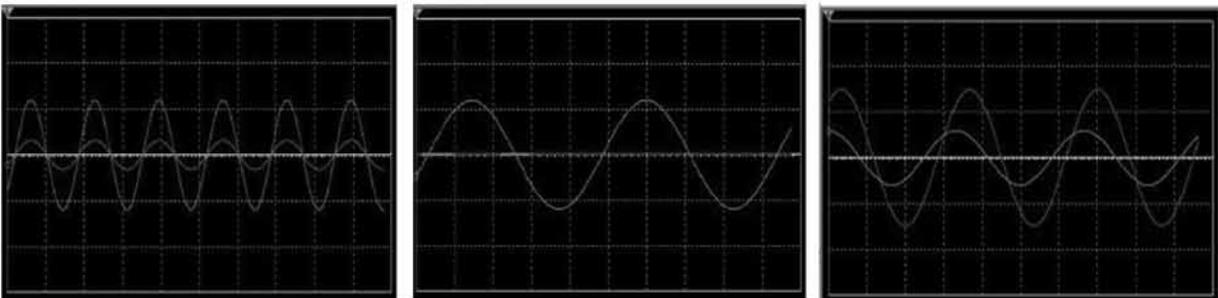


Figura 11. a) Salida de la etapa de pre-amplificación y amplificación inicial. b) Salida del filtro pasa altas ante una frecuencia de 11 Hz. c) Salida del filtro pasa altas ante una frecuencia de 30 Hz.

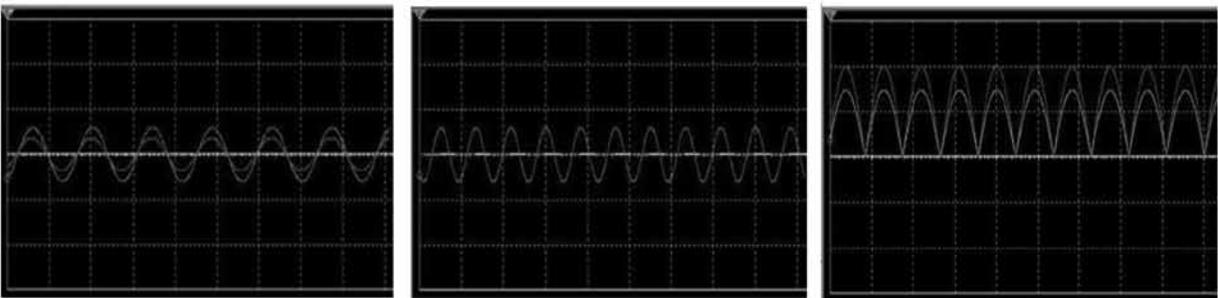


Figura 12. a) Salida del filtro pasa bajas ante una frecuencia de 360 Hz. b) Salida del filtro pasa bajas ante una frecuencia de 600 Hz. c) Salida final de amplificación y rectificación.

En la Figura 13 c) y Figura 14 a), b), c) se muestra el resultado del resto de las comprobaciones realizadas.

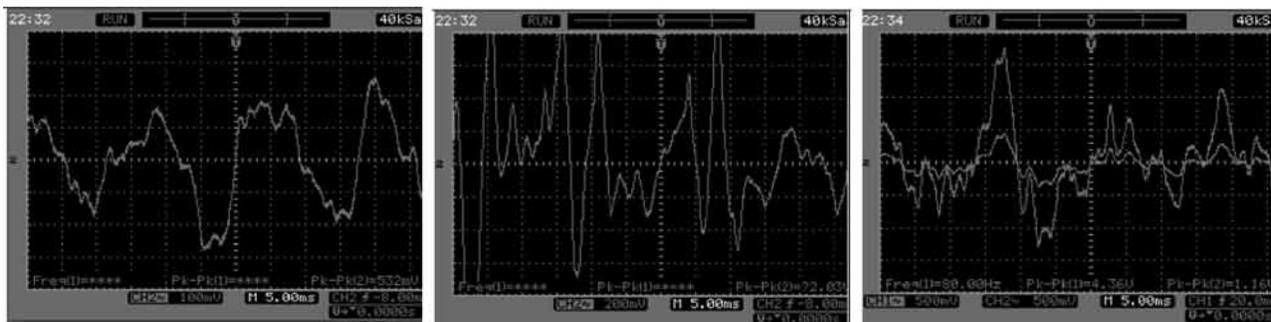


Figura 13. a) Captura de Señal EMG sin contracción. b) Captura de Señal EMG con contracción. c) Comparación entre la señal de la etapa de pre amplificación y la señal de la etapa de amplificación inicial.

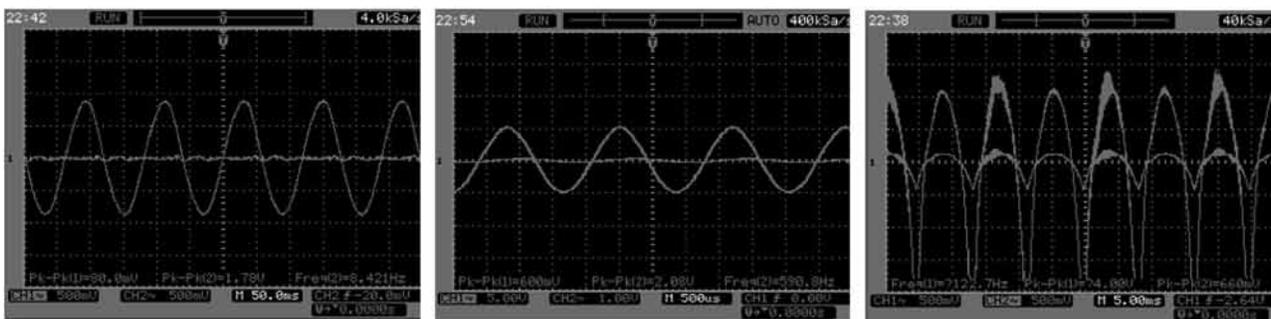


Figura 14. a) Respuesta del filtro pasa altas. b) Respuesta del filtro pasa bajas. c) Comparación entre la señal de la etapa de rectificación de onda completa y la señal de la etapa de amplificación final.

## 6. Conclusiones.

El desarrollo de la tarjeta conformada por 3 placas conectadas en paralelo permitió disminuir notablemente el tamaño de la tarjeta cumpliendo así con la necesidad que se planteó desde el inicio de que fuera lo más pequeña posible y que se adaptara con facilidad a cualquier prótesis.

Las pruebas que se fueron realizando a cada una de las etapas de las 3 placas que conforman la tarjeta demostraron que se garantiza el correcto funcionamiento de todo el sistema y por ende obtener una señal fiable y sin ruidos.

Al realizar este sistema novedoso y de bajo costo para la adquisición de señales electromiográficas, se ofrece la posibilidad de avanzar en el proceso de control de las prótesis mioeléctricas.

## Referencias.

[1] R. Barea Navarro. Electromiografía. Instrumentación Biomédica, 2013.

[2] P. Konrad. The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon U.S.A. Inc, 2006.

[3] S. Elena Butariu. Use of EMG Biofeedback as a Method of muscular training during physical exercise in elders. University of Medicine and Pharmacy Victor Babes, 2009.

[4] S. Alonso A. Entrenador Mioeléctrico de Prótesis para Amputados de Brazo y Mano. Hospital clínico Universitario, Universidad de Valladolid. Mapfre Medicina., vol. 13, nº 1, pp. 11-19, 2002.

[5] E. Hargrove L. A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric Signal Classification. En: Proc. of the 27th Annual Conf. Int IEEE EMBS pag. 5009-5012. , 2005.

[6] D. Jaimes Vega. Módulo de tratamiento de señales electromiográficas "MOTSEL". Universidad Pontificia Bolivariana. TE121/J26, Bucaramanga, 2005.

[7] F. León Vargas. Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones EMG para prótesis de

mano. Universidad Industrial de Santander, Santander. Colombia, 2008.

- [8] W. F. Ganong. Fisiología médica. México Ed, 2011.
- [9] L. Guyton. Tratado de fisiología médica. Elsevier, 2011.
- [10] C. S. Anzorandía. El Abece de la electroneuromiografía clínica. Editorial Ciencias Médicas, 2003.
- [11] L. C. Bigland B. Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. The Journal of Physiology, vol. 125, n° 2, p. 322, 1994.
- [12] L. I. Ghisolfi. Biofísica celular. 2010.[En línea]. Disponible en internet en: <http://es.slideshare.net/guest84589baf/bioelectricidad>.
- [13] D. Le Vay. Anatomía y fisiología humana. Paidotribo, 2008.
- [14] F. Marroquín. Anatomía y Fisiología humana, 2010.
- [15] J. Webster. Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook: Spatial, Mechanical, Thermal, and Radiation Measurement. CCR press, 2014.
- [16] J. Meziane. Dry electrodes for electrocardiography. En: Physiological Measurement, vol. 34, n° 9, p. 47, 2013.
- [17] A. Kirkup. Real time impedance plots with arbitrary frequency components. Physiological Measurement, vol. 20, n° 1, p. 103, 2000.
- [18] L. E. Avendaño. Analisis de la arquitectura sellen-key. En: Scientia Et Technica, n° 16 , pp. 212-216, 2001.