

# *Tarjeta de Adquisición y Tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano para el accionamiento de prótesis transradiales.*

*Darío Fernando Yépez Ponce*  
*Universidad Técnica del Norte*  
Ibarra, Ecuador  
dfyp1991@gmail.com

## **Resumen**

En este trabajo, se presenta el diseño del primer prototipo de una tarjeta de adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano. La principal meta perseguida durante el desarrollo de la tarjeta ha sido el de diseñar un sistema ligero, pequeño y de tres canales, el cual debe ser de fácil adaptabilidad y reproducción.

El trabajo describe el proceso de diseño utilizado para la elaboración de la placa. Para el monitoreo de la adquisición de señales mioeléctricas se utiliza como interfaz el software LabVIEW.

La tarjeta cuenta con tres canales de adquisición. Para disminuir el uso del número de electrodos se utiliza la configuración de tierra común. El propósito de diseñar esta tarjeta es la de en un futuro poder accionar prótesis transradiales.

**Palabras clave:** Señales mioeléctricas, tarjeta de adquisición, tratamiento de señales mioeléctricas.

## **I. INTRODUCCIÓN**

Con el avance de la tecnología, se ha logrado cada día mejorar la construcción de prótesis como extensiones de algún miembro del cuerpo humano con características como: flexibilidad, estética cosmética, peso ligero y multifuncionalidad. 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.

La electromiografía se basa en el estudio de las funciones musculares a través de las señales eléctricas producidas en los músculos mientras estos se contraen, estas señales son difíciles de adquirir y procesar debido a que son muy pequeñas (en un rango de 1-10mV) y altamente susceptibles al ruido (Konrad P., 2005).

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; para luego analizar los datos capturados para realizar el control de 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 (Butariu E., Butariu S., Minodora A., Novenau L., Mihalas G., 2009).

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 (Alonso A., Sánchez H., Hurtado E., Steinz D., Liptak L., 2002).

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 muestra Hargrove L. (Hargrove L., Englehart K., Hudgins B., 2005).

Este tipo de prótesis son cada vez más aceptadas por las personas con amputación de mano, porque permite a las personas que las utilizan desempeñarse activamente en el ámbito social y laboral.

El éxito de una prótesis mioeléctrica es medido por su desempeño en la ejecución de movimientos prácticos y esenciales, con la mayor naturalidad posible de los ejecutados por la mano humana y con la menor complejidad de operación por parte del paciente. Para esto, es esencial un adecuado proceso de análisis de las señales EMG.

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

## II. BIOELECTRICIDAD

### Sistema Neuromuscular

El sistema neuromuscular está comprendido por el sistema nervioso (Figura 1.a) y por el sistema músculo-esquelético (Figura 1.b), estos sistemas trabajan en conjunto para la generación de movimientos a partir de la recepción de estímulos. (Ganong W., Anguiano G., 1980) (Guyton A., 1997).

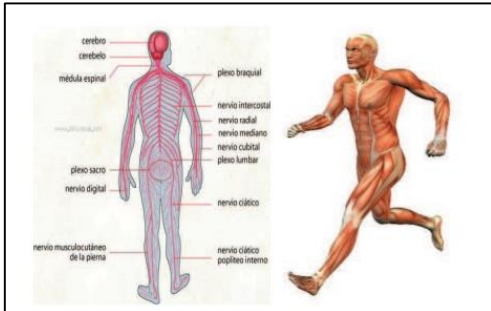


Figura 1 (a) Sistema Nervioso (b) Sistema Muscular (Dery B., 2005) (Anzorandia C., 2003)

### Fibras Musculares y Fibras Nerviosas

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  $-80\text{mV}$  y  $-90\text{mV}$  cuando no existe contracción alguna) (Anzorandia C., 2003).

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 2.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  $1\text{ m/s}$  y  $100\text{ m/s}$ . 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 2.b). El potencial de acción se propaga a lo largo del axón debido al ingreso y egreso de estos iones (Konrad P., 2005) (Bigland B., Lippold C., 1954) (Ituarte de Ghisolfi L., 2010).

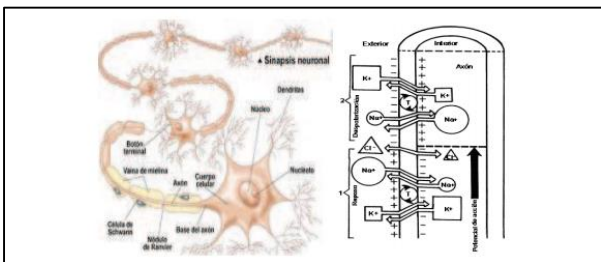


Figura 2 (a) Partes de la neurona (b) El potencial de acción: bases iónicas (Marroquín F., 201) (Brailowsky S., 2003)

### Unidad Motora

La unidad funcional más pequeña que describe el control del proceso de contracción muscular es la unidad motora (Figura 3), 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 (Anzorandia C., 2003) (Ituarte de Ghisolfi L., 2010) (Hollinshead H., 1983).

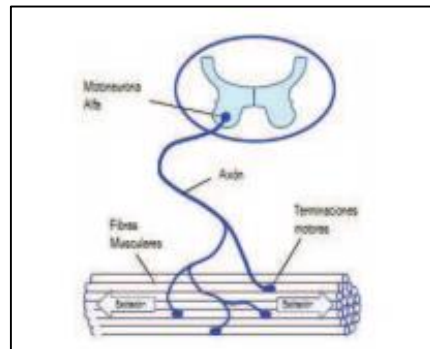


Figura 3 Unidad motora (Konrad P., 2005)

### 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 4), 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 la las células (Guyton A., 1997).

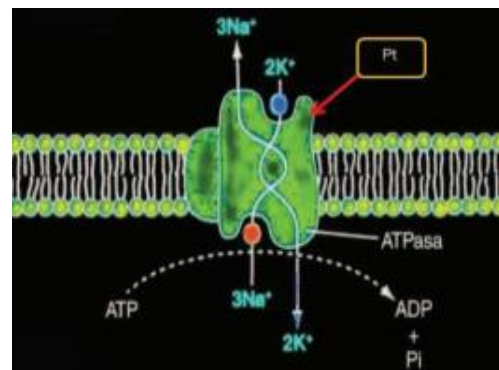


Figura 4 Bomba K-Na (Konrad P., 2005)

## 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 (Konrad P., 2005).

## Anatomía del Brazo

### Sistemas musculares del brazo

Para obtener una buena señal EMG es necesario realizar una correcta colocación de los electrodos sobre los músculos, para ello es necesario conocer la disposición de los mismos, además de conocer que músculos son los más idóneos para obtener dichas señales, dependiendo en gran medida de que músculos puede controlar mejor el usuario o paciente.

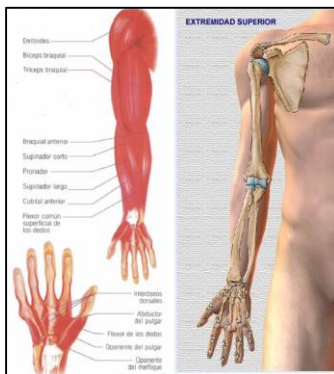


Figura 5 (a) Musculatura (b) Estructura ósea del brazo (Láminas Yzquieta., 2010) (IQB, 2013)

### Tríceps Braquial

Músculo de 3 cabezas, a las cuáles se les da el nombre de “vastos” (interno, externo, medio o largo). Ocupa prácticamente toda la cara posterior del húmero, salvo su segmento posterior que está ocupado por el deltoides.

Es un músculo sinérgico antagonista del bíceps braquial, facilitando la acción de atornillar, específica del ser humano en la manipulación de objetos con un fin establecido (Michael L., Richardson M., 2014).

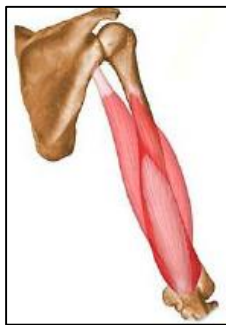


Figura 6 Tríceps Braquial (Michael L., Richardson M., 2014)

### Bíceps Braquial

Se encuentra junto al músculo coracobraquial. Topográficamente es del codo, pero funcionalmente es muy importante en la articulación escapulo humeral (Michael L., Richardson M., 2014).

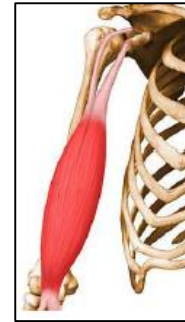


Figura 7 Bíceps Braquial (Michael L., Richardson M., 2014)

## III. CONSIDERACIONES GENERALES

Existen ciertos factores que deben tomarse en cuenta para una adecuada detección de las señales EMG, en este apartado se analizarán aspectos que resultan indispensables para obtener señales adecuadas.

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 0Hz y 500 Hz, existiendo mayor energía en las frecuencias entre 20 Hz y 500 Hz (Anzorandia C., 2003).

### Ruido Eléctrico

El ruido que se sobrepone a la señal, puede surgir de diversas fuentes:

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

### Inestabilidad de la señal

Debido a que se considera a la señal EMG de tipo aleatorio, se evitará adquirir la señal entre 0 Hz y 20 Hz porque se considera inestable debido a que son afectados por la naturaleza casi randómica de las unidades motoras (Anzorandia C., 2003).

### Tejido subcutáneo

Se considera al cuerpo humano como un buen conductor eléctrico, la conductibilidad de la piel varía dependiendo del tipo de tejido subcutáneo. En la Figura 8 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 (Anzorandia C., 2003).

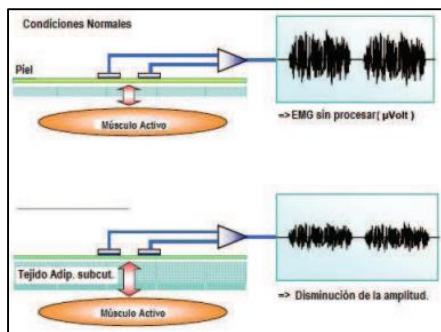


Figura 8 Influencia del tejido subcutáneo (Anzorandia C., 2003)

#### IV. PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES

Para el procesamiento de la señal electromiográfica, se diseñó siete etapas básicas que logran proporcionar una señal adecuada; estas etapas son:

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

Las etapas para la adquisición de señales electromiográficas se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 9.

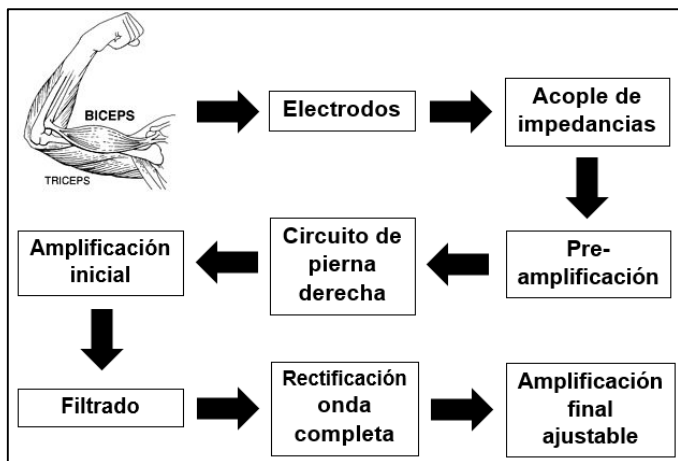


Figura 9 Diagrama de bloques del sistema de adquisición de señales EMG

#### Etapa de adquisición

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.

Para la selección de los amplificadores operacionales en la construcción de la tarjeta, en la Tabla 1 se realiza una comparación basada en los datasheets de tres Amplificadores Operacionales de Propósito General comunes en el mercado nacional.

	TL064	TL074	TL084
Number of Channels	4	4	4
Total Supply Voltage (Min) (+5V=5, +/-5V=10)	7	7	7
Total Supply Voltage (Max) (+5V=5, +/-5V=10)	36	36	36
GBW (Typ) (MHz)	1	3	3
Slew Rate (Typ) (V/us)	3.5	13	13
Vos (Offset Voltage @ 25C) (Max) (mV)	15	6	6
Iq per channel (Typ)(mA)	0.2	1.4	1.4
Vn at 1kHz (Typ) (nV/rtHz)	42	18	18
Operating Temperature Range (C)	-40 to 84	-40 to 85	-40 to 125
Offset Drift (Typ) (uV/C)	10	18	18
IIB (Max) (pA)	200	200	200
Io (Typ) (mA)	10	10	10
CMRR (Typ) (dB)	86	86	100
Iq per channel (Max) (mA)	0.25	2.5	2.8

Tabla 1 Comparación entre Amplificadores Operacionales de Propósito General

En base a la información presentada en la Tabla 1, se decidió utilizar el amplificador operacional TL084CN por presentar un alto rechazo en modo común (CMRR) y por su rango de temperatura de operación.

La etapa contiene el acoplamiento de las señales, para lo cual se utiliza amplificador operacional TL084CN 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.

#### Etapa de Preamplificación

Debido a que las señales adquiridas en la etapa anterior son de valores muy bajos, se realiza una etapa de preamplificación. 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 Navarro R., 2013; para esta etapa se debe utilizar un amplificador de instrumentación, que este a su vez debe de cumplir con ciertas características para tener un buen rendimiento en la adquisición de señales mioeléctricas; 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, en la Tabla 2 se realiza una comparación basada en los datasheets de tres Amplificadores de Instrumentación comúnmente utilizados para la adquisición de señales mioeléctricas.

	INA128	AD620	AD8221
Number of Channels	1	1	1
Vs (Min) (V)	4.5	2.3	2.3
Vs (Max) (V)	36	18	18
Input Bias Current (+/-) (Max) (nA)	5	1	0.4
Input Offset Drift (+/-) (Max) (uV/Degrees Celsius)	0.5	0.6	0.3
Noise at 1kHz (Typ) (nV/rt(Hz))	8	9	8
CMRR (Min) (dB)	120	100	80
Bandwidth at G=100 (Min) (kHz)	200	120	825
Gain (V/V)	1 to 10000	1 to 10000	1 to 1000
Gain setting method	resistor	resistor	resistor

Tabla 2 Comparación entre Amplificadores de Instrumentación

Tomando en consideración estas características, 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.

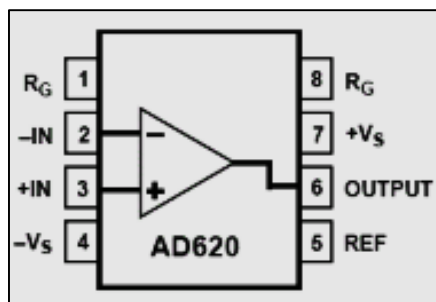


Figura 10 Amplificador de instrumentación AD620 (Datasheet AD620)

### 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 11, se muestra el diagrama del circuito de pierna derecha recomendado por el fabricante (Datasheet AD620).

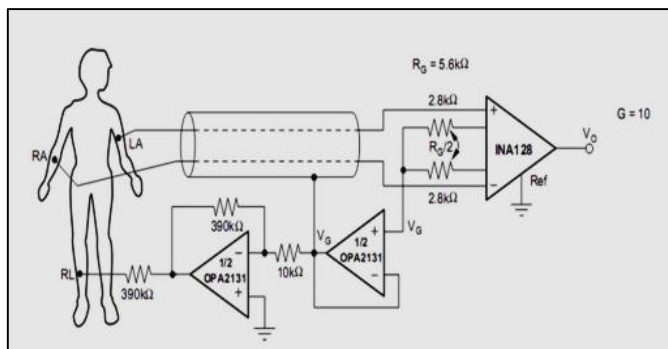


Figura 11 Circuito de pierna derecha (Datasheet AD620)

### Etapa de amplificación inicial

En esta etapa se realiza una amplificación posterior a la etapa de preamplificación, debido a que los niveles de voltaje son aún bajos.

### Etapa de Filtrado

Para la etapa de filtrado se utilizaron amplificadores operacionales en configuración de filtros Sallen Key. En las Figuras 12 y 13 se muestran las respuestas en frecuencia para los distintos tipos de configuración Sallen Key.

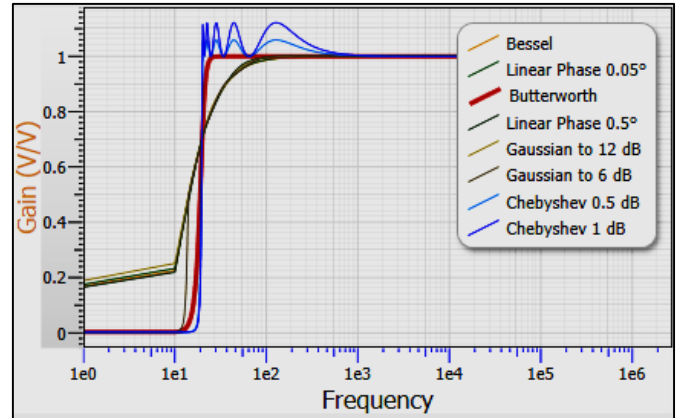


Figura 12 Gráfica de ganancia (V/V) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 20Hz

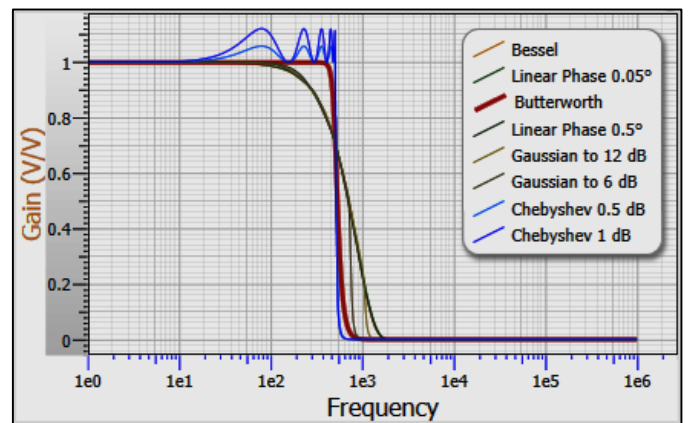


Figura 13 Gráfica de ganancia (V/V) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 500Hz

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 de octavo orden, 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 altos conectado en cascada con un filtro pasa bajos.

La función de transferencia de toda esta etapa es:

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

En la Figura 15 se puede observar la respuesta en fase y frecuencia del diseño de este filtro.

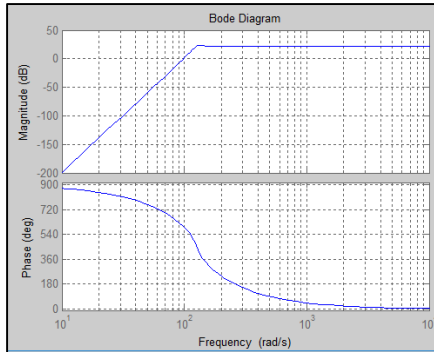


Figura 15 Respuesta en Fase y Frecuencia del Filtro Pasa Altas diseñado

La función de transferencia de toda esta etapa es:

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

En la Figura 17 se puede observar la respuesta en fase y frecuencia del diseño de este filtro.

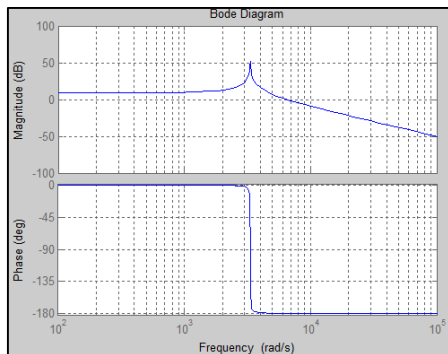


Figura 17 Respuesta en Fase y Frecuencia del Filtro Pasa Bajas diseñado

En la Figura 18 se puede observar la respuesta en fase y frecuencia del diseño del filtro pasabanda.

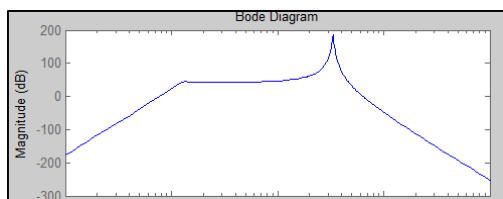


Figura 18 Respuesta en Frecuencia del Filtro Pasa Bandas diseñado

## 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 (Dery B., 2005).

## Etapa de amplificación final

Esta etapa permite amplificar la señal libre de ruidos, 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.

## V. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN

Una vez finalizada la elaboración del primer prototipo, era necesario tomar muestras y guardar los registros capturados; en una primera instancia se observó los potenciales en el osciloscopio.

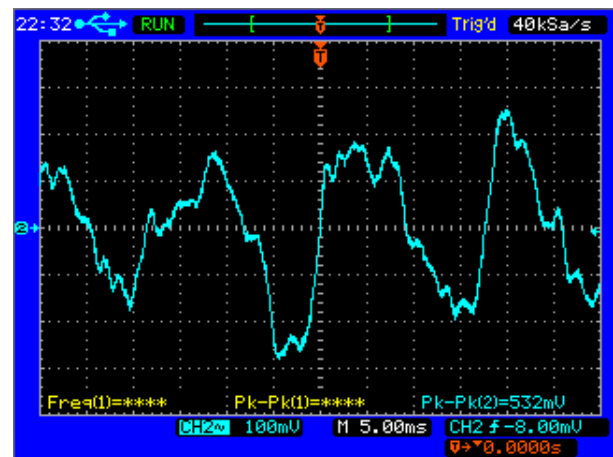


Figura 19 Captura de Señal EMG sin contracción

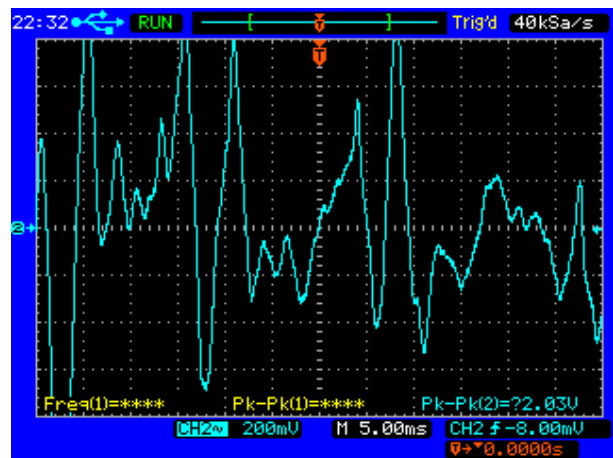


Figura 20 Captura de Señal EMG con contracción

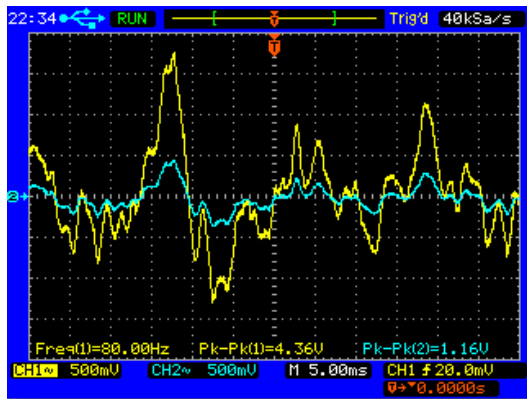


Figura 21 Comparación entre la señal de la etapa de preamplificación (celeste) y la señal de la etapa de amplificación inicial (amarilla).

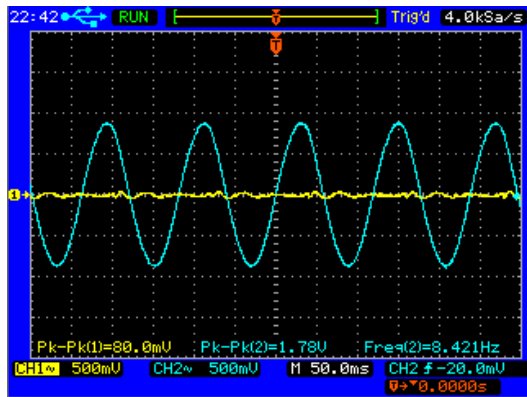


Figura 22 Respuesta del filtro pasa altas

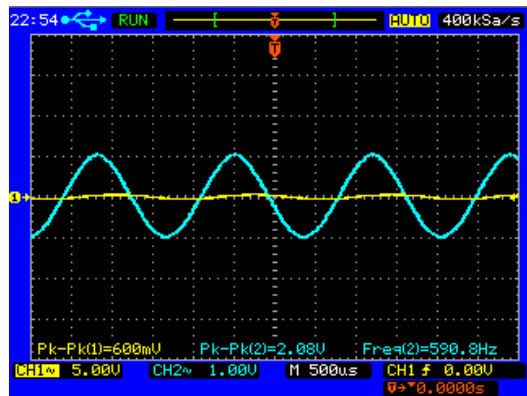


Figura 23 Respuesta del filtro pasa bajas

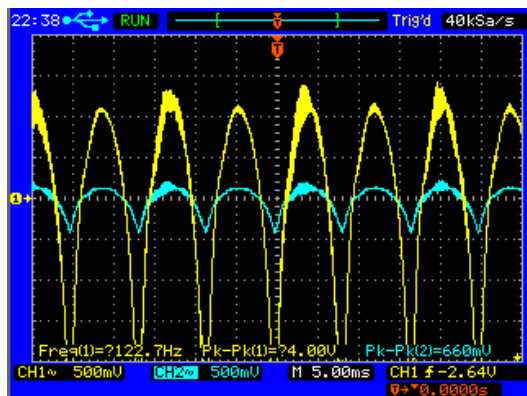


Figura 24 Comparación entre la señal de la etapa de rectificación de onda completa (celeste) y la señal de la etapa de amplificación final (amarilla).

Sin embargo surge la necesidad de tener los registros de estos potenciales en la computadora para poder graficarlos y compararlos con registros posteriores, es por eso que se utilizó una herramienta muy poderosa en el campo de la instrumentación electrónica, la instrumentación virtual.

En mi caso, utilicé la instrumentación virtual para digitalizar los potenciales EMG y guardarlos. Para este fin se utilizó el software LabVIEW de National Instruments. Para realizar la tarea de la digitalización de los datos se utilizó la tarjeta Arduino MEGA 2560.

En la Figura 25 y 26 se muestra la aplicación desarrollada en LabVIEW.

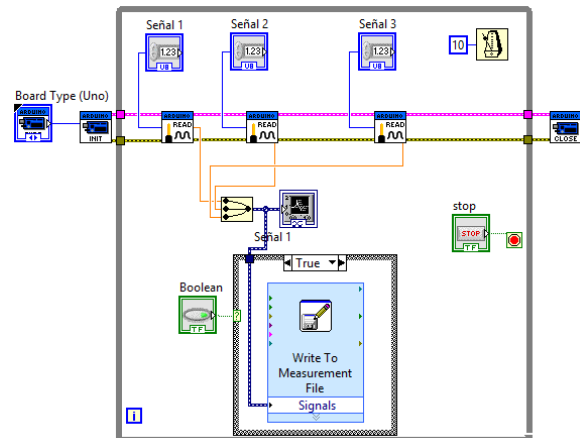


Figura 25 Diagrama de bloques en LabVIEW

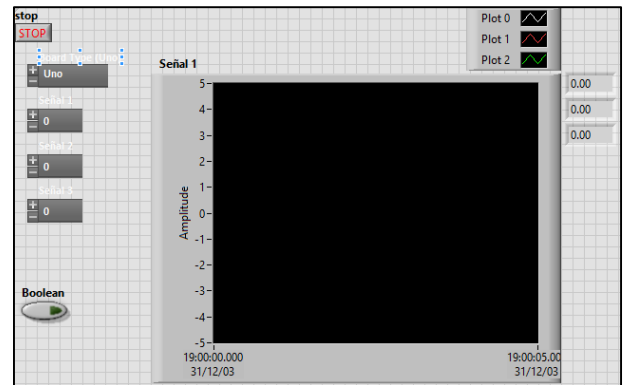


Figura 26 Interfaz gráfica en LabVIEW

## VI. CONCLUSIONES Y TRABAJOS A FUTURO

### Conclusiones

Para la adquisición de las señales EMG usando electrodos superficiales; se debe construir un dispositivo de registro de potenciales de acción muscular debido a que las señales mioeléctricas varían de intensidad muy rápidamente debido: variaciones de fuerza, fatiga muscular, atrofia muscular, etc.

Al realizar este sistema novedoso y de bajo costo para la adquisición de señales electromiográficas, se ofrece la

posibilidad de realizar avances innovadores en la biomédica, robótica, neuromecánica, otras.

## Trabajos a Futuro

El trabajo a futuro para este prototipo consiste en incluir una red neuronal artificial para completar el sistema de reconocimiento de patrones. También mejorar el sistema de adquisición, específicamente en cuanto al uso de electrodos.

Otra mejora que se puede considerar es cambiar los dispositivos pasivos (resistencias y capacitores) por componentes de montaje superficial para reducir el tamaño del circuito.

## Referencias

- [1] Alonso A., Sánchez H., Hurtado E., Steinz D., Liptak L., "Entrenador Mioeléctrico de Prótesis para Amputados de Brazo y Mano", Hospital clínico Universitario, Universidad de Valladolid. *Mapfre Medicina*. Vol 13, pp. 11-19, 2002.
- [2] Anzorandia C., "El ABC de la electroneuromiografía clínica", Editorial Ciencias Médicas, 2003.
- [3] Andrés Felipe Ruiz Olaya, "Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor", Universidad Carlos III de Madrid, Octubre 2008.
- [4] Analog Devices. AD620, Instrumentation Amplifier datasheet, 1999.
- [5] Barea Navarro, R. Instrumentación Biomédica "Electromiografía". Departamento Electrónica, Universidad Alcalá, 2013.
- [6] Bigland B., Lippold C., "Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle", 1954.
- [7] Brailowsky S., "La sinapsis: estructura y función", 2003.
- [8] Cameron John R. "Medical physics", 1992.
- [9] Dery B., "El Diccionario Visual", 2005.
- [10] Elena Butariu, Stelian Butariu, Andor Minodora, Lavinia Novenau, Georgeta Mihalas, "Use of EMG Biofeedback as a Method of muscular training during physical exercise in elders", University of Medicine and Pharmacy Victor Babes, 2009.
- [11] Electromiografía, reseña histórica, el primer estudio en profundidad. Disponible en: [http://telemedicina8.tripod.com/archivos/informe\\_EMG.pdf](http://telemedicina8.tripod.com/archivos/informe_EMG.pdf)
- [12] Fukuda, O. Tsuji, T. Kaneko, M. Otsuka, A. A human-assisting manipulator teleoperated by EMG signals and arm motions. *Japan. IEEE Transactions on Robotics and Automation*. April 1988.
- [13] Ganong W., Anguiano G., "Manual de fisiología médica", 1980.
- [14] Gupta, Vineet. Suryanara, Srikanth. Reddy, Narendra P. Fractal analysis of Surface EMG signals from the biceps. *Human Interface Laboratory, Department of Biomedical Engineering, University of Akron, OH 44325-0302, USA, December 1997.*
- [15] Guyton A., "Anatomía y fisiología del sistema nervioso: Neurociencia básica", Editorial médica panamericana, 1997.
- [16] Hargrove L., Englehart K., Hudgins B., "A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric Signal Classification", *Proc. of the 27th Annual Conf. Int. pag. 5009-5012. IEEE EMBS 2005.*
- [17] Heffner, G. Zucchini, W. Jaros, G.G. The electromyogram (EMG) as a control signal for functional neuromuscular stimulation. I. Autoregressive modeling as a means of EMG signature discrimination. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. April 1988.
- [18] Hermens, H. B. Frenks, "SENIAM 5: the state of the art on sensors and sensors placement procedures for surface electromyography", 2014.
- [19] Investigadores de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica (ESIME). Electromiógrafo que mide la actividad del músculo en pacientes que presentan algún tipo de enfermedad. Instituto Politécnico Nacional (IPN), México. 1995.
- [20] Ituarte de Ghisolfi L., "Biofísica celular", 2010.
- [21] Jaimes Vega, Diego F. Orduña Guerrero, Hernán. Módulo de tratamiento de señales electromiográficas "MOTSEL". Bucaramanga. Universidad Pontificia Bolivariana. TE121/J26, 2005.
- [22] Kapandji, A., "Fisiología Articular", Editorial Médica Panamericana, 2006.
- [23] Khandpur R.S. "Biomedical instrumentations. Technology and applications", MacGraw-Hill, 2004.
- [24] Konrad P., "The ABC of EMG", 2005.
- [25] Láminas Yzquieta., 2010.
- [26] León Vargas, Fabian M. Camacho Navarro, Jhonatan. Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones EMG para prótesis de mano. Universidad Industrial de Santander. 2008.
- [27] Marroquín F., "Anatomía y Fisiología humana", 2010.
- [28] Merletti, Roberto "Electromyography-Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications". Editado por: Merletti, Roberto; Parker, Philip© 2004 John Wiley & Sons.
- [29] Neuman, M. R. "Biopotential Electrodes. "The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- [30] Pant, H. A., Stanat, P., Schroeders, U., Roppelt, A., Siegle, T., & Pöhlmann, C. (2013). The IQB national assessment study 2012: Competencies in mathematics and the sciences at the end of secondary level.
- [31] Peter Konrad, "The ABC of EMG, A Practical introduction to kinesiological Electromyography", NORAXON INC. USA, April 2005.
- [32] Puurtine Merja. Bioamplifier Work. Disponible en: [www.rgi.tut.fi/KURSSIT/7102500/biovahvisitin/biovahvisitin.pdf](http://www.rgi.tut.fi/KURSSIT/7102500/biovahvisitin/biovahvisitin.pdf). Tampere University of Technology, Ragnar Granit Institute, Medical Electronics Laboratory, 2003.
- [33] Searle A. and L. Kirkup "A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recording electrodes". Department of Applied Physics, University of technology, Sydney, Broadway, NSW, 2007, Australia.
- [34] Universidad de Granada. Anatomía Funcional. *Músculos por orden alfabético*. <http://www.ugr.es/~dlcruz/musculos/indexmabc.htm>.