



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO**



**Facultad de Ingeniería**

---

**DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN SISTEMA DE ELECTROMIOGRAFÍA  
BASADO EN FILTROS DE 4to y 6to ORDEN CHEBYSHEV**

---

**T E S I S**

Que para obtener el Título de:

Ingeniero en Electrónica

Presenta:

Ricardo Benjamín Rivas Alejo

Director:

Dr. en C. Giorgio Mackenzie Cruz Martínez

Toluca, Estado de México

2021

## RESUMEN

Uno de los intereses de este proyecto es que en un futuro sea un prototipo que permita detectar enfermedades como: Síndrome de Túnel del Carpo, Polineuropatía Diabética, Radiculopatía Neuropatía, Polineuropatía, Miastenia, Gravi, Esclerosis Lateral Amiotrófica y miopatías entre otras. Además, analizando la amplitud de la onda, se puede diagnosticar enfermedades neuromusculares.

Este documento muestra el análisis, diseño y armado de un circuito de instrumentación capaz de medir las señales electromiográficas, el cual consta de una etapa de amplificación de instrumentación y filtros analógicos de hasta sexto orden tipo Chebyshev para eliminar las componentes no deseadas. Utilizando estos filtros en cascada, se puede obtener una señal analógica clara de los biopotenciales generados por los músculos recuperados por medio de electrodos. El circuito fue diseñado con el programa, *Filter Pro*<sup>®</sup> de Texas Instruments y fue probado con un modelo físico experimental con instrumentos de laboratorio (multímetro, generador de funciones, analizador de espectros y osciloscopio).

La respuesta de este sistema ha sido comparada con el sistema Biopac MP150 de Biopac Systems. Para realizar el análisis entre el sistema Biopac y el propuesto, se implementó un tratamiento de las señales obtenidas mediante MATLAB.

## CONTENIDO

RESUMEN .....	3
INTRODUCCIÓN .....	9
Planteamiento del problema .....	10
Justificación .....	11
Hipótesis .....	11
Objetivo general .....	11
1  MARCO TEÓRICO .....	13
1.1  SISTEMAS FISIOLÓGICOS DEL CUERPO .....	13
1.2  POTENCIALES BIOELÉCTRICOS.....	15
1.2.1  TIPOS DE POTENCIALES BIOELÉCTRICOS.....	16
1.3  SISTEMAS ELECTRÓNICOS QUE MIDEN LOS POTENCIALES BIOELÉCTRICOS.....	18
1.3.1  ELECTROCARDIOGRAMA .....	18
1.3.2  ENCEFALOGRAMA .....	19
1.3.3  ELECTROMIOGRAFÍA .....	21
1.4  BIOPAC.....	23
2  DEFINICIONES DE FILTROS ELECTRÓNICOS.....	26
2.1  TIPOS DE FILTROS .....	26
2.1.1  FILTROS PASIVOS .....	26
2.1.2  FILTROS ACTIVOS.....	26
2.2  AMPLIFICADORES OPERACIONALES.....	30
2.2.1  MODOS DE CONFIGURACIÓN DE LOS AMPLIFICADORES OPERACIONALES.....	31
2.3  AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN .....	32
2.3.1  AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN INA129 .....	33
2.4  DEFINICIÓN DE SEÑALES ELÉCTRICAS .....	34
2.5  APROXIMACIONES CLÁSICAS .....	36
2.5.1  FILTRO BUTTERWORTH .....	36
2.5.2  FILTRO CHEBYSHEV.....	37
2.6  HERRAMIENTA DE DISEÑO DE FILTROS .....	41
3  DISEÑO DE FILTROS PARA SEÑALES EMG .....	45
3.1  DESCRIPCIÓN GENERAL .....	45
3.2  ETAPA 1 Y ETAPA 2 .....	45

<b>3.3</b>	<b>ETAPA 3</b> .....	<b>47</b>
<b>3.3.1</b>	<b>AMPLIFICACIÓN</b> .....	<b>47</b>
<b>3.3.2</b>	<b>FILTRO PASA ALTAS</b> .....	<b>50</b>
<b>3.3.3</b>	<b>FILTRO PASA BAJAS</b> .....	<b>52</b>
<b>3.3.4</b>	<b>FILTRO RECHAZO DE BANDA</b> .....	<b>54</b>
<b>4</b>	<b>EXPERIMENTOS Y VALIDACIÓN</b> .....	<b>60</b>
<b>4.1</b>	<b>DISEÑO DEL EXPERIMENTO</b> .....	<b>60</b>
<b>4.2</b>	<b>MÉTODO DE VALIDACIÓN</b> .....	<b>64</b>
<b>4.2.1</b>	<b>MÉTODO DE VALIDACIÓN POR MEDIO DE VENTANAS</b> .....	<b>65</b>
<b>4.2.2</b>	<b>MÉTODO DE VALIDACIÓN POR RMS</b> .....	<b>69</b>
<b>4.3</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>70</b>
<b>4.3.1</b>	<b>RESULTADOS MÉTODO DE VENTANAS, FRECUENCIA DE MUESTREO 400 Hz</b> .....	<b>70</b>
<b>4.3.2</b>	<b>RESULTADOS MÉTODO DE VENTANAS, FRECUENCIA DE MUESTREO 1000 Hz</b> .....	<b>71</b>
<b>4.3.3</b>	<b>RESULTADOS MÉTODO RMS, FRECUENCIA DE MUESTREO 400 Hz</b> .....	<b>73</b>
<b>4.3.4</b>	<b>RESULTADOS MÉTODO RMS, FRECUENCIA DE MUESTREO 1000 Hz</b> .....	<b>73</b>
	<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>75</b>
	<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>76</b>
	<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	<b>78</b>
	<b>ACRÓNIMOS</b> .....	<b>78</b>
	<b>REFERENCIAS</b> .....	<b>79</b>

## INTRODUCCIÓN

La tecnología en la actualidad ha avanzado mucho, en todos los campos se han hecho cambios radicales. Desde que el hombre busco e implemento los conocimientos adquiridos, ha sido para mejorar la calidad de vida de los individuos. En el campo de la medicina específicamente, por medio de la tecnología se abre un nuevo panorama para tratar la salud en seres humanos, especialmente en el área de la ingeniería biomédica. Hoy en día se tienen grandes logros en órganos artificiales, por ejemplo: pulmones, nervios y músculos artificiales, etc. Dichos avances tecnológicos han dado cabida a dispositivos capaces de detectar las señales emitidas por los músculos del cuerpo.

Estas señales se denominan señales mioeléctricas, y son obtenidas por medio de electrodos; sin embargo, dichas señales están dentro de los milivolts. Su amplitud esta por el orden de 0-10 mV pico a pico o de 0-1.5 mV (Vrms) (Osiel Arbeláez Salazar, 2007), dependiendo de donde estén situados los electrodos con respecto al músculo y de la actividad de este. Por medio de dichas señales y analizando las características de estas, es posible diagnosticar enfermedades tales como: Síndrome de Túnel del Carpo, Polineuropatía Diabética, Radiculopatía Neuropatía, Polineuropatía, Miastenia, Gravi, Esclerosis Lateral Amiotrófica y miopatías entre otras.

El objetivo general es diseñar la instrumentación electrónica necesaria para obtener las señales producidas por los músculos alojados en los miembros superiores del cuerpo humano. Para alcanzar este objetivo se usará la siguiente metodología: por medio de electrodos superficiales se obtendrán las señales mioeléctricas del miembro superior, será necesario utilizar amplificadores de instrumentación para adecuar dicha señal. Se implementarán a una etapa de amplificación y filtrado, con los cuales se rechazarán las frecuencias no deseadas y que pueden interferir en las señales emitidas por los músculos. En particular se utilizarán 3 tipos de filtros que son: filtro paso altas, filtro paso bajas y filtro rechazo de banda, dichas señales se captarán con la tarjeta NI USB-6009 de National Instruments para su registro.

Por medio de un protocolo de pruebas, los resultados serán comparados contra el sistema Biopack y por medio de Matlab se analizarán los datos obtenidos de ambos dispositivos. De este modo verificar si se logra la hipótesis, es decir; el resultado será de +/- 10% de diferencia entre ambos dispositivos. Este trabajo de tesis consta de cuatro apartados: el Capítulo 1 presenta la fundamentación teórica sobre los potenciales bioeléctricos; así como los diferentes tipos de electrodos que existen. Además, los sistemas electrónicos utilizados para la obtención de las diferentes señales generadas por el cuerpo. Cerrando este Capítulo con la presentación del dispositivo llamado Biopac. En el Capítulo 2 se presentan los fundamentos de los diferentes filtros existentes, así como la presentación del programa *Filter Pro*<sup>®</sup>. Así como su respuesta en diagramas de Bode de frecuencia y amplitud. El Capítulo 3 se expone el diseño utilizado para la realización de esta tesis. El Capítulo 4 se presenta las pruebas y resultados con las que se evalúa el dispositivo propuesto, finalmente se dictan las conclusiones.

## Planteamiento del problema

La tendencia tecnológica actual está virando a sistemas inteligentes capaces de monitorear señales biológicas del ser humano. Estos dispositivos se llaman wearables<sup>1</sup>, y son todos los dispositivos electrónicos que se pueden traer puestos y hacer actividades cotidianas (Sedano, 2012). Una rama de ellos se especializa en dar seguimiento a diversas señales fisiológicas del ser humano. Se pueden citar a los podómetros basados en acelerómetros que miden la cantidad de pasos que una persona da en el día (A, 2012), existen otros que miden la cantidad de oxígeno disuelto en la sangre, dando información suficiente para calcular ritmo cardiaco y mediciones de la quema de calorías (M V. , 2013). Otros también encargados de medir el pulso cardiaco, utilizan directamente señales mioeléctricas captadas mediante electrodos en el torso cerca del corazón, con el fin de dar seguimiento al desempeño del cuerpo humano en la ejecución de actividades físicas (M E. , 2006).

En general hay gran interés en monitorizar al cuerpo humano, sin embargo, existen señales mioeléctricas especialmente las producidas por músculos diferentes al corazón que son complicadas de medir. Debido a la naturaleza propia de las señales (amplitud y frecuencia) y que, en un miembro, por ejemplo; cada capa de músculos tiene sus propias señales y es difícil aislarlas. Capturar estas señales ayuda en diversas ramas, como por ejemplo la rehabilitación de miembros, diagnóstico temprano de algunas enfermedades, interfaces hombre máquinas en robótica colaborativa, sistemas hápticos y la utilización de prótesis por mencionar algunos (Correa Figueroa, 2016).

Otro problema con los sistemas mioeléctricos es que requieren electrodos con ciertas sustancias para mejorar la conductividad y la conectividad, pero esto los hacen engorrosos para poder llevarlos y ubicarlos en la piel. Además, su uso constante hace que se agoten fácilmente las baterías.

Existen aparatos de laboratorio calibrados para satisfacer normas médicas en el mercado, por ejemplo, el biopack MP150 Systems. Es un sistema flexible y probado de adquisición y análisis de datos modulares para la investigación en ciencias de la vida. Tiene 16 canales para la medición de señales tales como: ECG (Electrocardiograma), HRV (Heart Ratio Variability por sus siglas en inglés), EEG (Electroencefalograma), EMG (Electromiograma u electromiografía), EGG(Electrogastrograma), con una frecuencia de muestreo de hasta 400 kHz, con conexión Ethernet. Se ocupa en investigación como patrón para comparar diseños de sistemas electrónicos y para obtener señales reales que sirven en el desarrollo de diferentes experimentos (Biopack systems inc., 2019). La universidad autónoma del Estado de México cuenta con algunos de estos dispositivos, específicamente en la facultad de bioingeniería. El cual será utilizado dentro de la institución para la validación de esta tesis.

---

<sup>1</sup> Corti, Sebastián. Impacto de dispositivos "wearables" en el monitoreo de la salud

De última generación los fabricantes de smart watch, están incluyendo electrodos para medir este tipo de señales, como el Apple Watch serie 4. Estos nuevos dispositivos dicen cuántas calorías has quemado durante el día, vigila la frecuencia cardiaca y te alerta si hay algo inusual (arritmia); todos estos registros son guardados para ser visualizados posteriormente. Además, cuenta cuantos pasos se dan diariamente (Apple, 2019). Este es uno de los tantos ejemplos disponibles en el mercado de wearbles que miden las señales del cuerpo humano. Existe gran interés en perfeccionar y mejorar estos sistemas a nivel mundial y dentro de las potencias tecnológicas. En la actualidad los diseños de estos dispositivos están en las manos de los ingenieros en electrónica, que comprenden la fisiología del cuerpo humano. A nivel experimental y académico es necesario diseñar sistemas originales para medir señales mioeléctricas, para evitar la necesidad de adquirir equipos costosos. Los sistemas que se desarrollen deben de tener bien definido los rangos de operación y la confiabilidad de las mediciones.

### Justificación

Analizando las características de la onda de una señal mioeléctrica (frecuencia y la forma de la onda) es posible diagnosticar las siguientes enfermedades: Síndrome de túnel del carpo, polineuropatía diabética, radiculopatía neuropatía, polineuropatía, miastenia, gravi, esclerosis lateral amiotrófica y miopatías entre otras. Analizando la amplitud de la onda se pueda diagnosticar enfermedades neuromusculares (Alvarez Fiallo, 2007).

Por otra parte, en México viven alrededor de 7.1 millones de personas con alguna discapacidad, lo que representa aproximadamente al 6% de la población total (INEGI, 2016). Por lo que se pretende diseñar un circuito electrónico que, obtenga las señales eléctricas generadas por el movimiento de los músculos del miembro superior del cuerpo humano como parte fundamental de un sistema de rehabilitación o prótesis.

### Hipótesis

El sistema electrónico EMG (Electromiográfico) resultante tendrá un funcionamiento equiparable con el módulo de electromiografía del biopack MP150 con un error +/- 10%.

### Objetivo general

Construir un sistema electrónico para medir las señales producidas por los músculos alojados en los miembros superiores.

# CAPÍTULO 1

## MARCO TEÓRICO

En el presente Capítulo se abordan los conceptos fundamentales de fisiología del ser humano y se definen sus señales, se habla de los potenciales bioeléctricos en detalle. Se describen los sistemas electrónicos dedicados para procesar las diferentes señales generadas por el corazón, la cabeza y los músculos. Se concluye con un análisis del sistema comercial Biopac.



## 1 MARCO TEÓRICO

### 1.1 SISTEMAS FISIOLÓGICOS DEL CUERPO

“Un sistema es una combinación de componentes que actúan juntos y realizan un objetivo determinado. Un sistema no está necesariamente limitado a los sistemas físicos. El concepto de sistema se puede aplicar a fenómenos abstractos y dinámicos, como los que se encuentran en la economía. Por tanto, la palabra sistema debe interpretarse en un sentido amplio que comprenda sistemas físicos, biológicos, económicos y similares” (Ogata, 2010). Esta definición también aplica al cuerpo humano, que es un conjunto llamado sistema fisiológico. La fisiología es el estudio de la función biológica del cuerpo humano, desde los mecanismos moleculares dentro de las células hasta las acciones de los tejidos órganos y sistemas (Fox s. l., 2014).

El cuerpo humano está conformado por diferentes sistemas. Cada sistema tiene una función específica para lograr su supervivencia. Entre dichos sistemas se encuentran: el sistema nervioso, el sistema respiratorio, el sistema cardiovascular, etc. Se puede hacer la analogía del cuerpo como un tipo de máquina, la cual tiene señales de entrada y de salida. Estas señales le permiten comunicarse con su entorno e interactuar con el mismo, este tipo de sensaciones o señales pueden ser de entrada como: la vista, el gusto, el olfato, el oído etc., las cuales envían estímulos físicos al cerebro. Por otra parte, los seres humanos nos comunicamos con el mundo con señales de salida como el habla, los movimientos gesticulares, transpiración, etc. (Cromwell, 1980). En la Figura 1 se pueden observar algunos ejemplos de señales de entrada y salida.

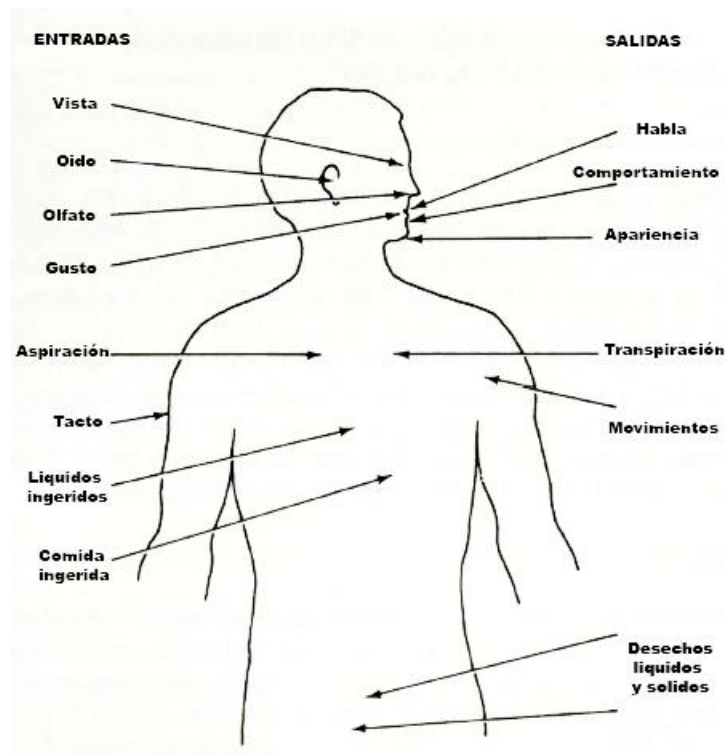


Figura 1: Señales de entrada y salida del cuerpo humano (Cromwell, 1980).

El sistema nervioso es la red neuronal que se distribuye por todo el cuerpo, mediante terminales nerviosas desde la cabeza (las neuronas) hasta la punta de los dedos. Encargado de controlar varias funciones del cuerpo, este es el sistema más complejo en el cuerpo. Esta red se conecta a la unidad central (el cerebro) quien procesa la información. Usando esta red neuronal, una persona es capaz de tomar decisiones, resolver problemas complejos, crear arte, poesía, y música, crear emociones e integrar información de entrada de todas las partes del cuerpo (Cromwell, 1980).

El sistema neurotransmisor del ser humano será el objeto de estudio de este trabajo. Este sistema está compuesto por neuronas que son las células que reciben señales (pulsos eléctricos) estas células integran la información recibida; después comunican la respuesta a los músculos provocando el movimiento en ellos. Las neuronas se componen de tres partes principales, que son: el cuerpo, dendritas y axón (Fox S. , 2011).

Las dendritas “son prolongaciones delgadas y ramificadas que se extienden desde el citoplasma del cuerpo celular. Las dendritas proporcionan un área receptiva que transmite impulsos electroquímicos graduados hacia el cuerpo celular” (Fox S. , 2011). La composición de las neuronas se muestra en la Figura 2. Por otra parte, los axones están conectados en las dendritas, siendo más largos que las dendritas. El potencial eléctrico pasa por ellas hasta el punto destino.

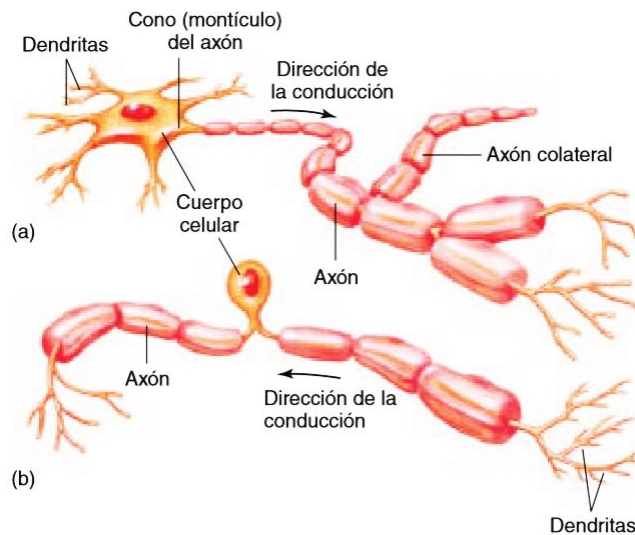


Figura 2: Representación de una Neurona (Fox S. , 2011) a) Neurona motora, b) Neurona sensitiva.

Las líneas encargadas de transmitir la información son los nervios quienes en arreglos intrincados se adecuan con las necesidades del sistema; detectando las diferentes manifestaciones energéticas como: el frío, el calor, la presión etc. Por medio de los nervios y con el control del cerebro somos capaces de movernos. Mediante las fibras musculares del cuerpo humano, conectadas a los nervios el cerebro se envía señales electroquímicas (estímulos). Los músculos esqueléticos realizan dos acciones: contracción y relajación. Al ser estimulado el músculo por un impulso motor, éste se contrae; cuando el impulso se discontinúa, el músculo se relaja. Para comprender mejor estos movimientos observe la Figura 3 en la cual se muestra que dependiendo

si la neurona sensorial está siendo cargada positiva o negativamente será el tipo de reacción que tendrá el músculo (Fox s. I., 2014).

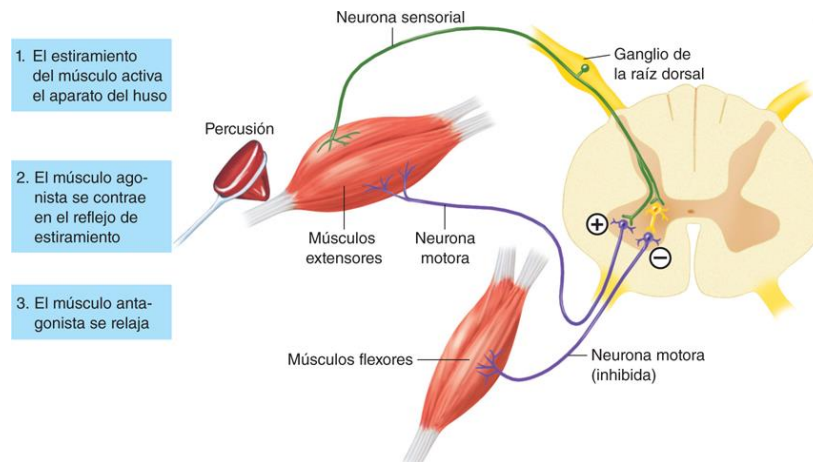


Figura 3: Relajación y contracción de los músculos (Fox S. , 2011).

## 1.2 POTENCIALES BIOELÉCTRICOS

Los sistemas del cuerpo tienen sus propias señales, dichas señales contienen la información necesaria para el correcto funcionamiento del sistema. Estas señales son los potenciales bioeléctricos asociados con la conducción de los nervios, actividad cerebral, latidos del corazón, actividad muscular etc. (Cromwell, 1980). Este potencial bioeléctrico se crea a partir de los procesos electroquímicos dentro de cierto tipo de células especiales. Los músculos y nervios están compuestos por células, alrededor de estas células hay fluidos que genera el cuerpo mismo. Estos fluidos son soluciones conductoras cargados de átomos conocidos como iones. Los principales iones son sodio ( $Na^+$ ), potasio ( $K^+$ ), y cloro ( $Cl^-$ ) (Cromwell, 1980). Estos iones entran y salen de las membranas de las células, provocando así el movimiento de los músculos.

Cada una de las células (miocitos) pasa por diferentes etapas que son: potencial de reposo (cuando la diferencia de potencial tanto adentro como afuera de la membrana están en equilibrio), una membrana se encuentra en estado de reposo se dice que esta polarizada; al ser excitada una célula y tiene un potencial de acción esta despolarizada. Finalmente, cuando los iones de sodio salen de la célula, esta vuelve a su estado de potencial de reposo llegando a su estado de repolarización. La Figura 4 muestra cada una de las etapas.

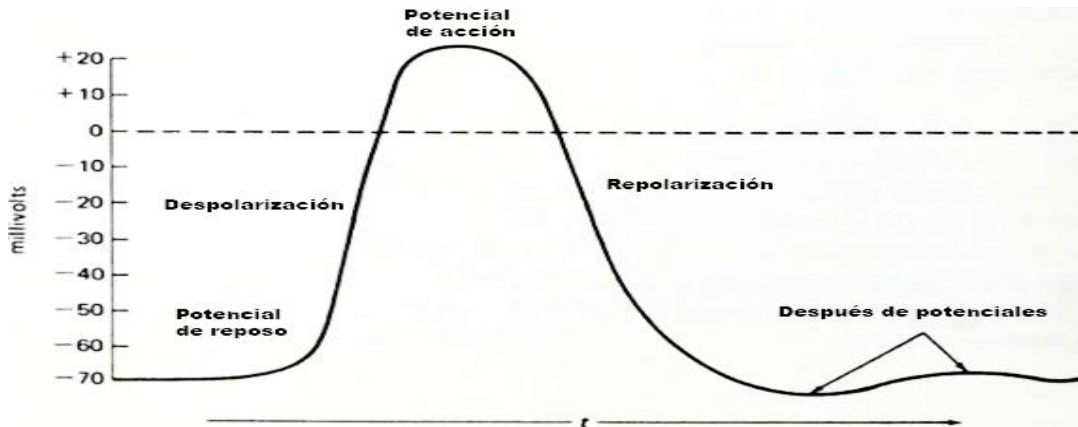


Figura 4: Forma de onda de acción de potencial (Cromwell, 1980).

Tal como se muestra en la Figura 4 las células se encuentran en potencial de reposo, pasan por el proceso de despolarización para llegar a su punto máximo en 20 mV. Una vez que se ha alcanzado el potencial de acción, mediante los estímulos y movimientos del cuerpo las células regresan a la repolarización y comienza de nuevo el proceso. El tiempo que transcurre este proceso varía dependiendo del tipo de célula utilizada. No obstante, la duración total es de 1ms. El músculo del corazón, por otra parte, se repolariza mucho más despacio, el potencial de acción del músculo del corazón usualmente dura de 150 a 300 ms (Cromwell, 1980).

Es importante mencionar que cuando una célula es excitada, la zona alrededor de ella también se excita; en este momento comienza a correr un flujo o corriente de iones. Provocando el movimiento de las fibras musculares. Para medir o recuperar dichos movimientos y señales de los músculos, se utilizan electrodos. Los electrodos miden la diferencia de potencial en los diferentes puntos en los cuales han sido conectados.

### 1.2.1 TIPOS DE POTENCIALES BIOELÉCTRICOS

A continuación, se exponen algunos de los potenciales bioeléctricos presentes en la fisiología humana. Es decir, las señales generadas por el corazón, las señales de las neuronas cerebrales y las señales provocadas por los músculos. Son expuestos aquí para entender a detalle cómo funcionan y cómo se comportan los patrones de las señales de los potenciales bioeléctricos, visualizados con los diferentes dispositivos especializados para su correcta medición.

#### 1.2.1.1 SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

El comportamiento del corazón puede ser conocido mediante las señales eléctricas emitidas por este. Las señales (potenciales bioeléctricos) son emitidas por el movimiento de los músculos alojados en dicho órgano, a través del estudio y análisis de estas; se puede saber si el corazón funciona correctamente o tiene algún problema físico o deformación. Para que se entienda mejor como se adquieren las señales del corazón, se debe conocer su fisiología. El corazón tiene 4 cavidades, las 2 superiores llamadas aurícula izquierda y aurícula derecha; que trabajan en conjunto. Las cavidades inferiores (ventrículo izquierdo y derecho) operan al mismo tiempo. Los músculos de los ventrículos son más grandes que los de las aurículas, por lo tanto, hacen la mayor

parte del trabajo en bombear la sangre hacia las venas. Cada acción de potencial en el corazón se origina cerca de la parte superior derecha del atrio, en un punto llamado sino atrial nodo (SA) o marca pasos (Cromwell, 1980) cada una de estas partes del corazón pueden observarse en la Figura 5.

Es importante mencionar todo esto porque aquí es donde se generan principalmente las señales, cuando esta zona es activada se producen ondas que recorren cada parte del corazón. Dichas ondas terminan en un punto central del corazón, llamado nodo atrio ventricular (AV) (Cromwell, 1980). La actividad del corazón se expresa en cargas +/- o -/+ (dipolos), estas cargas se propagan por la superficie, son obtenidas mediante los electrodos de superficie.

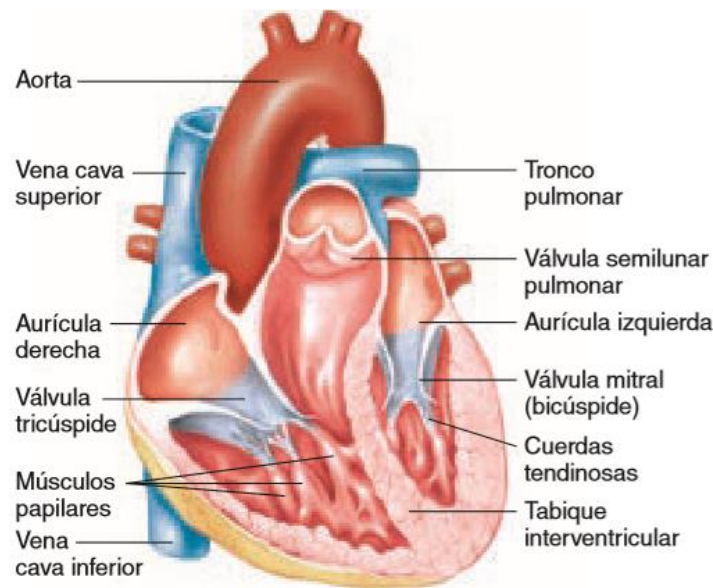


Figura 5: Fisiología del corazón (Fox S., 2011).

### 1.2.1.2 SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CEREBRO

La actividad del cerebro es medida con electroencefalografía (EEG). Para medir las formas de onda que son generadas por células alojadas en la corteza cerebral, los electrodos superficiales son colocados en el cuero cabelludo. Originalmente se pensaba que los potenciales EEG, representaban la suma de los potenciales de acción de las neuronas en el cerebro. Teorías posteriores, indican que los patrones eléctricos obtenidos del cuero cabelludo son en realidad el resultado de potenciales graduados en las dendritas de las neuronas en la corteza cerebral y otras partes del cerebro. (Cromwell, 1980). Las amplitudes de voltaje que se presentan en la encefalografía van desde los 10  $\mu\text{V}$  hasta 100  $\mu\text{V}$ . El ancho de banda de este potencial bioeléctrico es desde 1 Hz hasta los 100 Hz (Cromwell, 1980).

### 1.2.1.3 SEÑALES ELÉCTRICAS GENERADAS POR LOS MÚSCULOS

Las fibras musculares cuando son excitadas por una corriente de iones generan potenciales bioeléctricos. Los potenciales EMG de un músculo o un grupo de músculos producen una forma de onda que varía de amplitud con la cantidad de actividad muscular. Amplitudes pico varían de 50

$\mu\text{V}$  a cerca de 1 mV, dependiendo de la localización de los electrodos medidores con respecto al músculo y la actividad del músculo. Una respuesta de frecuencia 10 Hz a cerca de los 3000 Hz es requerida para una reproducción fiable (Flores, 2007).

Para medir los potenciales bioeléctricos de los músculos, se utilizan electrodos. Cuando se desea obtener la señal de un grupo de fibras musculares, se utilizan los electrodos de superficie; pero cuando se desea medir una fibra o nervio en específico; se utilizan electrodos de aguja. En este trabajo se utilizan los electrodos de superficie, puesto que estos no son invasivos y con ayuda de gel especializado se obtienen buenas respuestas.

### 1.3 SISTEMAS ELECTRÓNICOS QUE MIDEN LOS POTENCIALES BIOELÉCTRICOS

Las representaciones que se describen a continuación se han adecuado para las diferentes señales eléctricas obtenidas en el cuerpo humano generadas por los músculos del corazón las neuronas cerebrales desplegadas y por los músculos.

#### 1.3.1 ELECTROCARDIOGRAMA

Los potenciales bioeléctricos generados por los músculos del corazón resultan en un electrocardiograma (Cromwell, 1980). Utilizando los electrodos en la superficie del corazón se puede obtener una forma de onda como la que se presenta en la Figura 6. La onda P representa la despolarización de la musculatura atrial. El conjunto QRS es el resultado de la combinación de la repolarización de la atria y de la despolarización de los ventrículos, el cual transcurre casi simultáneamente. La onda T es la onda de la repolarización ventricular. (Cromwell, 1980).

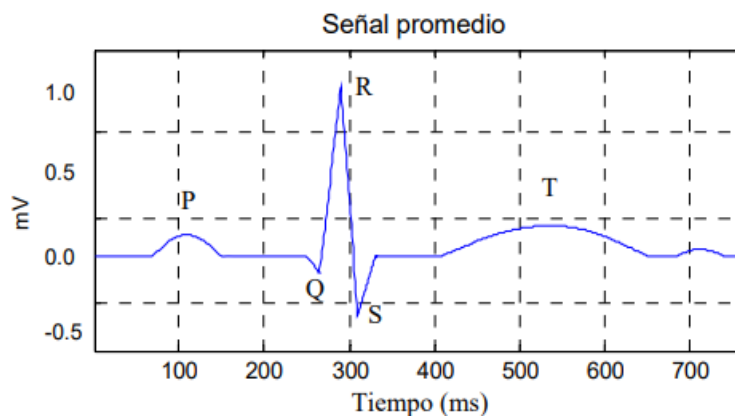


Figura 6: Forma de onda Electrocardiograma (Alberto Ochoa, 2010). P: despolarización, QRS: combinación de la respiración de la atria, T: onda de la repolarización ventricular.

Cabe mencionar que esta forma de onda puede verse diferente, si se considera el tipo de electrodo que se utiliza; así como de la posición de estos. La actividad cardiaca se puede captar desde cualquier superficie del cuerpo. Existen 12 derivaciones que recogen esta medida con mayor exactitud. Las derivaciones son las combinaciones de puntos corporales desde los cuales se registra rutinariamente la actividad cardiaca. (Alberto Ochoa, 2010). A continuación, se presentan algunas de las diferentes derivaciones.

- **Derivación 1.** El polo negativo al brazo derecho, el polo positivo al izquierdo. De este modo se presentan potenciales positivos. Al intercambiar los polos serán potenciales negativos.
- **Derivación 2.** Polo negativo a brazo derecho y el polo positivo va a la pierna izquierda. Así se registran potenciales positivos.

*En la Tabla 1 y*

Tabla 2 se presentan valores normales de voltaje y duración de la forma de onda de un electrocardiograma.

*Tabla 1 Amplitud en volts ECG*

Onda	Diferencia de potencial
P	0.25 mV
R	1.60 mV
Q	25 % de la onda R
T	0.1 a 0.5 mV

*Tabla 2 Duración en segundos ECG*

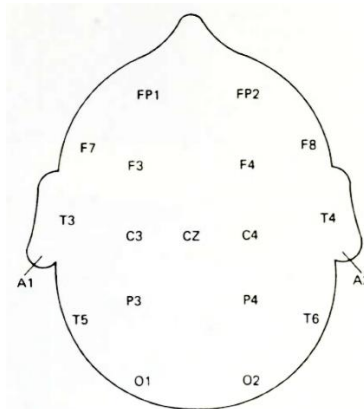
Intervalo	Segundos
P-R	0.12s a 0.20s
Q-T	0.35s a 0.44s
Segmento S-T	0.05s a 0.15s
Intervalo P	0.11s
Intervalo QRS	0.09s

### 1.3.2 ENCEFALOGRAMA

La representación grabada de los potenciales bioeléctricos generados por la actividad neuronal del cerebro se llama encefalograma (EEG) (Cromwell, 1980). En comparación con el electrocardiograma, un encefalograma presenta formas de onda más complejas. En este caso los electrodos son colocados en el cuero cabelludo y la tierra o punto de referencia es tomada en el lóbulo de la oreja. Para una mejor obtención de las señales, se debe colocar gel conductor en los electrodos para reducir la interferencia (Egea, 2015).

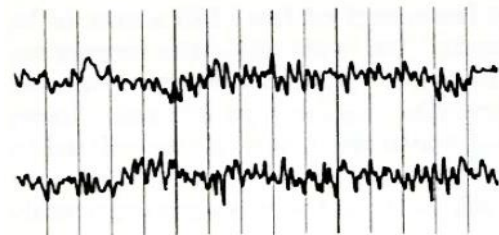


La colocación de los electrodos en el cuero depende de los requerimientos. En la práctica, es generalmente usado un patrón estándar llamado Sistema de Posición 10-20 de electrodos. Este sistema fue ideado por un comité de la Federación Internacional de Sociedades para Encefalografía. Es llamado así porque el espacio entre electrodo está basado en intervalos de 10% a 20% de la distancia entre puntos específicos en el cuero cabelludo. La colocación de los electrodos se muestra en la Figura 7.

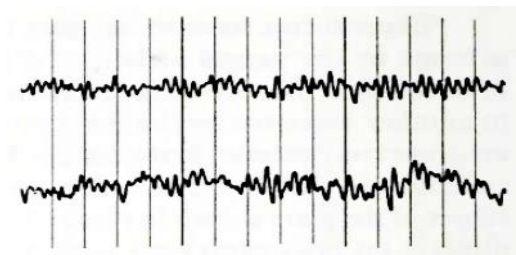


*Figura 7: Configuración de electrodos en EEG (Cromwell, 1980).*

Cuando la actividad cerebral es más activa, se ve reflejado en el EEG, es decir entre más actividad haya, más señales se obtendrán y viceversa. Enseguida, se muestran algunas de las señales del encefalograma, en la Figura 8 aparece el EEG de una persona que esta despierta. En la Figura 9 se muestran las señales de las neuronas de una persona que esta somnolienta, como se puede observar las amplitudes de la persona despierta son mayores a la persona somnolienta; debido a que hay mayor actividad cerebral.



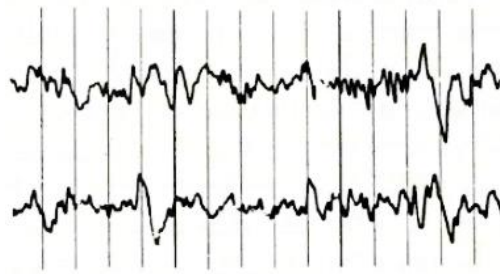
*Figura 8: EEG de persona despierta (Cromwell, 1980).*



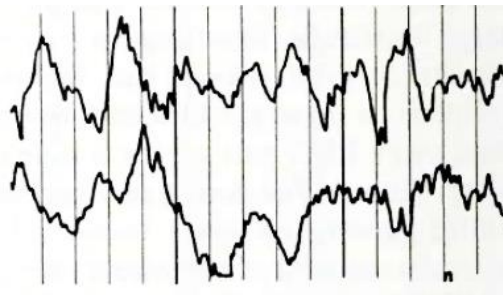
*Figura 9: EEG de persona somnolienta (Cromwell, 1980)*



A continuación en la Figura 10 y Figura 11 respectivamente se muestran las señales tomadas a una persona ligeramente dormida y totalmente dormida. Comparando estas dos figuras, se aprecia que las ondas de la persona dormida tienen una amplitud mayor, aunque su frecuencia es menor. En algunas ocasiones una persona entra en una alta frecuencia no sincronizada por un tiempo, luego regresa a la baja frecuencia. El periodo de alta frecuencia EEG que ocurre durante el sueño es llamado sueño paradójico, porque el EEG es más parecido a las señales que aparece cuando se está despierto. (Cromwell, 1980)



*Figura 10: EEG de persona ligeramente dormida (Cromwell, 1980).*



*Figura 11: EEG de persona dormida (Cromwell, 1980).*

### 1.3.3 ELECTROMIOGRAFÍA

El potencial bioeléctrico asociado con la actividad muscular constituye la electromiografía, abreviado EMG. Estos potenciales pueden ser medidos en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés o directamente del músculo por medio de la penetración de la piel con electrodos aguja (Cromwell, 1980). La amplitud de EMG está en el orden de 0-10 mV pico a pico o de 0-1.5 mV y con un rango de frecuencia de 0-500 Hz siendo más dominantes en el rango de 50 a 150 Hz (se aclara que estos rangos de frecuencia son para EMG de superficie, pues con aguja pueden llegar hasta los 10 KHz) (Osiel Arbeláez Salazar, 2007). La fisiología del músculo está compuesta por grupos de fibras musculares, que se unen en grupos formando el músculo como se observa en Figura 12.

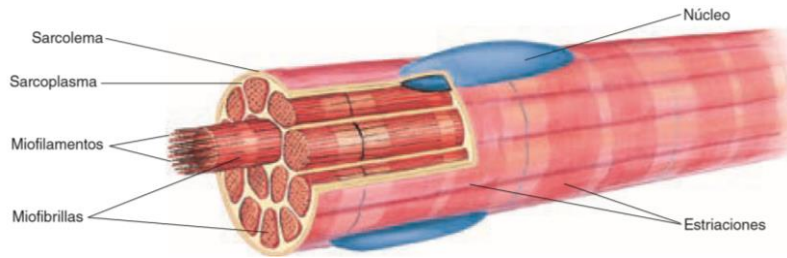


Figura 12: Fibras musculares (Fox S. , 2011).

El electrodo toma la suma de los potenciales que tiene a su alcance, en ocasiones esto puede ser beneficioso, pero en otras complica las mediciones. Es decir, cuando se requiere medir el potencial de un músculo pequeño; los músculos más grandes pueden interferir en la medición del músculo en cuestión. Cuando esto ocurre es necesario hacer uso de los electrodos aguja, para llegar hasta el músculo. En la Figura 13 se observa una señal típica generada por los músculos y tomada con electromiografía, es imprescindible mencionar que la amplitud que se despliega tiene que ver con el esfuerzo generado, es decir, que mientras más esfuerzo se haga mayor será la amplitud generada.



Figura 13: EMG de músculo (Cromwell, 1980)

Por medio de las señales electromiográficas se pueden detectar enfermedades relacionadas con los músculos como Miopatía. En la Figura 14 se muestra la señal de un músculo sano contra un músculo enfermo, en la parte superior se muestra la EMG de un paciente sano. Como se observa la amplitud, la onda llega a casi a los 400  $\mu\text{V}$  de amplitud, en la parte inferior la señal de un paciente con Miopatía. Aquí las señales han perdido amplitud de voltaje, no llegan a los 100  $\mu\text{V}$ ; además que son breves en duración con un patrón no definido.

Cabe mencionar que para las personas con principios de este orden, es posible detectarla y tratarla. Aquí es donde recae la importancia de esta tesis, este es un ejemplo de las muchas enfermedades que pueden diagnosticarse con ayuda de EMG.



Figura 14: Señal EMG normal vs Miopatía (Gerardo, 2012)

#### 1.4 BIOPAC

El sistema Biopac MP150 es un sistema de análisis y adquisición de datos con el software AcqKnowledge<sup>2</sup>, probé una herramienta flexible que se usa en desarrollos experimentales de carácter científico. Todos los sistemas son compatibles con cualquier Ethernet (UDP) para sistemas Mac o Windows. Graba múltiples canales de datos con rangos variables. Las características de dicho dispositivo se presentan a continuación:

##### Entradas analógicas

- Número de canales: 16
- Entrada de voltaje máxima: +/- 15 V.
- A/D resolución: 16 Bits.
- Exactitud: +/- 0.003%.
- Impedancia de entrada: 1 MΩ.

##### Salidas analógicas.

- Número de canales: 2.
- Máxima salida con adquisición: 2 canales.
- Rango de voltaje de salida: +/- 10 V.
- D/A resolución: 16 bits
- Exactitud: +/- 0.003%
- Corriente de accionamiento de salida: +/- 5mA.

<sup>2</sup> AcqKnowledge es un programa propiedad de Biopac systems inc. interactivo e intuitivo que permite ver, medir, transformar, repetir y analizar datos.

- Impedancia de salida: 100  $\Omega$ .

### DIGITAL I/O

- Número de salidas: 16.
- Niveles de voltaje: TTL y CMOS.
- Rango de voltaje de entrada: -0.5 V a 5.5 V.
- Corriente de entrada de la abrazadera: +/- 20 mA.
- Corriente de accionamiento de salida: +/- 20 mA.



Figura 15: Biopac mp150 (Biopac systems inc., 2019).

En la Figura 15, se observa el sistema Biopac Mp150 con el cual se trabajó. En la parte frontal tiene 3 led indicadores, los cuales muestran cuando el equipo este encendido, tiene actividad y está procesando datos, también en esta parte cuenta con los puertos de entrada y salida. Cabe mencionar que el módulo que mide las señales electromiográficas, debe ser acoplado al costado izquierdo del Biopac. En la Figura 16 se muestra el módulo EMG100C, iniciando desde la parte superior a la inferior, consta de un botón con el cual se cambia la ganancia de la señal adquirida (gain), 3 switches para los filtros. En la parte inferior tiene 5 entradas donde los electrodos deben ser conectados. Shield y Vin+, Shield y Vin-, GND (ground).



Figura 16: Modulo EMG100C (Biopac systems inc., 2019)

# CAPÍTULO 2:

## FILTROS

En el diseño de sistemas de instrumentación biomédica, (cuando se buscan señales mioeléctricas) una pieza fundamental es la etapa del acondicionamiento encargada de hacer el filtrado y la amplificación de las señales con bajas amplitudes y con ruido. En este capítulo se presentan conceptos referentes a los tipos de los filtros, sus funciones de transferencia, su comportamiento en el tiempo y frecuencia utilizando los diagramas de Bode. Además, se explican las señales que pueden afectar el proceso de adquisición de las señales electromagnéticas.

## 2 DEFINICIONES DE FILTROS ELECTRÓNICOS

La función de un filtro consiste en tomar una señal de entrada para obtener de las propiedades que son aprovechables y de interés en ciertas condiciones, amortiguando o eliminando las propiedades que queremos ignorar. La función más habitual consiste en seleccionar un conjunto determinado de frecuencias de una señal para amplificarlas, atenuando el conjunto excluido (Gil, 2012).

### 2.1 TIPOS DE FILTROS

Existen diferentes tipos de filtros, entre ellos se encuentran: pasivos y activos. Los cuáles serán abordados en este capítulo con sus diferentes derivaciones.

#### 2.1.1 FILTROS PASIVOS

Estos filtros solo contienen elementos pasivos (componentes que no necesitan alimentación como los transistores o amplificadores para funcionar). Tales elementos son: resistencias, capacitores y bobinas, este tipo de filtros no son aceptables para frecuencias bajas; debido a que se exigen inductancias muy grandes (Miyara, 2004).

#### 2.1.2 FILTROS ACTIVOS

Los filtros activos se construyen utilizando resistencias, condensadores y amplificadores operacionales. Son útiles para frecuencias por debajo de 1 MHz, tienen ganancias ajustables y son relativamente fáciles de ajustar (Albert Malvino, 2007).

Ventajas de los filtros activos:

- Facilitan el diseño de filtros complejos, mediante la asociación de etapas simples.
- Proporcionan una gran amplificación de la señal de entrada (ganancia), lo que es importante al trabajar con señales de niveles muy bajos.
- Permiten flexibilidad en los proyectos

Desventajas de los filtros activos:

- Exigen una fuente de alimentación
- Su respuesta de frecuencia está limitada por la capacidad de los amplificadores operacionales
- Es imposible su aplicación en sistemas de media y alta potencia (Junior, 1991).

Matemáticamente los filtros se describen por medio de una función de transferencia, esta función se denomina  $H(s)$ , la cual se expresa en términos de su ganancia o atenuación quedando expresada en la Ecuación 1, donde  $V_o(s)$  es la salida del filtro y  $V_i(s)$  es la entrada. Esto en términos de la variable  $s$  (Transformada de Laplace). En términos de magnitud y fase tenemos que  $s=j\omega$  obteniéndose la Ecuación 2 (Huircan, 2012).

$$H(s) = \frac{V_o(s)}{V_i(s)}$$

Ecuación 1

$$H(j\omega) = |H(j\omega)|e^{j\phi(\omega)}$$

Ecuación 2

En la realización de este trabajo, se utilizan filtros activos. Por lo tanto, es importante conocer sus características primarias. La banda de paso es un rango de frecuencias delimitadas que el filtro deja pasar con una mínima atenuación. Por otra parte, la banda de rechazo es lo contrario a la banda de paso, es decir; es un rango de frecuencias que son atenuadas por el filtro para que ninguno o casi nada de sus componentes pase. La representación gráfica ideal de un filtro se observa en la Figura 17.

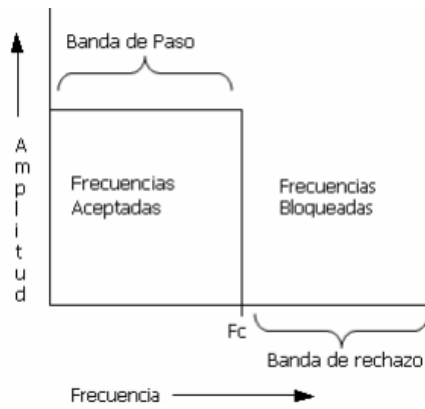


Figura 17: Banda de paso y de rechazo (Córdoba, 2007)

La región de transición es la porción de banda ubicada entre la región de ganancia constante y la región de atenuación de pendiente constante, se le conoce también como banda de ganancia, debido a la amplificación añadida por el dispositivo. Por último, la banda o región de atenuación describe la proporción en que decremento la ganancia de un filtro fuera de la banda de paso. Se mide normalmente en octavas de decibel (dB/octavas) o décadas de decibel (dB/décadas). La proporción llega a ser  $-6n$  dB/octavas o  $-20n$  dB/décadas para filtros de  $n$ -orden. Gráficamente estas características se observan en la Figura 18.

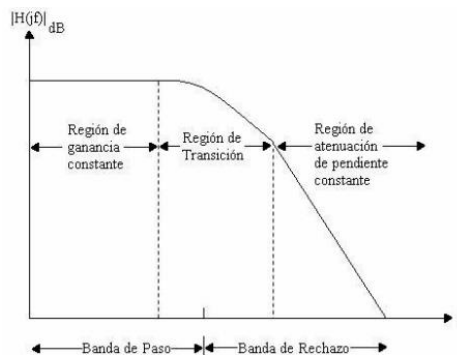


Figura 18: Región de ganancia, transición y atenuación (Córdoba, 2007).

Dentro de este tipo de filtros, se derivan en: filtro paso altas, filtro paso bajas, filtro rechazo de banda, filtro paso banda. A continuación, se describirán cada uno de ellos.

### 2.1.2.1 FILTRO PASO ALTAS (PA)

Este tipo de filtro deja pasar las frecuencias que están por encima de la frecuencia de corte  $f_c$ , es decir; las frecuencias desde 0 Hz hasta la  $f_c$  son eliminadas. Su respuesta ideal en términos de la frecuencia se ve gráficamente en la Figura 19.

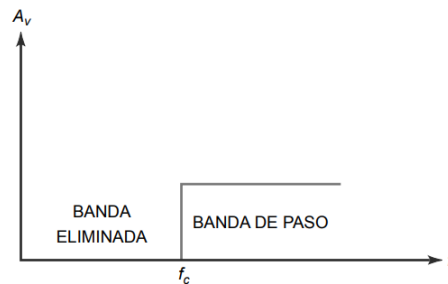


Figura 19: Respuesta en frecuencia de Paso altas (Albert Malvino, 2007)

### 2.1.2.2 FILTRO PASO BAJAS (PB)

Este tipo de filtro deja pasar todas las frecuencias que se encuentren entre 0 Hz hasta la frecuencia de corte, las frecuencias que estén por encima de la  $f_c$  son atenuadas o eliminadas. La respuesta ideal de este filtro se muestra en la Figura 20.

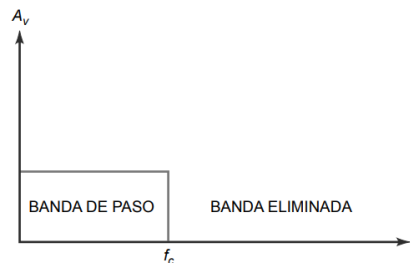


Figura 20: Respuesta en frecuencia de Paso bajas (Albert Malvino, 2007).

### 2.1.2.3 FILTRO PASA BANDA (PF)

El filtro paso banda permite el paso de las señales que se encuentran entre la frecuencia de corte inferior  $f_1$  y la frecuencia de corte superior  $f_2$ . Las señales con frecuencias que no estén dentro de este intervalo son atenuadas siendo estas la banda eliminada. Obsérvese su respuesta en frecuencia en la Figura 21 . El ancho de banda (BW) es la diferencia entre las frecuencias  $f_1$  y  $f_2$ , es decir:

$$BW = f_2 - f_1$$

Ecuación 3



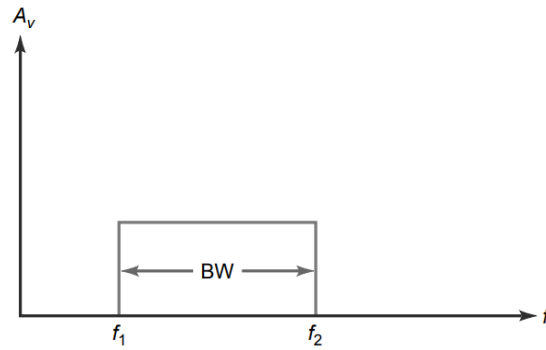


Figura 21: Respuesta en frecuencia Paso Banda (Albert Malvino, 2007).

Para obtener la frecuencia central denominada  $f_0$ , por medio de la media geométrica de las dos frecuencias de corte (Albert Malvino, 2007); se ocupa la siguiente Ecuación 4.

$$f_0 = \sqrt{f_1 f_2} \quad \text{Ecuación 4}$$

#### 2.1.2.4 FILTRO RECHAZO DE BANDA (RF)

Este filtro deja pasar las frecuencias inferiores y superiores que están delimitadas por frecuencia de corte inferior ( $f_1$ ) y frecuencia de corte superior ( $f_2$ ). Las frecuencias que estén dentro de estas dos frecuencias de corte son atenuadas. Véase su respuesta en función de la frecuencia en la Figura 22.

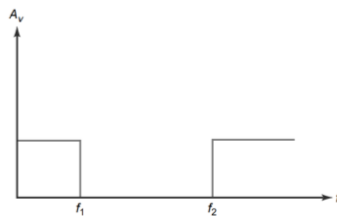


Figura 22: Respuesta en frecuencia Rechazo de banda (Albert Malvino, 2007).

En la Figura 23 se muestran los símbolos adoptados para cada uno de los filtros (Junior, 1991).

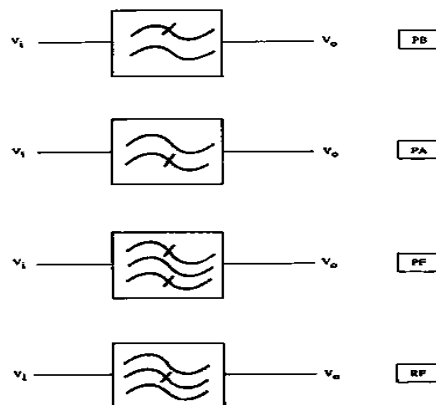


Figura 23: Símbolos de filtros (Junior, 1991).

## 2.2 AMPLIFICADORES OPERACIONALES

Un amplificador operacional es un circuito integrado que utiliza realimentación externa para controlar sus funciones. El término "amplificador operacional" viene desde 1943 donde este nombre fue mencionado en un informe escrito por John R. Ragazzinni con el título "Análisis de Problemas en Dinámica" y también abarcando el trabajo de ayuda técnica a George A. Philbrick (Lorena, 2007). Los filtros presentados en esta tesis fueron diseñados con base en amplificadores operacionales, por lo cual; es necesario abordar sobre estos. El símbolo para este dispositivo se muestra en la Figura 24.

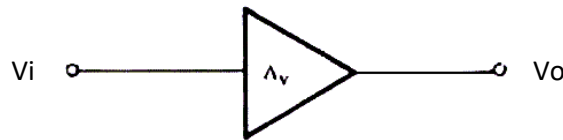


Figura 24: Símbolo OPAM (Junior, 1991).

Un amplificador tiene una entrada denominada  $V_i$  (voltaje de entrada), también una salida  $V_o$  (voltaje de salida). La entrada es multiplicada por un factor de ganancia ( $AV$ ), esta relación se muestra en la Ecuación 5.

$$V_o = V_i \times AV \quad \text{Ecuación 5}$$

Por lo tanto

$$AV = \frac{V_o}{V_i} \quad \text{Ecuación 6}$$

En decibeles

$$AV(dB) = 20 \log \frac{V_o}{V_i} \quad \text{Ecuación 7}$$

Cabe mencionarse que la utilización de los decibeles es muy importante, porque esta escala hace que los valores resultantes que son muy grandes sean más fáciles de manejar (Junior, 1991).

Un amplificador operacional ideal, tiene ciertas características específicas que son (Junior, 1991):

- La resistencia de entrada es infinita  $R_i = \infty$ .
- Resistencia de salida nula  $R_o = 0$ .
- La ganancia es infinita  $A = \infty$ .
- Respuesta de frecuencia infinita.
- Insensibilidad a la temperatura (DRIFT nulo).

Cada uno de estos parámetros son importantes, debido a que ayudarán a una mejor amplificación del voltaje de entrada. Un amplificador operacional ideal debe tener una *ganancia infinita*, para que sea funcional aun para señales de poca magnitud. Lo cual es de gran ayuda en este trabajo, porque las magnitudes que se obtienen de los electrodos son de 10 mV pico-pico maximo; tal como se vio en el Capítulo 1. Por otra parte, la *respuesta en la frecuencia* es otra característica útil porque se tiene una amplificación de la señal de entrada con una frecuencia que puede variar desde MHz hasta kHz sin que el amplificador opere en corte o saturación.

La característica de *insensibilidad a la temperatura* se define como la variación que tiene la salida en relación con el aumento a la temperatura del amplificador; en otras palabras, los amplificadores están compuestos internamente por transistores. Los transistores de manera práctica funcionan de manera adecuada cuando su temperatura está por debajo de su temperatura máxima; cuando se pasa dicha barrera, no conducen los electrones de manera deseada. De manera ideal no existe un cambio respecto a su temperatura, pero se debe mencionar que estos parámetros son ideales y que en la situación real están definidos por los parámetros que da el fabricante del dispositivo. Para esta tesis se utilizó el amplificador operacional TL082. Existen diferentes tipos de configuraciones de los amplificadores, cada una de estas funciona de manera diferente y serán mencionadas a continuación.

### 2.2.1 MODOS DE CONFIGURACIÓN DE LOS AMPLIFICADORES OPERACIONALES

Las diferentes configuraciones de los OPAM (Amplificador operacional por sus siglas en inglés), se clasifican en 3 grupos, las cuales serán mencionadas enseguida (Junior, 1991).

**1. Sin realimentación.** Denominada también configuración de lazo abierto. La ganancia del OPAM viene determinada por el propio fabricante, por tanto, no se tiene ningún control sobre ella. Su símbolo se muestra en Figura 25.

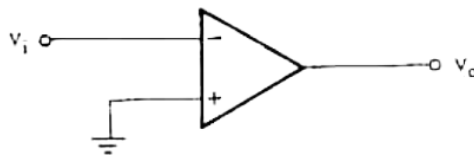


Figura 25: OPAM sin realimentación (Junior, 1991).

**2. Con realimentación positiva.** En esta configuración la entrada de la señal en voltaje llega por la terminal no inversora. Este tipo de configuración desestabiliza el circuito por lo cual, no es recomendable utilizar si se desea tener una salida lineal. Su representación gráfica se muestra en la Figura 26, esta configuración se denomina de lazo cerrado.

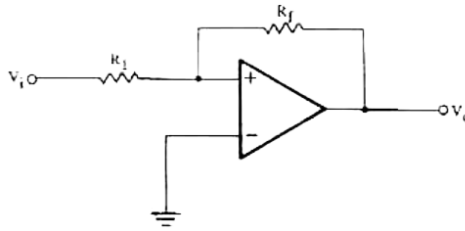


Figura 26: OPAM con realimentación positiva (Junior, 1991)

**3. Con realimentación negativa.** A esta configuración se le considera la más importante, debido a su versatilidad y funcionalidad. Esta configuración también es de lazo cerrado, la resistencia  $R_f$  está retroalimentando la entrada con la salida, su representación gráfica se muestra en la Figura 27.

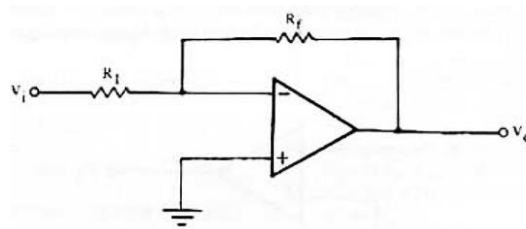


Figura 27: OPAM con realimentación negativa (Junior, 1991)

Dentro de esta configuración existen varias aplicaciones, que dependen de las variaciones que se pueden realizar en la terminal inversora y la retroalimentación. Estas aplicaciones son:

- Amplificador no inversor
- Amplificador inversor
- Sumador
- Amplificador diferencial
- Integrador
- Filtros activos

### 2.3 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Llamamos amplificador de instrumentación a un tipo de OPAM que posee características especiales, hacen de este tipo de amplificador el ideal para funciones médicas (Junior, 1991), por ejemplo:

- Resistencia de entrada extremadamente alta.
- Resistencia de salida menor que la de los amplificadores operacionales normales.
- CMRR (Common Mode Rejection Ratio por sus siglas en inglés) superior a 100 dB.
- Ganancia de tensión en lazo abierto muy superior a la de los amplificadores operacionales normales.
- Baja tensión OFFSET de entrada.
- DRIFT bajo.

### 2.3.1 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN INA129

El INA129 es un amplificador de instrumentación de bajo costo, solo necesita una resistencia externa para tener ganancias de 1 a 10,000. Este dispositivo tiene varias aplicaciones, que son:

- Puente de amplificador.
- Amplificador *de Termocople*.
- Amplificador de sensor RTD.
- Instrumentación médica.
- Adquisición de datos.

Características del INA129:

- Ganancia por resistor externo, intervalo de 1 a 1000.
- Fuente de alimentación de  $\pm 2.25V$  a  $\pm 18V$ .
- Entradas protegidas hasta  $\pm 40 V$ .
- Drift  $0.5 \mu V/^{\circ}C$ .
- 120 dB min CMRR.
- Ruido bajo.

Su diagrama de conexión se presenta en la Figura 28, donde las terminales 1 y 8 ( $R_G$ ) son aquellas donde se conectará la resistencia que le dará la ganancia de amplificación; también determina la transconductancia<sup>3</sup> de la etapa de preamplificación. Para tener ganancias exactas se deben tener una resistencia de 0.1% a 1% de precisión. La ecuación de la ganancia de amplificación en términos de la ganancia se presenta en la Ecuación 8.

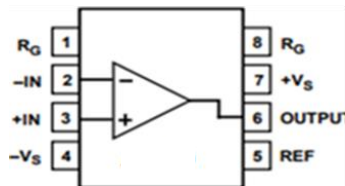


Figura 28: Diagrama de conexión (Texas instruments, 2019)

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

Ecuación 8

A continuación, se presenta la Tabla 3 , con los valores necesarios para cada una de las ganancias.

---

<sup>3</sup> La relación entre la corriente de salida y tensión de entrada es conocida como transconductancia cuyas unidades son Siemens ( $S = A/V$ ). (Gómez, 2016)

Tabla 3: Valores requeridos de RG (Texas instruments, 2019)

Ganancia deseada	Valor de RG ( $\Omega$ )
1	NC
2	49.4 k
5	12.4 k
10	5.489 k
20	2.6 k
50	1 K
100	499
200	248
500	99
1000	49.5

Las terminales **-IN** y **+IN** en la Figura 28 son las entradas al amplificador de instrumentación, aquí es donde serán conectados los electrodos. Por otra parte **-VS** y **+VS** son la alimentación para el OPAM, de acuerdo con la hoja de especificación los valores mínimos y máximos de alimentación son  $\pm 2.25V$  y  $\pm 18V$  respectivamente. La terminal **salida** (6) es por la cual el voltaje de entrada se obtiene amplificado, finalmente la terminal **REF** (5) determina el voltaje de salida cero, ayuda cuando la carga no comparte la misma tierra que el resto del sistema.

## 2.4 DEFINICIÓN DE SEÑALES ELÉCTRICAS

Como se mostró en el Capítulo 1, en el cuerpo humano existen varias señales eléctricas. Las señales de potenciales bioeléctricos, son señales dentro de los miliVolts que para su obtención requieren un tratamiento electrónico; entre las cuales se mencionaron las señales producidas por el movimiento de las fibras musculares del corazón, de las neuronas y las fibras musculares de los miembros superiores. No obstante, cada parte del cuerpo humano genera señales eléctricas (potenciales bioeléctricos); por ejemplo: el estómago también genera señales, los ojos, los pulmones, etc. Las cuales también son estudiadas y analizadas.

Existen señales eléctricas externas que son emitidas por fuentes naturales o artificiales. Estas señales eléctricas afectan o interfieren en la obtención de las señales mioeléctricas específicas que se pretenden estudiar, se les denomina señales de ruido o interferencia electromagnética. Las señales de ruido se pueden definir como señales de tipo electromagnético que perturban no intencionalmente el normal funcionamiento de un sistema eléctrico o electrónico, afectando a las magnitudes eléctricas o magnéticas (tensión, corriente o campo electromagnético) (Balcells, 1992). Todas estas señales de ruido electromagnéticas son denominadas EMI (Electromagnetic

Interferencias por sus siglas en inglés). Es preciso mencionar que las EMI tienen diferentes partes (ver Figura 29) las cuales son:

1. Generadores de interferencias: Origen, es decir, la fuente o generador de las EMI.
2. Caminos de acoplamiento: es el medio por el cual se propaga.
3. Receptor de interferencias: dispositivos o elemento afectado por EMIs.



Figura 29: Partes de interferencia electromagnética (Junior, 1991).

Las interferencias electromagnéticas se clasifican en naturales o artificiales. Dentro de las naturales se subdividen:

**EMI terrestres:** Descargas electrostáticas, rayos y relámpagos.

**EMI extraterrestre:** Sol, ruido galáctico, rayos cósmicos.

Por otra parte, se encuentran las EMI artificiales, es decir aquellas que ha provocado de alguna forma el ser humano. Se subdivide en:

- **Comunicaciones electrónicas:** Radar, navegación, radio difusión y comunicación.
- **Energía eléctrica:** Distribución, transmisión y generadores.
- **Herramientas y máquinas:** Electrodomésticos, sistemas piezoeléctricos, mecanismos y máquinas industriales.
- **Industriales y de consumo:** Radiadores eléctricos de calor, hornos, calentamiento por inducción, computadores, instrumentos médicos y tubos fluorescentes.

Es imperativo saber que no todas las interferencias electromagnéticas aquí expuestas afectan al trabajo realizado en esta tesis, por lo tanto, se centra en aquellas que se deben evitar para el correcto funcionamiento del sistema. Es decir, todas aquellas señales que estén comprendidas entre los 20 Hz y menos de 500 Hz. Cabe mencionar que la mayor concentración de potencia de las señales electromiográficas se encuentra entre los 50 Hz a 150 Hz (Osiel Arbeláez Salazar, 2007). Como se muestra en la Figura 30. La mayor concentración se encuentra dentro del mismo rango, ya sea que el músculo esté o no fatigado.

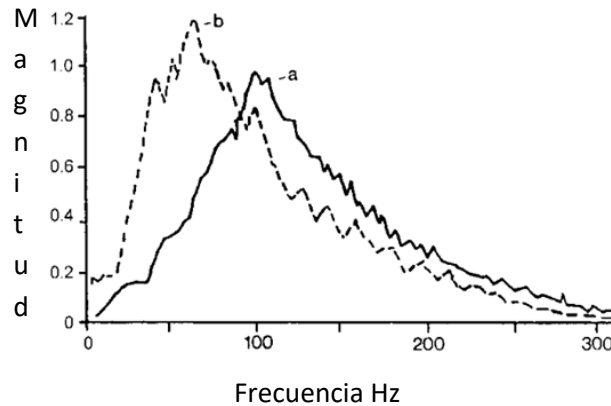


Figura 30: Densidad del espectro de potencia. A) antes de fatigar el músculo b) después de fatigar el músculo (Medved, 2011).

## 2.5 APROXIMACIONES CLÁSICAS

La realización de filtros se puede ver en dos vertientes, que son: Filtros Selectivos en Frecuencia y Filtros Selectivos en Tiempo. Dentro del primer grupo se tienen filtros como aproximaciones Butterworth, Chebyshev I, Chebyshev II y Cauer. En los filtros selectivos de tiempo se encuentran: aproximaciones Bessel y Thomson. Para el primer caso se tiene que la amplitud será el parámetro determinante y corresponde al módulo de la función de red  $|H(\omega)|$ . Por lo tanto, el módulo tendrá que ser función de  $\omega$  y en orden  $n$  al cuadrado. La función de este tipo de aproximación tendrá la forma de la Ecuación 9 (Rojas, 2005).

$$|H(\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + f(n, \omega)^2}} \quad \text{Ecuación 9}$$

### 2.5.1 FILTRO BUTTERWORTH

Este filtro tiene una respuesta plana en la banda de paso llamada máximamente plana a expensas de la respuesta en la región de transición, la cual es de 20 dB/década por polo (Huircan, 2012). Esta es una de las aproximaciones más simples, conocidas y empleadas. Donde se propone que  $f(n, \omega) = \omega^n$ , entonces sustituyendo en la Ecuación 9 se tiene que:

$$|H(\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + f(n, \omega)^2}} = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^{2n}}} \quad \text{Ecuación 10}$$

Sus características son las siguientes:

- La amplitud tiene respuesta plana máxima.
- La amplitud es decreciente.
- $|H(\omega=0)| = 1$ , independientemente del orden.
- $|H(\omega=1)| = \frac{1}{\sqrt{2}}$ , independientemente del orden.

La primera de esas características se refiere a que el comportamiento del filtro en la región de ganancia es constante, es decir; la curva es horizontal. Este filtro tiene una respuesta plana en la



banda de paso (llamada máximamente plana). El comportamiento de la aproximación Butterworth se visualiza en la Figura 31, se observa que la zona de transición se acorta conforme el orden del filtro aumenta. Si se deseara hacer un filtro muy selectivo entonces el filtro sería de gran orden (Huircan, 2012).

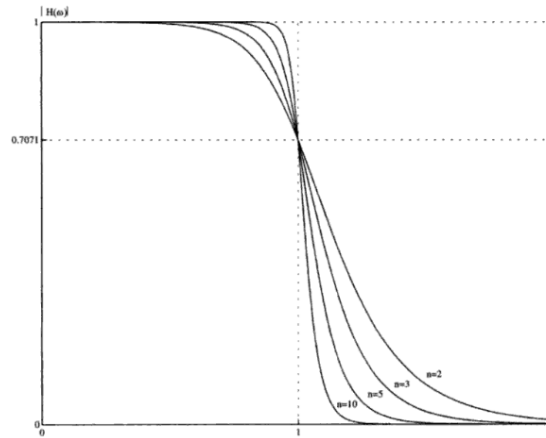


Figura 31: Aproximación Butterworth (Rojas, 2005).

### 2.5.2 FILTRO CHEBYSHEV

Este tipo de aproximación tiene una ondulación mayor (*ripple*) en comparación con la de Butterworth, en la banda de paso. Debe considerarse que en este tipo de filtro, mientras mayor sea su orden mayor será la pendiente en la región de transición; no obstante, mayor será el *ripple* en la banda de paso. El módulo de la función de transferencia se observa en la Ecuación 11.

$$|H(j\omega)| = \frac{k_1}{\sqrt{1 + \epsilon^2 C_n^2\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)}} \quad \text{Ecuación 11}$$

Donde  $k_1$  y  $\epsilon$  son valores constantes y  $C_n$  es el polinomio Chebyshev de grado  $n$ . Este dado por:

$$C_n(\omega) = \cos(ncos^{-1}(\omega)) \quad 0 \leq \omega \leq 1 \quad \text{Ecuación 12}$$

$$C_n(\omega) = \cosh(ncosh^{-1}(\omega)) \quad \omega \geq 1 \quad \text{Ecuación 13}$$

A continuación, se presentan las funciones de transferencia de los diferentes filtros, es decir, filtro paso bajos mostrado en la Ecuación 14, pasa altas mostrado en la Ecuación 15, pasa banda Ecuación 16 y rechazo de banda Ecuación 17.

$$H(S) = \frac{G\omega_c^2}{S^2 + \frac{\omega_c}{Q}S + \omega_c^2} \quad \text{Ecuación 14}$$

$$H(S) = \frac{GS^2}{S^2 + \frac{\omega_c}{Q}S + \omega_c^2} \quad \text{Ecuación 15}$$

$$H(S) = \frac{G \frac{\omega_0}{Q} S}{S^2 + \frac{\omega_0}{Q} S + \omega_0^2} \quad \text{Ecuación 16}$$

$$H(S) = \frac{G(S^2 + \omega_0^2)}{S^2 + \frac{\omega_0}{Q} S + \omega_0^2} \quad \text{Ecuación 17}$$

Donde G representa la ganancia del filtro, Q es el factor de calidad,  $\omega_c$  es la frecuencia de corte inferior o superior y  $\omega_0$  es la frecuencia central (Huircan, 2012). Enseguida se presentan los circuitos, así como sus funciones de transferencia los filtros.

### 2.5.2.1 CIRCUITO PASA BAJOS

En la Figura 32 los circuitos de segundo orden para las configuraciones Sallen Key (SK) y MFB (Multifeed Back por sus siglas en inglés) de un filtro pasa bajos.

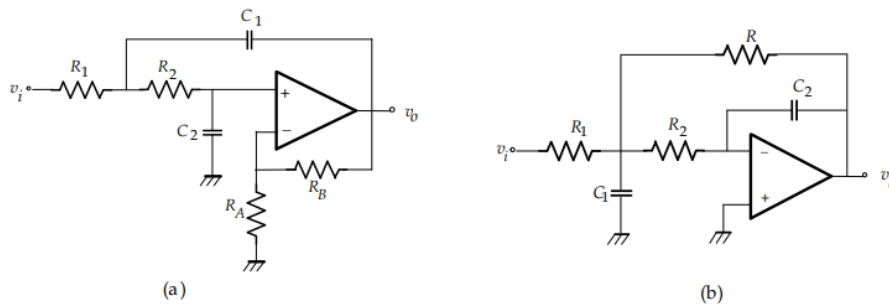


Figura 32: Circuito pasa bajas. a) Sallen Key, b) MFB. (Huircan, 2012).

Para la configuración Sallen Key se tiene que su función de transferencia es la siguiente:

$$H(S) = \frac{\left(\frac{R_B}{R_A} + 1\right) \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}{S^2 + \left\{ \frac{1}{C_1} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) - \frac{1}{R_2 C_2} \frac{R_B}{R_A} \right\} S + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad \text{Ecuación 18}$$

Donde la ganancia  $G = \frac{R_B}{R_A} + 1$  y  $\omega_c^2 = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}$

Para la configuración MFB la función de transferencia es:

$$H(S) = \frac{\left(-\frac{R}{R_1}\right) \frac{1}{R R_2 C_1 C_2}}{S^2 + \left\{ \frac{1}{C_1} \left( \frac{1}{R} + \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \right\} S + \frac{1}{R R_2 C_1 C_2}} \quad \text{Ecuación 19}$$

Donde la ganancia es  $G = \frac{R}{R_1}$

### 2.5.2.2 CIRCUITO PASA ALTOS

El circuito del filtro pasa alto con topologías Sallen Key y MFB se presentan en la Figura 33.

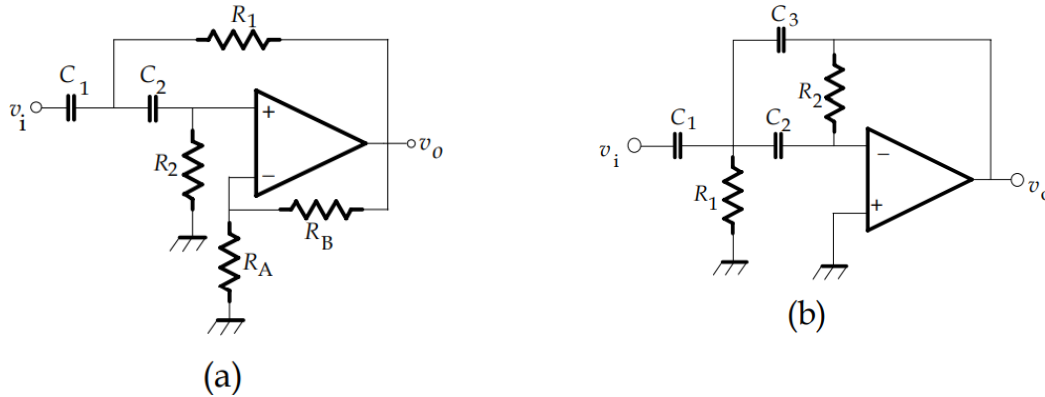


Figura 33: circuito pasa altos SK y MFB a) Sallen Key, b) MFB (Huircan, 2012).

La función de transferencia de SK de segundo orden se observa en la Ecuación 20.

$$H(S) = \frac{\left(\frac{R_B}{R_A} + 1\right)S^2}{S^2 + \left\{\frac{1}{R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2}\right) - \frac{1}{R_2 C_2} \frac{R_B}{R_A}\right\}S + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad \text{Ecuación 20}$$

Donde  $G = \frac{R_B}{R_A} + 1$ ,  $\omega_C^2 = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}$

La función de transferencia para MFB de segundo orden se visualiza en Ecuación 21.

$$H(S) = \frac{-\frac{C_1}{C_3} S^2}{S^2 + \frac{C_1 + C_2 + C_3}{C_2 C_3 R_2} S + \frac{1}{R_1 R_2 C_2 C_3}} \quad \text{Ecuación 21}$$

Donde  $G = \frac{C_1}{C_3}$  y  $\omega_C^2 = \frac{1}{R_1 R_2 C_2 C_3}$

### 2.5.2.3 CIRCUITO PASA BANDA

El circuito en configuración Sallen Key y MFB para el filtro pasa banda, se presenta en la Figura 34.

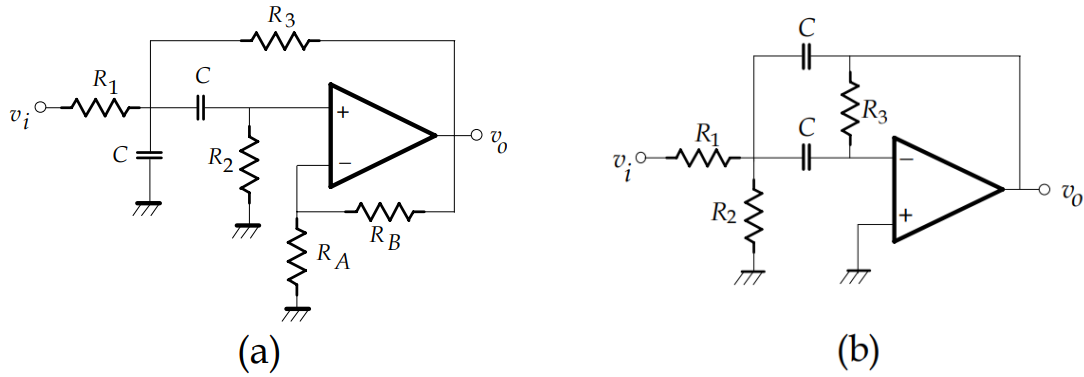


Figura 34: circuito Pasa banda (Huircan, 2012).

La función de transferencia para SK se observa en Ecuación 22.

$$H(S) = \frac{\left(\frac{R_B}{R_A} + 1\right) \frac{1}{R_1 C} \left\{ \frac{1}{C} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{2}{R_2} - \frac{1}{R_3} \frac{R_B}{R_A} \right) \right\} S}{S^2 + \left\{ \frac{1}{C} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{2}{R_2} - \frac{1}{R_3} \frac{R_B}{R_A} \right) \right\} S + \frac{1}{R_2 C^2} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} \right)} \quad \text{Ecuación 22}$$

Donde  $G = \frac{R_B}{R_A} + 1$  y  $\omega_0^2 = \frac{1}{R_2 C^2} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} \right)$

La función de transferencia para MFB se describe en la Ecuación 23.

$$H(S) = \frac{\left(-\frac{R_3}{2R_1}\right) \frac{2}{R_3 C} S}{S^2 + \frac{2}{R_3 C} S + \frac{1}{R_3 C^2} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)} \quad \text{Ecuación 23}$$

Donde  $G = \frac{R_3}{2R_1}$  y  $\omega_0^2 = \frac{1}{R_3 C^2} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)$

#### 2.5.2.4 CIRCUITO RECHAZO DE BANDA

El circuito MFB pasa un filtro rechazo de banda se muestra en la Figura 35.

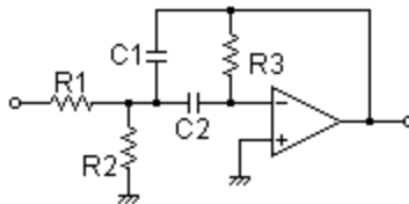


Figura 35: Circuito rechazo de banda MFB (Fuente propia).

Su función de transferencia es la Ecuación 24.

$$H(S) = \frac{-\frac{1}{R_1 C_1} S}{S^2 + \left(\frac{1}{R_3 C_2} + \frac{1}{R_3 C_1}\right) S + \frac{1}{R_3 C_1 C_2} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right)}$$

Ecuación 24

## 2.6 HERRAMIENTA DE DISEÑO DE FILTROS

Como se ha visto anteriormente, los filtros analógicos activos no son difíciles de calcular (hablando de filtro de orden bajo)  $n=1, 2$ . Pero conforme el orden del filtro crece, su complejidad también lo hace; por lo tanto, se utilizó un software para el desarrollo de filtros llamado *Filter Pro*®. Este software es de Texas Instruments y se puede conseguir gratuitamente en su página web, el cual puede instalarse en una computadora o ser utilizado en línea. Para realizar un nuevo diseño, basta con abrir el programa e inmediatamente despliega una ventana como se muestra en la Figura 36, la cual guía paso a paso para diseñar un nuevo filtro.

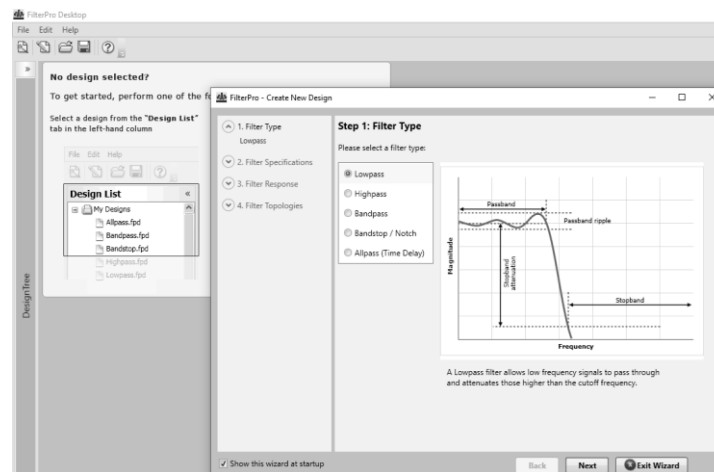


Figura 36: *Filter Pro*® [Fuente propia]

A continuación, se comentan a groso modo los pasos para utilizar el software. En primer lugar, se selecciona el tipo de filtro que se requiere, teniendo 5 opciones (paso bajas, paso altas, paso banda, rechazo de banda y pasa todo) como se muestra en la Figura 37. De acuerdo con lo seleccionado, se configuran los parámetros específicos del nuevo filtro; los cuales son: La ganancia del filtro en dB o en voltaje, frecuencia de paso banda en Hz, la banda de paso de la fluctuación en dB, frecuencia de la banda de rechazo [Hz] y la atenuación en la banda de rechazo. Para los filtros rechazo de banda y paso banda es necesario configurar otra frecuencia para la banda de rechazo.

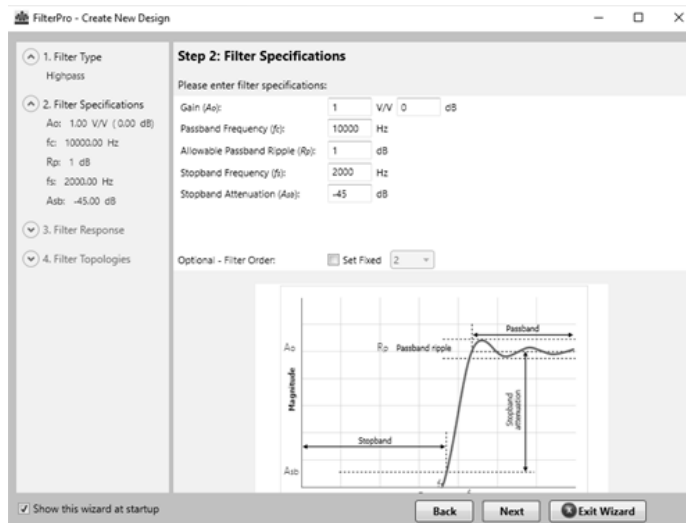


Figura 37: Selección de características [Fuente propia].

Cuando se seleccionan los parámetros deseados, se da click en *next* para tener acceso a otra ventana como se muestra en Figura 38, donde se selecciona el tipo de respuesta deseada. Se obtiene un gráfico donde se observa la respuesta del filtro en dB o en voltaje, la fase (en grados o radianes) y *group delay* (grafico Hz contra milisegundos). En la parte inferior de la ventana, tiene recuadros de opción para seleccionar el tipo de respuesta deseada, entre las opciones se tienen: Butterworth, linear phase 0.5, Gaussian a 6 dB o 12 dB y Chebyshev 0.5 y 1 dB. Dependiendo del tipo de respuesta seleccionada, indica el orden del filtro, número de etapas del filtro y la Q.

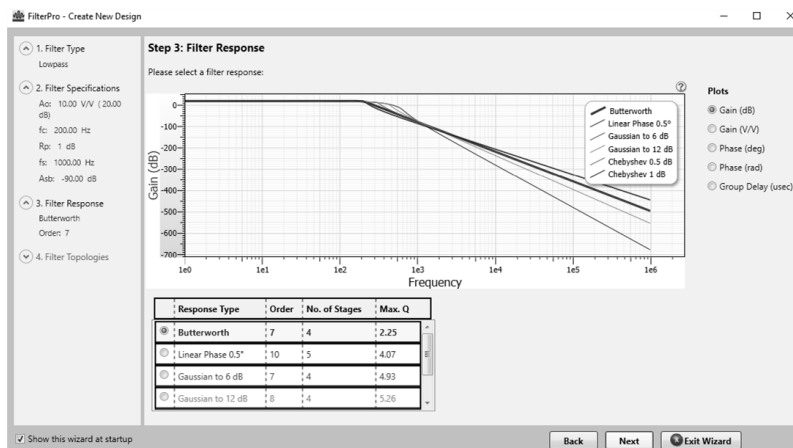


Figura 38: Respuesta Filter Pro® [Fuente propia].

Al final, se selecciona el tipo de topología del filtro, teniéndose 3 opciones: Múltiple retroalimentación, Sallen Key y Múltiple retroalimentación completamente diferencial. Como se observa en Figura 39 .

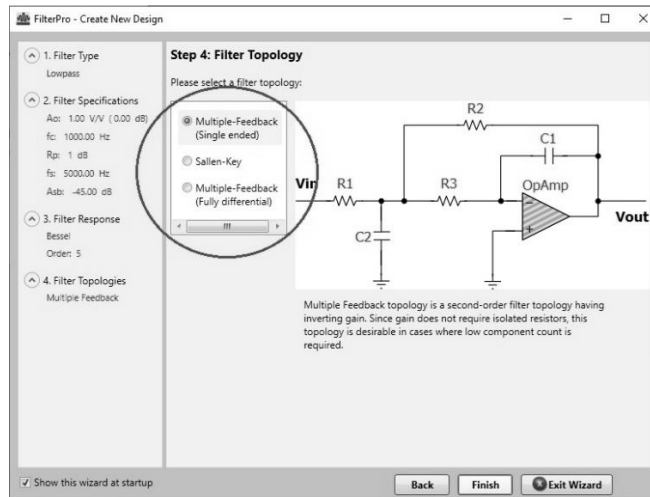


Figura 39: Topología filtro Filter Pro® [Fuente propia].

De este modo se genera el diseño eléctrico del filtro, sus etapas, respuestas gráficas y los parámetros que se seleccionaron. Es importante mencionar que tiene dos pestañas en donde se pueden cambiar los valores de precisión de las resistencias y capacitores. El programa da un reporte completo del diseño.

# CAPÍTULO 3:

## DISEÑO DE FILTRO PARA SEÑALES ELÉCTROMIOGRAFICAS

Considerando la documentación presentada en el Capítulo 1 sobre las señales generadas en los músculos del cuerpo y tomando a consideración los filtros activos presentados en el Capítulo 2, se expone la instrumentación electrónica propuesta para la obtención de las señales mioeléctricas en los músculos de los miembros superiores, teniendo en consideración el intervalo de frecuencias de 20 Hz hasta 500 Hz. Como primera fase se utilizó un amplificador de instrumentación, seguido de un filtro paso altas con frecuencia de corte en 20 Hz. Posterior a esto se agregó un filtro rechazo banda en 60 Hz y finalmente un paso bajas con frecuencia de corte en 450 Hz.



### 3 DISEÑO DE FILTROS PARA SEÑALES EMG

#### 3.1 DESCRIPCIÓN GENERAL

La propuesta de instrumentación en este trabajo de tesis es descrita a detalle en el diagrama a bloques de la Figura 40 y está compuesta por 3 etapas:

1. Etapa 1: Electrodo de captación.
2. Etapa 2: Obtención de la señal mioeléctrica.
3. Etapa 3: Tratamiento de señal.

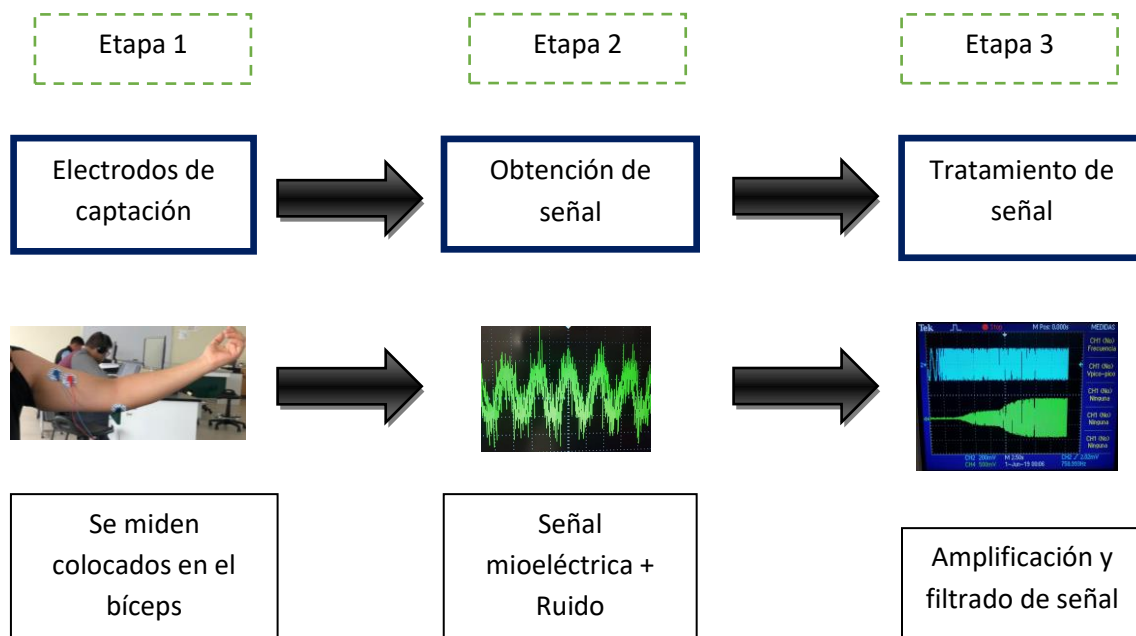


Figura 40: Diagrama a bloques obtención de señal mioeléctrica [Fuente propia].

#### 3.2 ETAPA 1 Y ETAPA 2

Se colocan los electrodos en el bíceps del miembro superior, para la correcta obtención de las señales mioeléctricas, debe acondicionarse el área seleccionada para trabajar, haciendo asepsia con un algodón y alcohol, asegurándose de retirar la grasa, suciedad o alguna otra cosa que pudiera interferir. Además, si el lugar donde se van a colocar los electrodos tiene mucho pelo, este debe ser rasurado para una mejor adhesión del pegamento (Plazas, 2018). Se debe aplicar gel conductor para una mejor conducción. Los electrodos usados se observan en la Figura 41, este tipo de electrodos de la marca Meditrace Serie 200 son para monitoreo ECG; con conector de tipo broche.



Figura 41: Electrodo (Nafarrete , 2019).

Este tipo de electrodos son no invasivos. Por esta razón se debe tener en consideración lo siguiente:

1. Si el músculo que se desea medir está por debajo de otros músculos será difícil obtener la señal de este y esta opción no sería la mejor elección. Se optaría por un método invasivo, es decir; utilizar electrodos de aguja.
2. Estos electrodos son desechables.
3. La colocación adecuada de los mismos es esencial para una correcta detección de EMG.

Cabe mencionar que uno de estos electrodos va a ser referenciado a tierra; se logra al colocarse en el hueso más cercano de donde se ha tomado la medición. El electrodo que será positivo y el negativo se colocan a 1 cm de distancia el uno del otro (A. F. Ruiz).

A los electrodos se les conecta sus respectivos cables, este tipo de cables vienen aislados para que los ruidos electromagnéticos externos o corrientes parasitas no entren a nuestro sistema. Estos cables tienen 3 conectores de broche en un extremo y por el otro un conector *jack* 3.5 , el azul se tomó como tierra, el negro negativo y el rojo positivo. Los cables para electrodos se muestran en la Figura 42 . La salida u obtención de la señal hasta este punto, concluiría la Etapa 1.



Figura 42: Cables para electrodos (330 ohms, 2019).

En la Etapa 2 se ha obtenido la señal mioeléctrica en conjunto con el ruido electromagnético, aunque es importante mencionar que esta señal varía desde 0 V hasta de 10 mV pico-pico (Osiel Arbeláez Salazar, 2007). Por esto debe amplificarse para poder ser tratada. La imagen de esta señal se muestra en la Figura 43, como se observa esta señal no tiene patrón alguno; debido al conjunto de frecuencias acopladas. Otro punto para considerar es que en cuanto se amplifique la señal mioeléctrica, también la señal de ruido será amplificada.

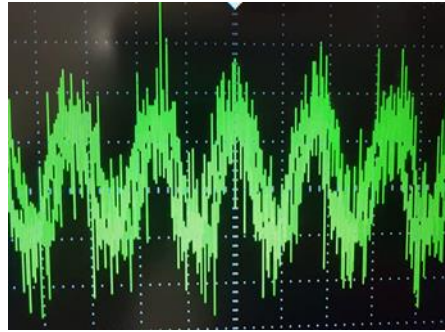


Figura 43: Señal mioeléctrica con ruido no amplificada (Fuente propia).

### 3.3 ETAPA 3

A consecuencia del resultado de la Etapa 2, la señal debe ser tratada. En la Etapa 3, se amplifica la señal con ruido y posteriormente se aplican los filtros analógicos adecuados. En la Figura 44 se muestran las subetapas.

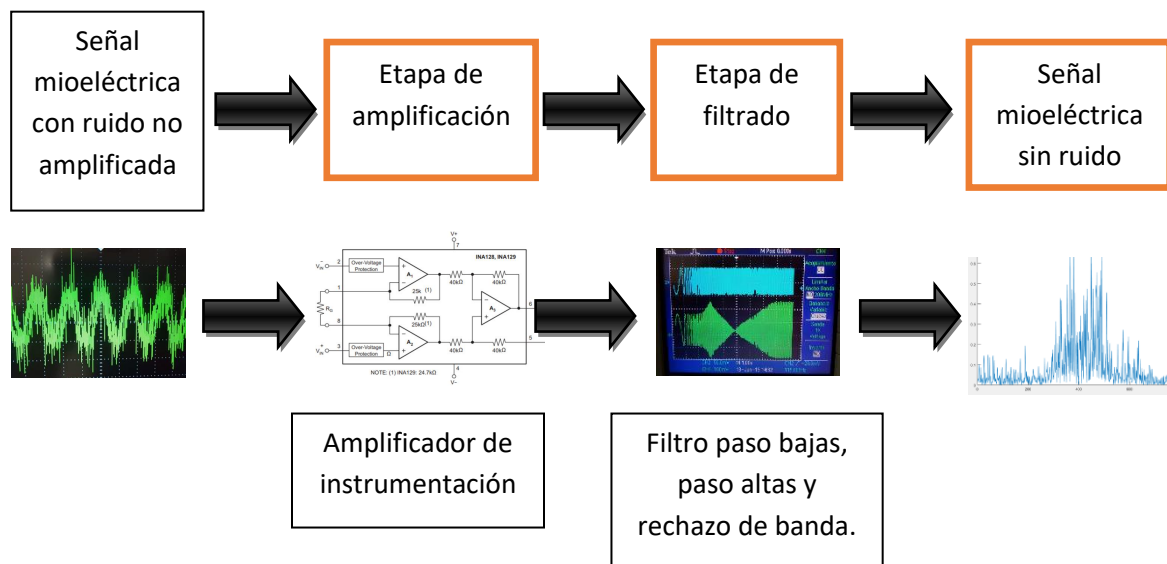


Figura 44: Etapa 3 Tratamiento de señal [Fuente propia].

#### 3.3.1 AMPLIFICACIÓN

Se utiliza el amplificador de instrumentación INA129p, que ofrece excelente desempeño. Una resistencia externa puede ofrecer una ganancia de 1 a 10,000. El INA129p trabaja con fuentes de voltaje tan bajas como  $\pm 2.5$  V hasta  $\pm 18$  V, también tiene alta CMRR (factor de rechazo al modo común por sus siglas en inglés) de mínimo 120 dB. Tiene aplicaciones tales como: amplificador de termopar, amplificador del sensor RTD, adquisición de datos e instrumentación médica, etc. (Instruments, 1995). Su esquema simplificado se presenta en Figura 45, está compuesto por 3 amplificadores operacionales con sus respectivas resistencias de acoplamiento.

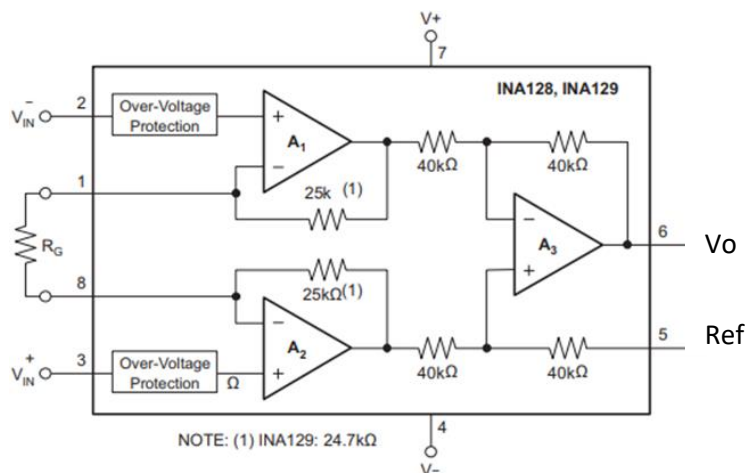


Figura 45: Esquema simplificado INA129 (Instruments, 1995).

La conexión de los electrodos a este amplificador de instrumentación se muestra en Figura 46. Como se observa, la resistencia de precisión variable es conectada a la terminal 1 y 8 para obtener el valor de ganancia deseado. Ya mencionado en la Etapa 1, los cables de los electrodos son 3 la terminal roja va al positivo, la negra al negativo y la terminal azul a tierra. La alimentación tiene un rango de  $\pm 2.25$  V hasta  $\pm 18$  V. Las terminales V+ y V- son alimentadas con una fuente simétrica con voltaje de  $\pm 15$  V.

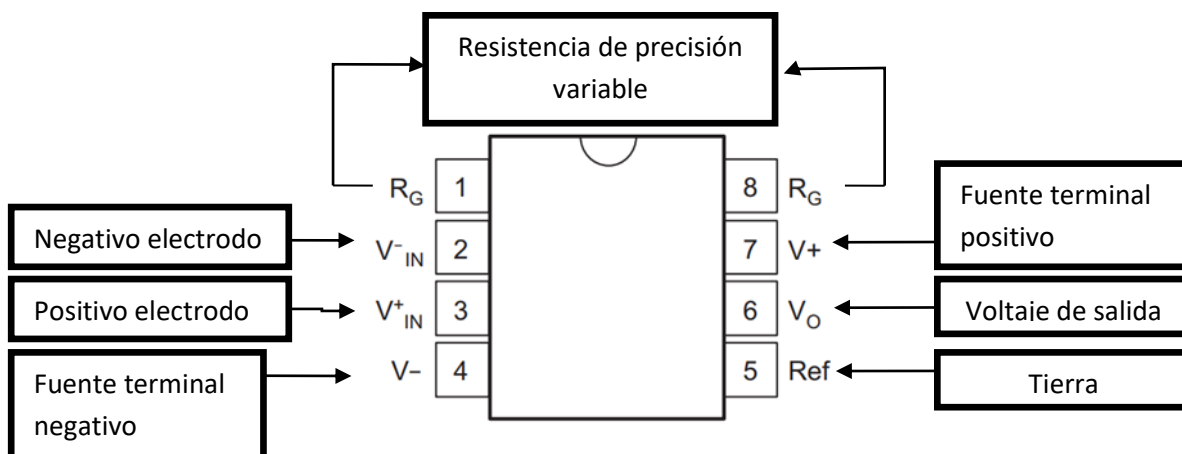


Figura 46: Conexión etapa de amplificación (Fuente propia).

A las terminales  $-V_{in}$  y  $+V_{in}$  se acondiciono un *jack* 3.5 in hembra para conectar el plug del cable de los electrodos. La conexión del circuito de amplificación se muestra en la Figura 47, se utilizó una resistencia de precisión variable con valor de  $707.3 \Omega$ , entonces de acuerdo con la Ecuación 8.

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

Por lo tanto:

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{707.3}$$

$$G = 70.843$$

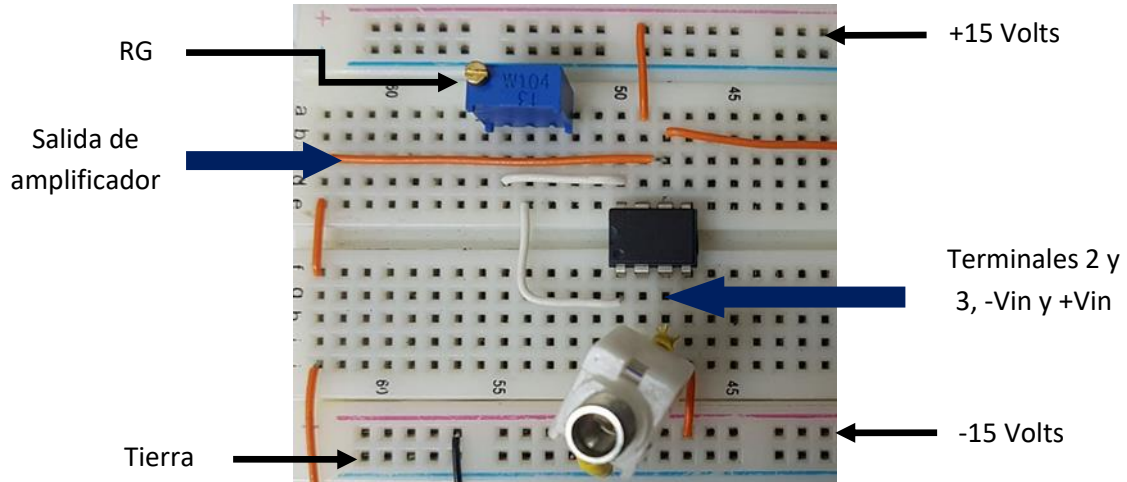


Figura 47: Circuito de amplificación (Fuente propia).

Cabe mencionar que, si la señal fuera tratada con los filtros antes que amplificarla, esta señal perdería componentes o simplemente se perdería. La señal mioeléctrica con ruido amplificada se muestra en la Figura 48, en este punto la señal mostrada no tiene ningún patrón; la mayor parte de la señal mioeléctrica esta acoplada a la interferencia de la señal eléctrica en los 60 Hz.

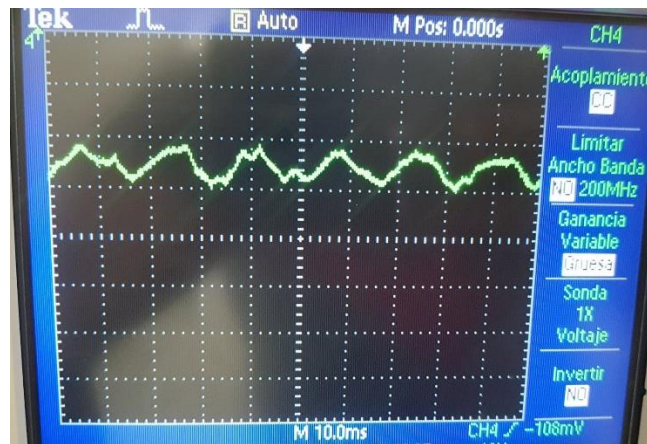


Figura 48: Señal mioeléctrica con ruido amplificada (Fuente propia).

Es imperativo quitar las componentes que no se desean, es decir; las interferencias electromagnéticas. Se hace uso de diferentes filtros, cada filtro tiene características diferentes y los filtros que se han implementado se presentan a continuación.

### 3.3.2 FILTRO PASA ALTAS

Como se expuso en el Capítulo 1, la señal mioeléctrica se encuentra en un intervalo de 0 Hz hasta 500 Hz (Osiel Arbeláez Salazar, 2007), por lo cual se utilizó un filtro pasa altas con frecuencia de corte en 25 Hz. Utilizando este filtro las señales por debajo de 25 Hz son atenuadas, dejando pasar las señales mayores a esta frecuencia. El programa *Filter Pro*<sup>®</sup> genera el circuito electrónico equivalente, las características del filtro resultante son las siguientes.

- 2 etapas
- orden 4
- ganancia en voltaje: 9.99 Volts
- ganancia en dB: 19.99 dB
- Atenuación en la banda de rechazo: -90 dB

El circuito electrónico del filtro pasa alto véase en la Figura 49, consta de 2 etapas. Tiene una primera etapa de orden 2 al igual que la segunda. Dando como resultado un filtro de orden 4, es de tipo Chebyshev con una topología Sallen Key.

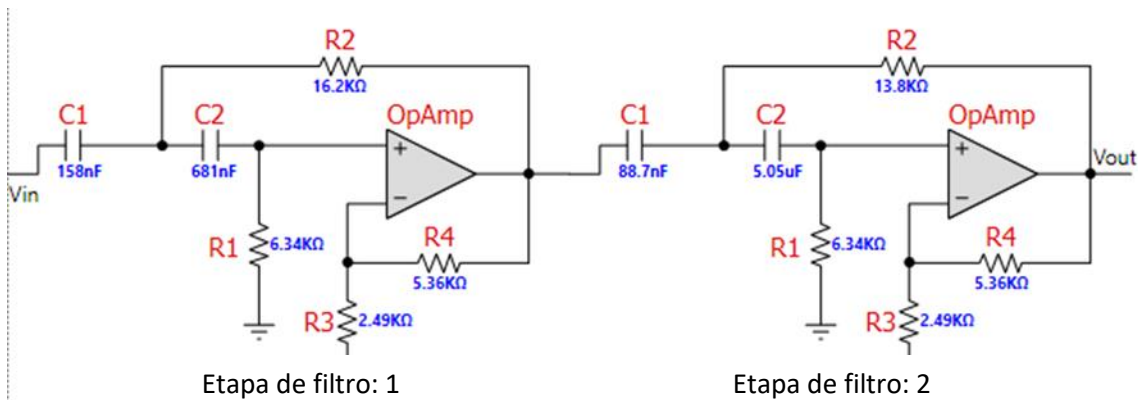


Figura 49: Circuito filtro pasa altas (Fuente propia)

Debido a que este filtro tiene 2 etapas, se muestran las funciones de transferencia para cada una de ellas. La función de transferencia en términos de Laplace de la primera etapa se muestra en la Ecuación 25.

$$H(S) = \frac{(3.2610)S^2}{S^2 + (388.9014)S + 90.4881k} \quad \text{Ecuación 25}$$

Para la segunda etapa del filtro, la función de transferencia se muestra en la Ecuación 26.

$$H(S) = \frac{(3.1526)S^2}{S^2 + (50.8776)S + 25.5162k} \quad \text{Ecuación 26}$$

La función de transferencia completa es la unión de ambas funciones de cada etapa, es decir la multiplicación de estas; debido a que las etapas están en serie. La función de transferencia se muestra en Ecuación 27.

$$H(S) = \frac{10.2806S^4}{S^4 + (439.7793)S^3 + (135.7906k)S^2 + (14527.1032k)S + 2308.9124M} \quad \text{Ecuación 27}$$

Puede observarse en la función de transferencia, el mayor grado de exponente es 4; siendo de este modo una función de cuarto grado. Considerado que  $S = j\omega$  y sustituyendo en la Ecuación 27. En términos de la frecuencia se obtiene la Ecuación 28.

$$H(j\omega) = \frac{10.2806\omega^4}{\omega^4 - (439.7793)j\omega^3 - (135.7906k)\omega^2 + (14527.1032k)j\omega + 2308.9124M} \quad \text{Ecuación 28}$$

La respuesta de este circuito en términos de la frecuencia se observa en la Figura 50 y está representada con diagrama de Bode. Se puede observar, la ganancia de este filtro antes de los 20 Hz es negativa, a partir de esta frecuencia la ganancia empieza a subir hasta llegar a 19.99 dB. Esta ganancia se mantiene aún en frecuencias altas permitiendo pasar las señales mayores a 20 Hz.

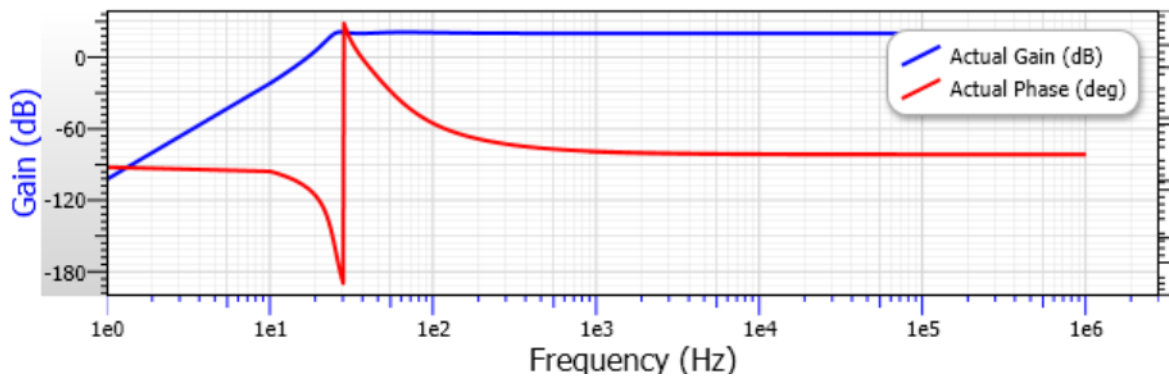


Figura 50: Respuesta filtro pasa altas en diagrama de Bode (Fuente propia).

Posterior a esto, se implementa el diseño en físico. Queda claro que las resistencias de precisión pueden llegar a tener un valor con una diferencia muy pequeña respecto a las de la simulación, sin embargo; los capacitores se aproximaron a los propuestos. El circuito físico del filtro pasa alto véase en Figura 51.



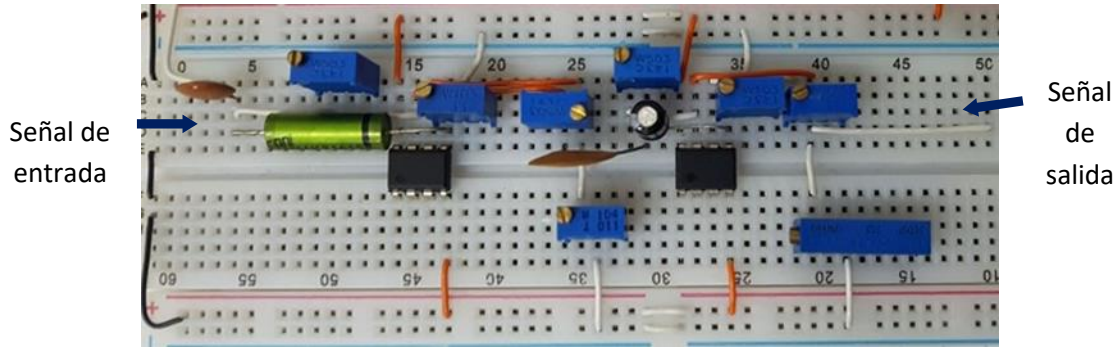


Figura 51: Circuito filtro pasa altas (Fuente propia).

Para comprobar el funcionamiento correcto del circuito, se introduce una señal senoidal con amplitud de 50 mV pico-pico con el generador de funciones. Midiendo la entrada y salida con un osciloscopio, haciendo un barrido de la señal desde 2 Hz hasta 760 Hz; se observa que el filtro funciona correctamente. Dejando pasar solo aquellas señales después de su frecuencia de corte, tal como se muestra en Figura 52.

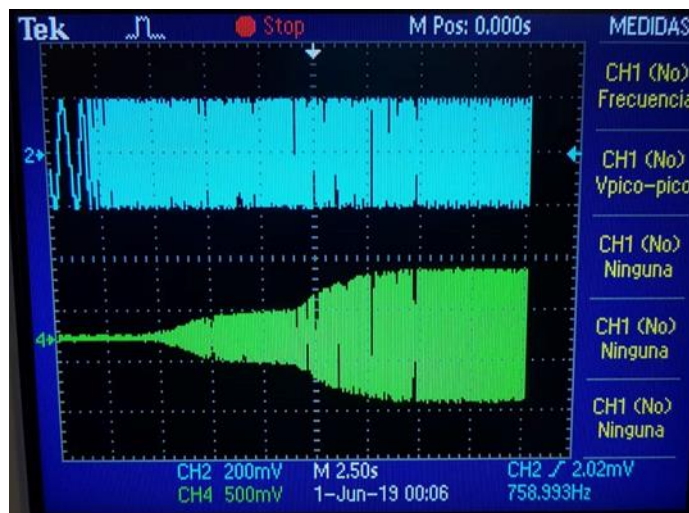


Figura 52: Barrido de frecuencia filtro pasa altas (Fuente propia).

### 3.3.3 FILTRO PASA BAJAS

Con la implementación de este circuito se suprime las señales cuyas frecuencias son mayores a 250 Hz. En la Figura 53 se muestra el circuito simulado con el programa *Filter Pro*<sup>®</sup>, que consta de 3 etapas. Cada etapa es de orden 2, obteniendo de resultado un filtro muy selectivo de orden 6. Las características de este circuito son las siguientes:

- Respuesta Chebyshev.
- Topología Sallen Key.
- Frecuencia de corte 250.
- Pendiente de -90 dB en la banda de atenuación.
- Ripple 1 dB.



- Ganancia de 19.99 dB

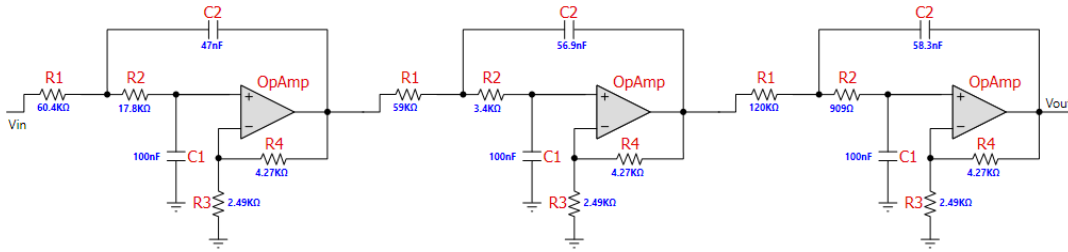


Figura 53: Circuito simulado filtro pasa bajas (Fuente propia).

La función de transferencia de la etapa 1 de este filtro se muestra en Ecuación 29.

$$H(S) = \frac{537.2699k}{S^2 + 548.1717S + 197.8997k} \quad \text{Ecuación 29}$$

La función de transferencia para la etapa 2 de este filtro se muestra en Ecuación 30.

$$H(S) = \frac{2378.5054k}{S^2 + 423.1991S + 876.1063k} \quad \text{Ecuación 30}$$

Para la etapa 3 la función de transferencia es la Ecuación 31

$$H(S) = \frac{4269.0738k}{S^2 + 147.4099S + 1572.4842k} \quad \text{Ecuación 31}$$

La función de transferencia completa del filtro pasa bajas se observa en Ecuación 32. Como se esperaba la ecuación es de sexto grado.

$$H(S) = \frac{5.4554 \cdot 10^{18}}{S^6 + (1.118710^3)S^5 + (3.0216 \cdot 10^6)S^4 + (2.2839 \cdot 10^9)S^3 + (2.3101 \cdot 10^{12})S^2 + (9.1245 \cdot 10^{14})S + (2.7263 \cdot 10^{17})} \quad \text{Ecuación 32}$$

Con el análisis de bode que se presenta en Figura 54, se muestra el comportamiento de este filtro en relación de su fase y frecuencia. Al ser un circuito con respuesta Chebyshev, tiene un *ripple* antes de entrar a la banda de atenuación; pero se asemeja mucho a un filtro ideal. Mantiene una ganancia de 19.99 dB hasta la frecuencia de 210 Hz; entra a la banda de atenuación con una pendiente de -90dB y llega a 0 dB cuando llega a los 300 Hz aquí es cuando el voltaje será 0 suprimiendo todas las frecuencias mayores a esta. Se armó el modelo físico del filtro que se véase en la Figura 55.

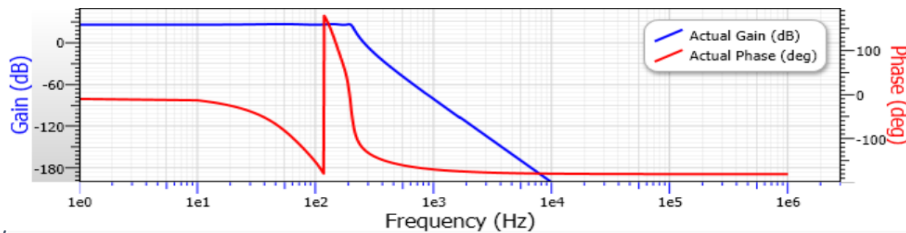


Figura 54: Respuesta filtro pasa bajas en Bode (Fuente propia)

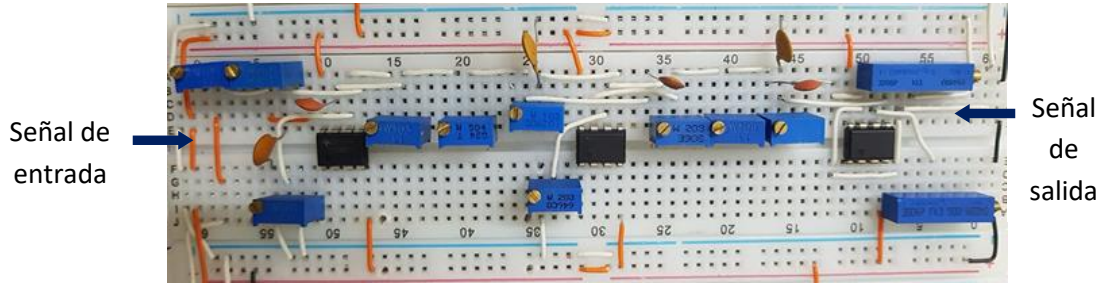


Figura 55: Circuito pasa bajas (Fuente propia).

Para comprobar que el circuito funcione correctamente, se introdujo una señal de entrada con el generador de funciones con valor de 50 mV, sin *offset* y haciendo un barrido de frecuencia de 1 Hz hasta 205 Hz. Estos resultados se observan en la Figura 56, la señal que se visualiza en la parte superior es la de entrada; mientras que la inferior es la señal de salida. En 1 Hz tiene una amplitud de 4.5 V y conforme aumenta la frecuencia de entrada esta señal disminuye en voltaje, hasta llegar a los 0 V a los 200 Hz. Corroborando que el circuito funciona satisfactoriamente.

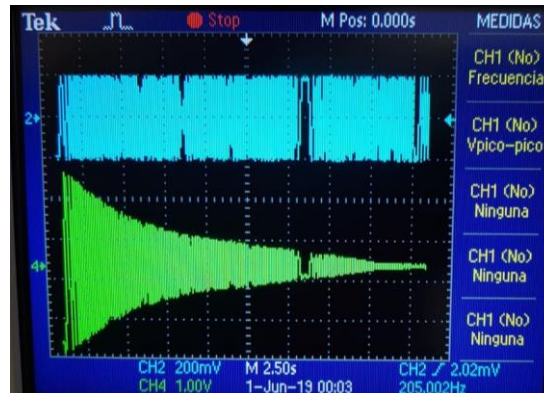


Figura 56: Barrido de frecuencia filtro pasa bajas (Fuente propia)

### 3.3.4 FILTRO RECHAZO DE BANDA

Con este filtro se suprime la señal de 60 Hz, esta interferencia la generan los equipos eléctricos o lámparas fluorescentes. Como se ve en Figura 57 este circuito consta de 3 etapas, cada una de segundo orden dando como resultado un filtro de sexto orden con respuesta Chebyshev. La topología usada en este circuito es de tipo *Multi feed back* (retroalimentación múltiple), se elige debido a que otro tipo de topologías hacen más complejo el circuito. Las características de este circuito son las siguientes:

- Ganancia de 7.95 dB, 2.5 V.
- Banda de atenuación de 1 Hz.
- *Ripple* 1 Hz.
- Atenuación de - 100 dB.

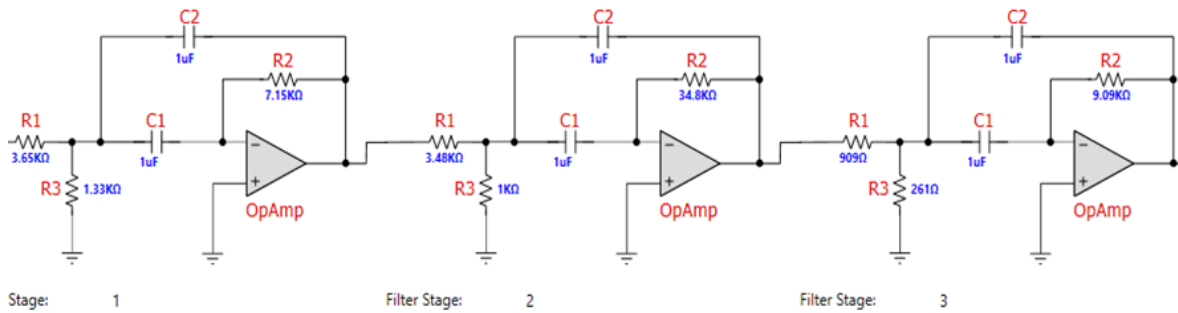


Figura 57: Circuito simulado rechazo de banda (Fuente propia)

La función de transferencia para la primera etapa de este filtro se muestra en la Ecuación 33.

$$H(S) = \frac{(-273.9726)S}{S^2 + (279.7202)S + (143.4758 * 10^3)} \quad \text{Ecuación 33}$$

Para la segunda etapa su función de transferencia es Ecuación 34.

$$H(S) = \frac{(-287.3563)S}{S^2 + (57.4712)S + (36.9929 * 10^3)} \quad \text{Ecuación 34}$$

La función de transferencia en términos de Laplace de la tercera etapa se muestra en la Ecuación 35.

$$H(S) = \frac{(-1100.11)S}{S^2 + (220.0220)S + (542.5222 * 10^3)} \quad \text{Ecuación 35}$$

Dado que cada una de las etapas están en serie con respecto con la otra, la función de transferencia completa del filtro rechazo de banda se observa en la Ecuación 36. Como se observa es una ecuación de sexto grado, siendo así un filtro altamente selectivo.

$$H(S) = \frac{(-86.6091 * 10^6)S^3}{S^6 + (557.2134)S^5 + (813.2562 * 10^3)S^4 + (244.7713 * 10^6)S^3 + (116.0283 * 10^3)S^2 + (11.2551 * 10^{12})S + (2.8794 * 10^{15})} \quad \text{Ecuación 36}$$

El análisis en dominio de la frecuencia de este circuito se muestra en Figura 58, todas las frecuencias menores a 55 Hz y mayores a 62 Hz no son suprimidas.

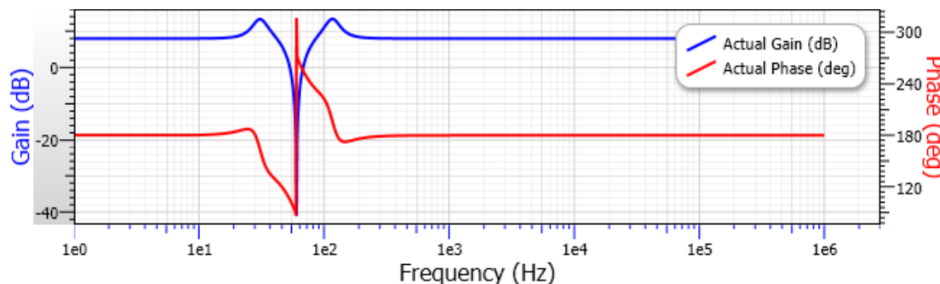


Figura 58: Respuesta filtro rechazo de banda en Bode (Fuente propia).

El armado de este circuito se hizo considerando los mismos valores de la simulación, para que la banda de atenuación sea lo más pequeña posible y no perder componentes de la señal deseada. El circuito se muestra en Figura 59.

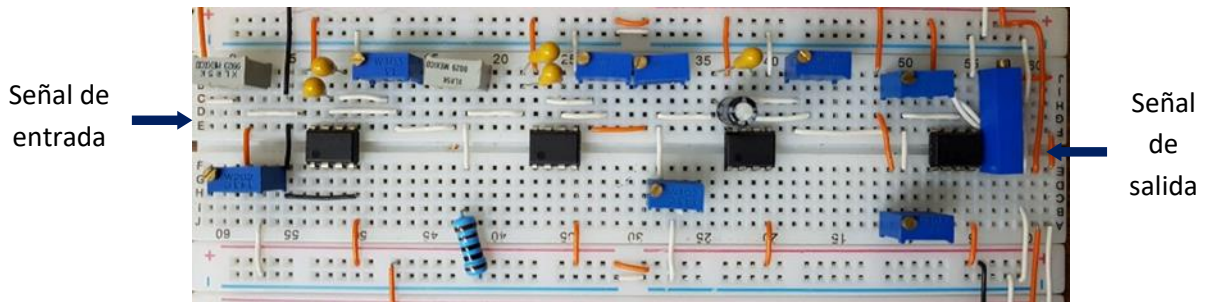


Figura 59: Circuito rechazo de banda (Fuente propia).

Se le introdujo una señal de entrada para visualizar el comportamiento del circuito de 50 mV, haciendo un barrido de frecuencia desde 1 Hz hasta 115 Hz. En la Figura 60 se observa como la frecuencia de 60 Hz es suprimida, dejando pasar todas las demás frecuencias. De este modo se comprueba el correcto funcionamiento del circuito.

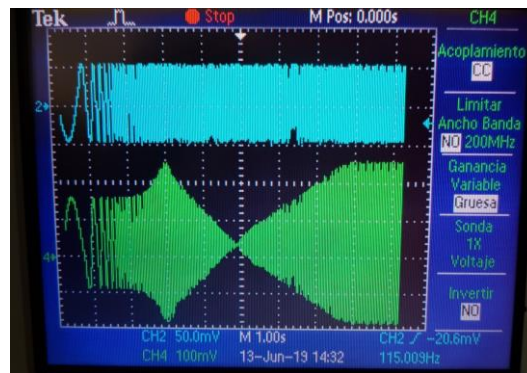


Figura 60: Barrido de frecuencias en filtro rechazo de banda (Fuente propia)

El circuito con cada una de las etapas se muestra en Figura 61. Las cuales están conectadas en cascada.

A continuación, se presenta el diagrama eléctrico del circuito completo, el cual fue programado en Multisim. En el se describen las diferentes etapas del circuito diseñado, obsérvese Figura 62.

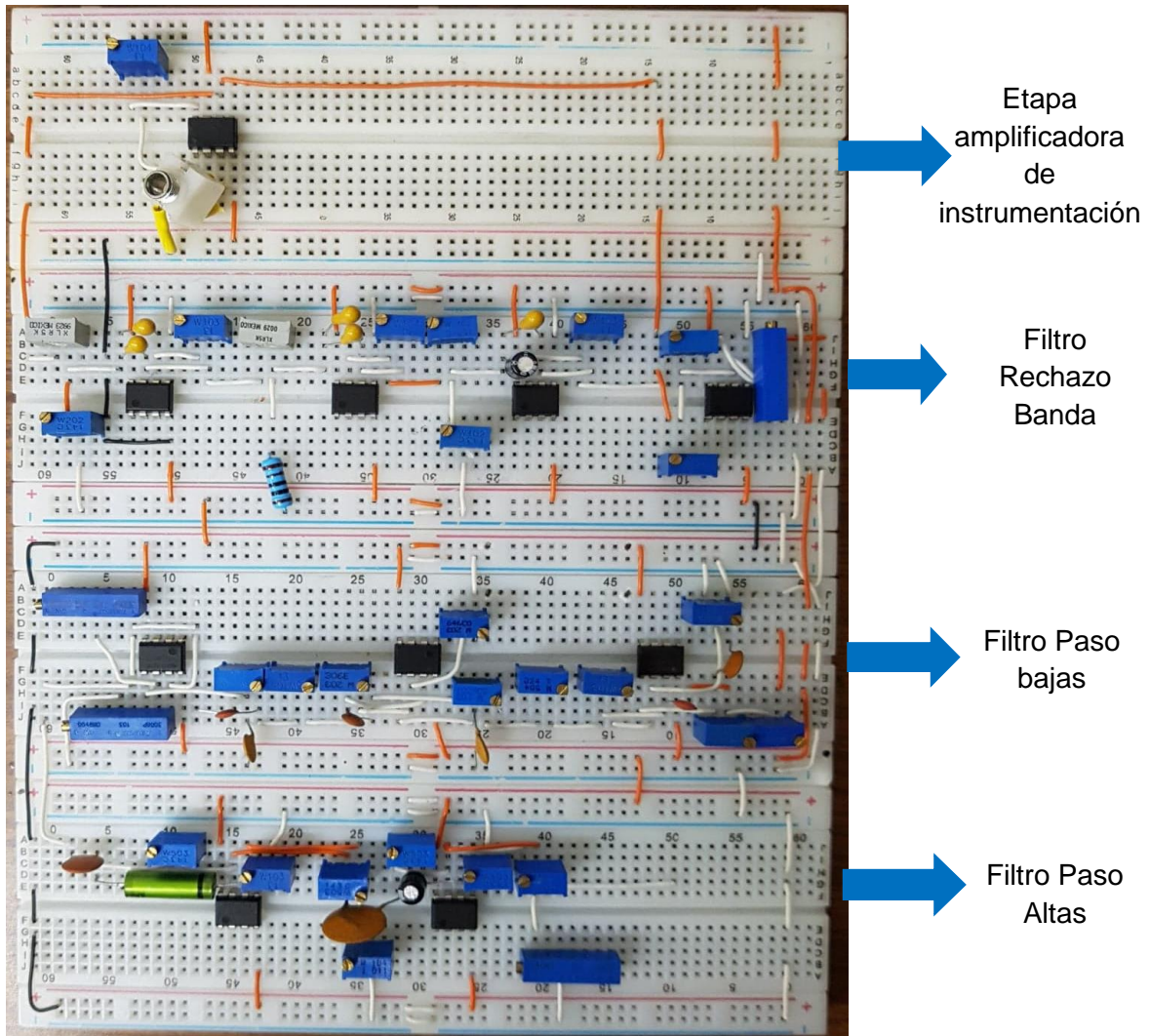


Figura 61: Circuito final (Fuente propia).



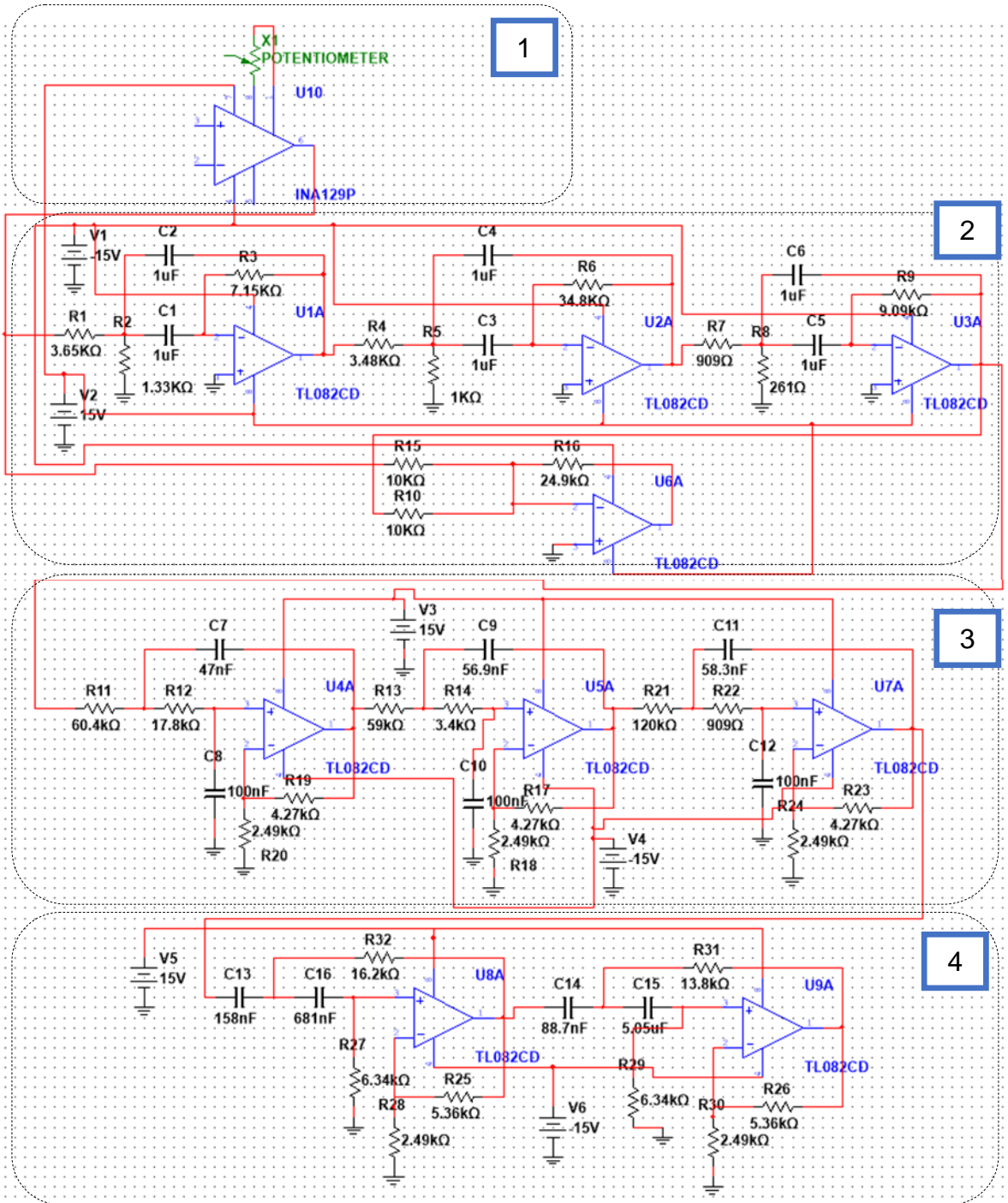


Figura 62: Diagrama eléctrico circuito completo (Fuente: propia). 1.- Amplificador de instrumentación, 2.- Filtro rechazo de banda, 3.- Filtro paso bajas y 4.- Filtro paso altas (Fuente propia).

# CAPÍTULO 4

## EXPERIMENTOS Y VALIDACIÓN

En este capítulo se desglosan las muestras realizadas con el sistema propuesto en esta Tesis, para lo cual se utilizó la tarjeta de adquisición de datos de National Instruments conectada al filtro diseñado. Dichas muestras son comparadas con las realizadas con el equipo Biopac, en donde se utilizó Matlab haciendo un tratamiento especial de dichas mediciones.

## 4 EXPERIMENTOS Y VALIDACIÓN

En la Figura 63, se muestra la colocación de los electrodos en el miembro superior. Se utiliza el cable rojo como el positivo, el cable azul negativo y finalmente el negro como tierra, los electrodos (+) y (-) deben estar a 1 cm de distancia. Se debe observar el músculo del individuo a quien se le harán las pruebas y colocarlos a la mitad del músculo bíceps. El electrodo que va a tierra debe estar en el hueso más cercano a donde se están tomando las pruebas. Para fines prácticos, en este trabajo se colocó en el codo (en específico en Epicóndilo Humeral Medial). Cuando se está utilizando el Biopac, sus electrodos se colocan en el mismo lugar para que la prueba sea equivalente.

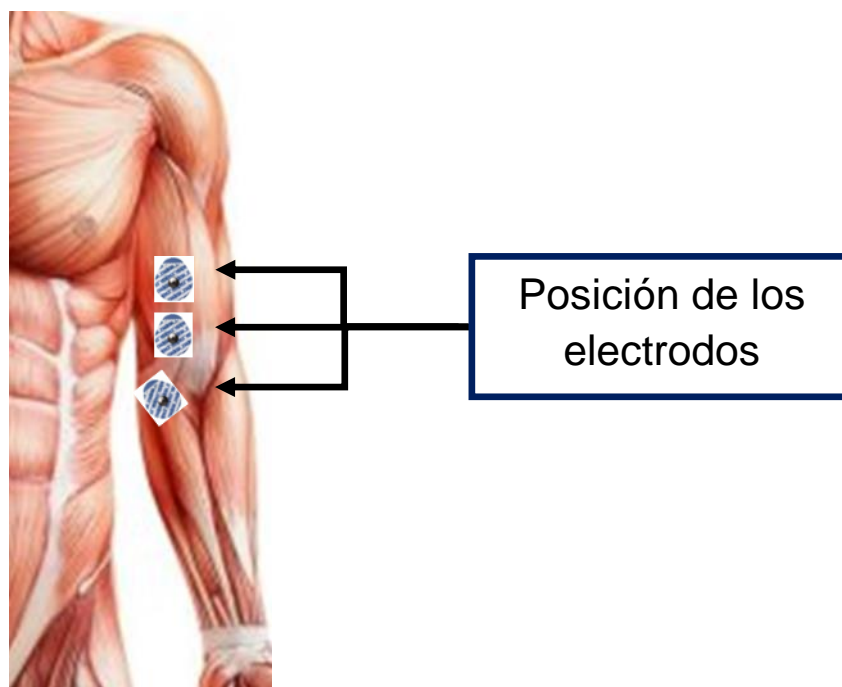


Figura 63: Posición de electrodos en el miembro superior izquierdo (Fuente propia).

### 4.1 DISEÑO DEL EXPERIMENTO

El Biopac utiliza un software para la obtención de los datos, se debe descargar Acqknowledge, para la medición y guardado de las señales necesarias. Los pasos para operarlos son:

1. Dar clic en la pestaña file/new. Para la creación de un nuevo archivo.
2. Hacer clic en MP150/ *Set up data Acquisition*, del lado izquierdo aparecen unas pestañas para configurar de acuerdo con lo que se va a medir, en este caso se selecciona análogo y a continuación se debe mostrar el sistema conectado a la computadora. En caso contrario revisar que esté conectado correctamente y que este encendido.
3. Del lado izquierdo en la pestaña *Length/ Rate*, se seleccionan los parámetros con los que se medirán las señales mioeléctricas. Se despliega una nueva ventana como la que se muestra en la Figura 64, donde seleccionamos los valores. Para *Sample Rate* se escogió el valor de 400 muestras por segundo, sabiendo que la mayor concentración de la señal electromiografía va desde 50 Hz a 150 Hz (Osiel Arbeláez Salazar, 2007) y de acuerdo con



el teorema de muestreo de Nyquist, con *Sample Rate* de 400 Hz se asegura que no se perderá información en *Acquisition Length* se tomó un valor de 5 segundos, con este tiempo permite al individuo flexionar dos veces el brazo.

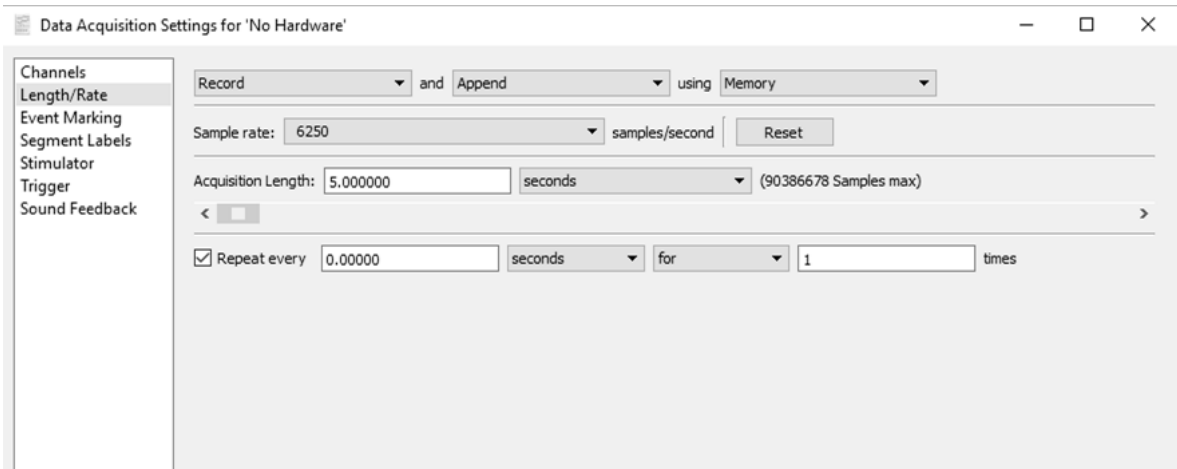


Figura 64: Length/Rate Biopac (Fuente propia).

4. Se inicia la captura de la señal electromiografía con Biopac. Se da clic en *Start* y una vez que pasaron los 5 segundos se despliega el gráfico. Una vez que termina la prueba, se despliegan diferentes opciones para guardar los datos. En este caso se utiliza la extensión mat. En la Figura 65 se puede observar gráficamente los datos de una captura utilizando Matlab.

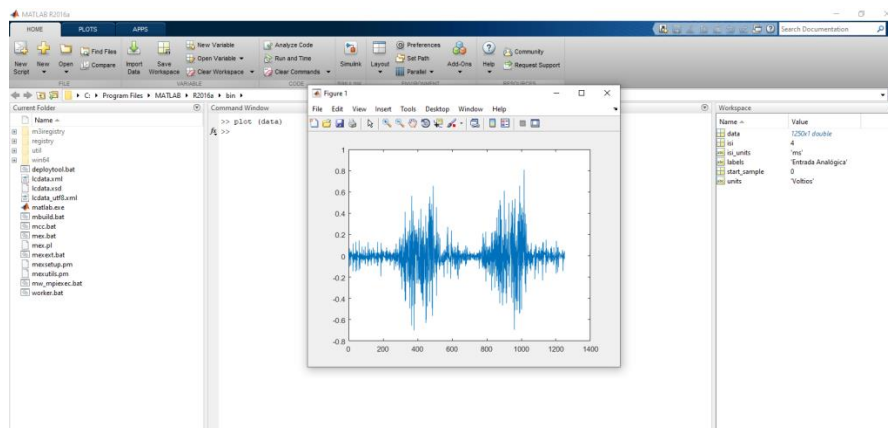


Figura 65: Prueba con Biopac (Fuente propia)

Para la adquisición de los datos obtenidos con el circuito propuesto, se utilizó la tarjeta USB 6008 de National Instruments. Con la tarjeta de adquisición de datos se introdujo la señal en su puerto de entrada analógica AIO y GND, tal como se muestra en la Figura 66.

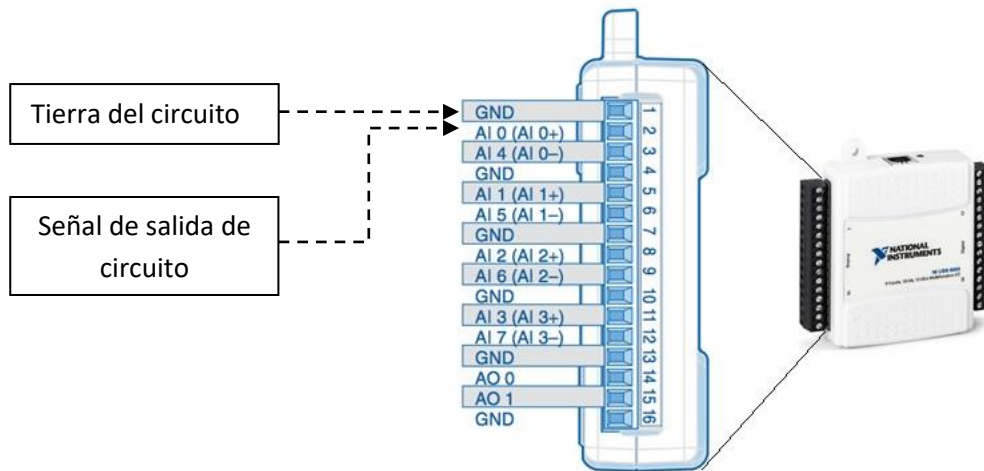


Figura 66: NI USB-6008 (National Instruments, 2019).

Para que exista una comunicación entre la tarjeta NI USB-6008 y Matlab, es necesario instalar la aplicación *Data Acquisition Tool*, la configuración de la tarjeta se realizó ejecutando los siguientes pasos:

1. Se abre la aplicación, cuando el software detecte la tarjeta de adquisición de datos de National Instruments, aparece la ventana que se muestra en Figura 67, se selecciona el dispositivo USB 6008 en la pestaña superior izquierda.

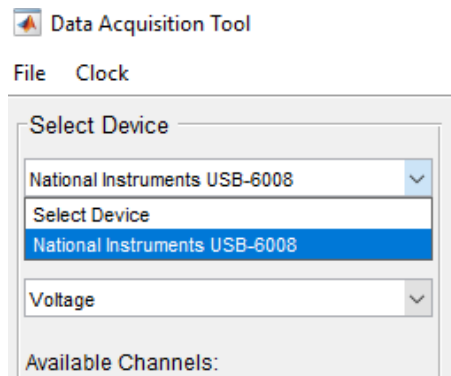


Figura 67: Data Acquisition Tool (Fuente propia)

2. Después se selecciona el subsistema que se utiliza, en este caso será AnalogInput, tal como se ve en la Figura 68.

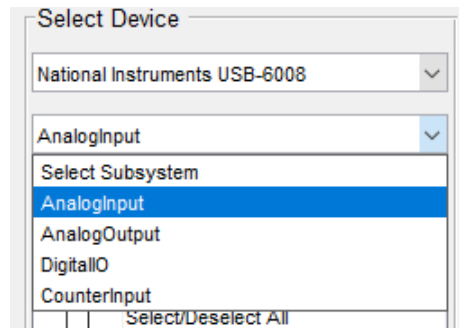


Figura 68: Selección de Subsistema (Fuente propia).

- Posteriormente se selecciona el tipo de variable a medir (voltaje) y se selecciona la entrada analógica que se va a utilizar (desde a0 hasta a7 para la USB6008). En este trabajo se utilizó la entrada analógica a0. En esta misma ventana en la pestaña se selecciona *session properties* en *Rate* y se le da un valor de 400, para que sea el mismo número de mediciones por segundo utilizado en el Biopac. En *Duration in seconds* (duración en segundos) se selecciona 5, esto dará como resultado en *Number of scans* un total de 2000. Obsérvese Figura 69.

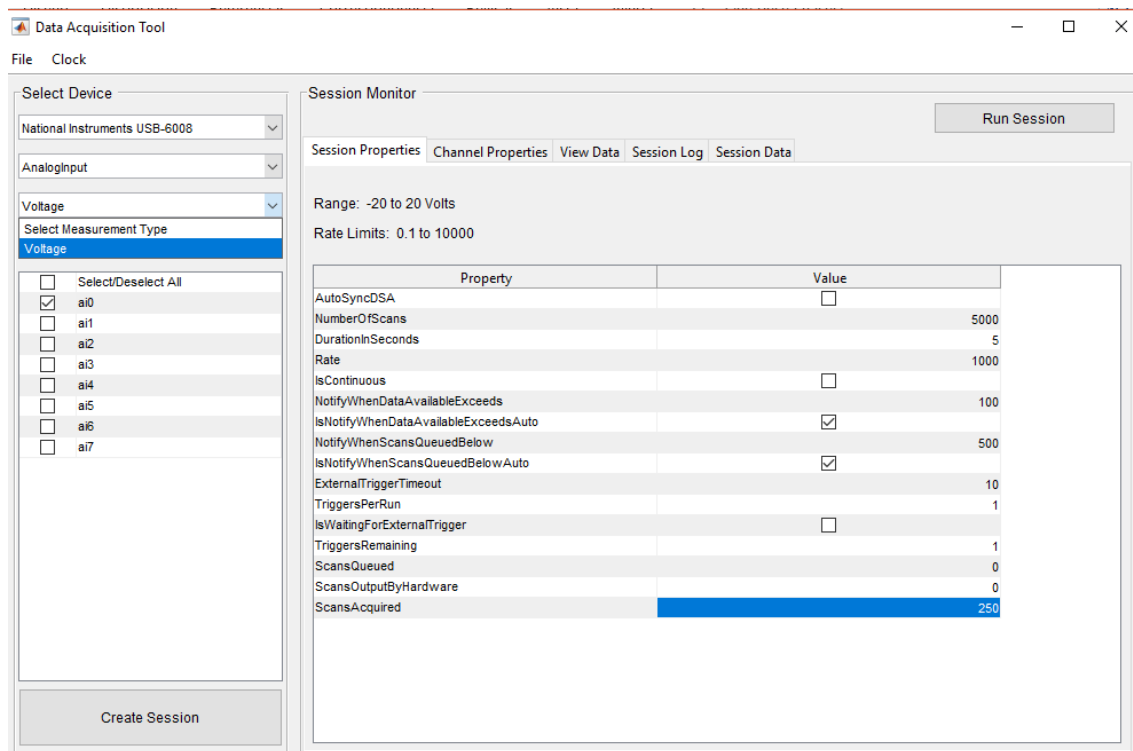


Figura 69: Propiedades de sesión (Fuente propia)

- Cuando se ha configurado, se da clic en el botón *Run session*; cuando termine el tiempo de medición se desplegarán los datos obtenidos. Cabe mencionar que las pruebas se realizaron con una frecuencia de muestreo de 400 Hz y 1000 Hz.

## 4.2 MÉTODO DE VALIDACIÓN

Las pruebas presentadas en esta tesis se hicieron a una persona sana, se realizaron con el sujeto de pruebas sentado con la espalda recta, además no se usó peso extra en el miembro superior izquierdo. Para que ambas pruebas sean compatibles, se utilizó un metrónomo; el cual emite un bip cada segundo durante 5 segundos. Se estableció el siguiente protocolo para las pruebas:



Figura 70: Brazo extendido (Fuente propia)

1. El sujeto debe tener el brazo extendido como se muestra en la Figura 70: Brazo extendido. tras sonar el primer bip, el encargado de supervisar las pruebas da clic en *Run-Session* o *Start* de acuerdo con el caso en cuestión (*Acqknowledge* o *Data Acquisition Tool*).



Figura 71: Brazo flexionado (Fuente propia)

2. Entre el primer y segundo bip, el sujeto de pruebas debe flexionar el brazo, obsérvese **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..** Para cuando el metrónomo suene el segundo bip, el brazo debe estar completamente flexionado.



Figura 72: Brazo extendido segunda ocasión (Fuente propia).

3. Entre el segundo y tercer bip, el sujeto de pruebas extiende el brazo. Véase Figura 72.
4. Cuando el metrónomo suene su cuarto bip, el miembro superior está completamente extendido.



Figura 73: Brazo flexionado segunda ocasión (Fuente propia).

5. Entre el tercer y cuarto bip, el sujeto flexiona el brazo por segunda ocasión. Véase Figura 73.
6. Al sonar el cuarto bip, el brazo esta flexionado. En el quinto bip el brazo está extendido.

Al finalizar la prueba, el software muestra opciones de guardado para los datos. Se elige la extensión de Matlab. Se realizaron 30 pruebas tanto con el Biopac como con el circuito propuesto. Una vez que se obtuvieron las pruebas, a las señales adquiridas se les dio un tratamiento con Matlab. Para validar la hipótesis se propuso que el error no debería ser mayor al 10% entre la señal obtenida del sistema Biopac y la del circuito descrito. Los datos fueron tratados por medio de 2 métodos los cuales serán descritos en la siguiente sección.

#### 4.2.1 MÉTODO DE VALIDACIÓN POR MEDIO DE VENTANAS

A continuación, se describe el proceso de suavizado de datos. Se abre el software Matlab, se da clic en la pestaña open como se muestra en Figura 74, se busca el directorio donde se guardaron los datos y del lado derecho en Workspace se mostrará un vector con los datos.

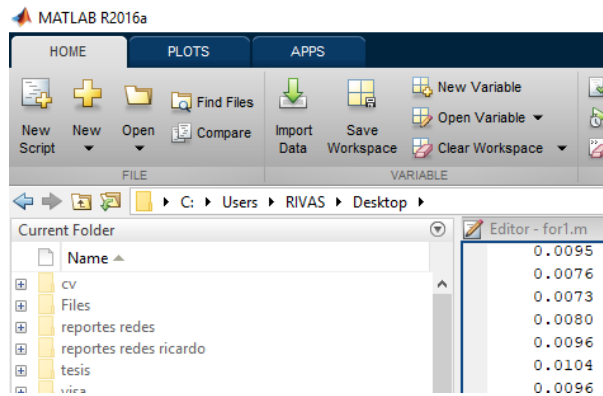


Figura 74: Abrir datos Matlab (Fuente propia).

Para el suavizado de datos, se utilizó el método de ventanas. “Los métodos de ventana en movimiento son maneras de procesar datos en lotes más pequeños a la vez, normalmente para representar estadísticamente un vecindario de puntos en los datos. La media móvil es una técnica de suavizado de datos común que desliza una ventana a lo largo de los datos, calculando la media de los puntos dentro de cada ventana. Esto puede ayudar a eliminar las variaciones insignificantes de un punto de datos al siguiente” (MatLab, 2019). La obtención de los datos muestra valores tanto negativos como positivos como se observa en Figura 75.

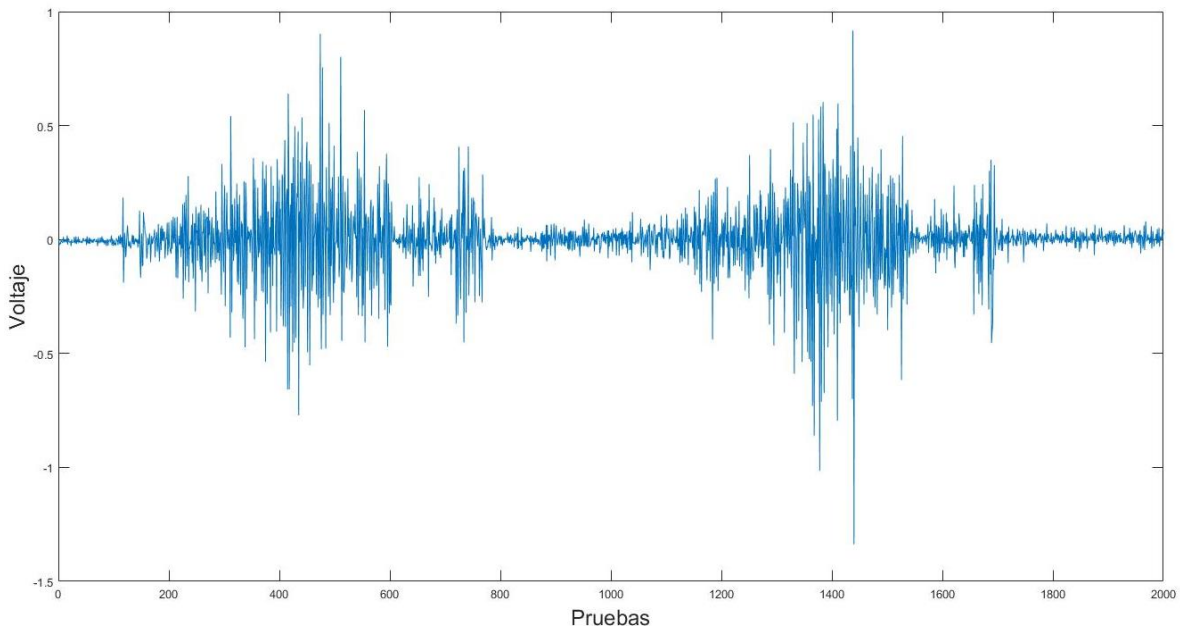


Figura 75: Señal obtenida Biopac (Fuente propia).

Con el comando *abs* se le da un valor absoluto a la señal adquirida, mostrando una señal sin componentes negativos véase Figura 76.

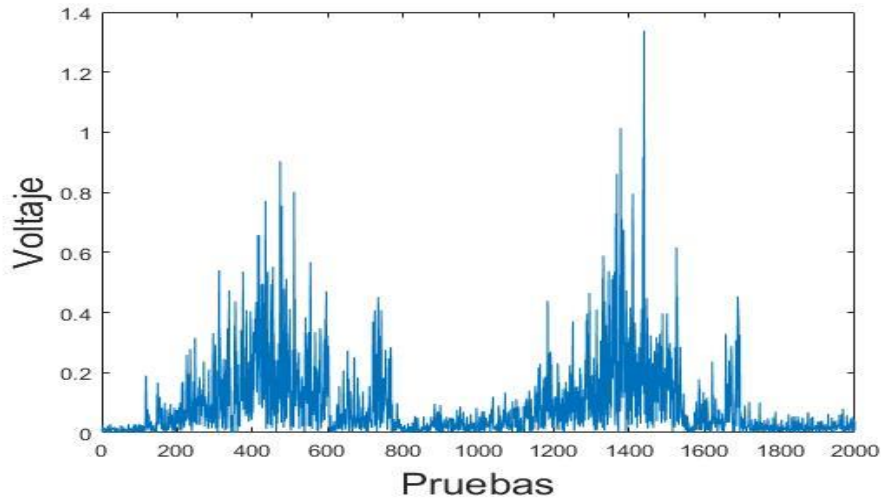


Figura 76: Absoluto de señal (Fuente propia).

Se selecciona el número de ventanas que se usarán. De acuerdo con (Sarmiento, 2018), sugiere una ventana con longitud (L) de entre 250 ms a 300 ms. Para calcular el número de ventanas, se usa la Ecuación 37, donde SV es un traslape entre ventanas que debe ir de un 25% a 50%. Utilizando esta ecuación con los datos que se tienen en las pruebas, da un total de 16 ventanas. Sin embargo, entre más ventanas se utilicen, el muestreo será más grande; por lo tanto, se obtiene una mejor caracterización.

$$W = \frac{Tms}{L - SV} \quad \text{Ecuación 37}$$

Escogiendo un valor L de 100 ms y SV de 50 ms, se obtiene un total de 40 ventanas. Se utilizó este número L, debido a que 16 ventanas no son suficientes para suavizar adecuadamente la señal. Para realizar este proceso se sigue el código de la Tabla 4, la Figura 77 muestra la señal con el suavizado aplicado.

Tabla 4 Código para adecuar número de ventanas.

```
>> senal_Biopac=data;
>> senal_Biopac_abs=abs(senal_Biopac);
>> Ventana=40;
>> suavizado=movmean(senal_Biopac_abs,ventana);
>> plot(suavizado)
>> ylabel('Voltaje','FontSize',18)
>> xlabel('Pruebas','FontSize',18)
```

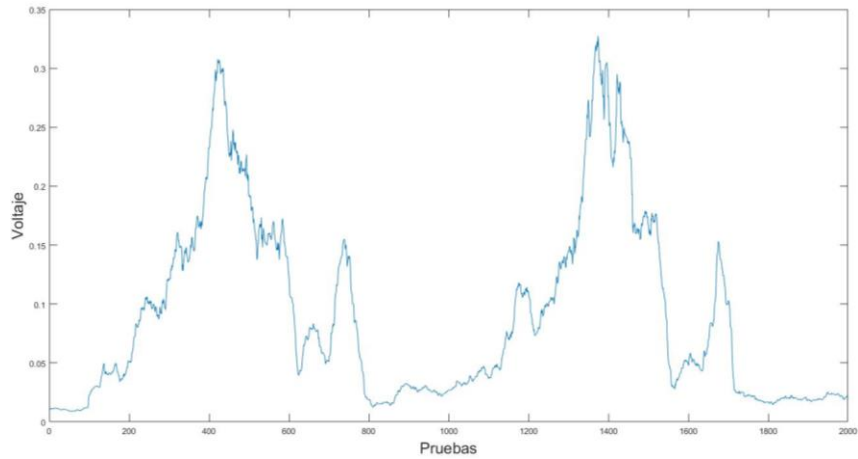


Figura 77: Suavizado de señal (Fuente propia).

Se realizó el suavizado de los datos de ambas pruebas (Biopac y Circuito). Además se aplicó *detrend*, el cual elimina el *offset* que la señal pueda tener. De esta manera ambas señales estarán referenciadas al mismo nivel. El código utilizado se observa en la Tabla 5. Para hacer una comparación de la señal, se graficaron ambas señales como se observa en Figura 78, las señales son similares.

Tabla 5 Código de valor absoluto de la señal.

```

%%Para datos obtenidos de Biopac
>> Biopac=abs(data);
>> ventana=40;
>> ventana_Biopac=movmean(Biopac,ventana);
>> detrend_Biopac=detrend(ventana_Biopac);
%%Para datos obtenidos de Circuito
>> Circuito=abs(data);
>> ventana=40;
>> ventana_Circuito=movmean(Circuito,ventana);
>> detrend_Circuito=detrend(ventana_Circuito);

```

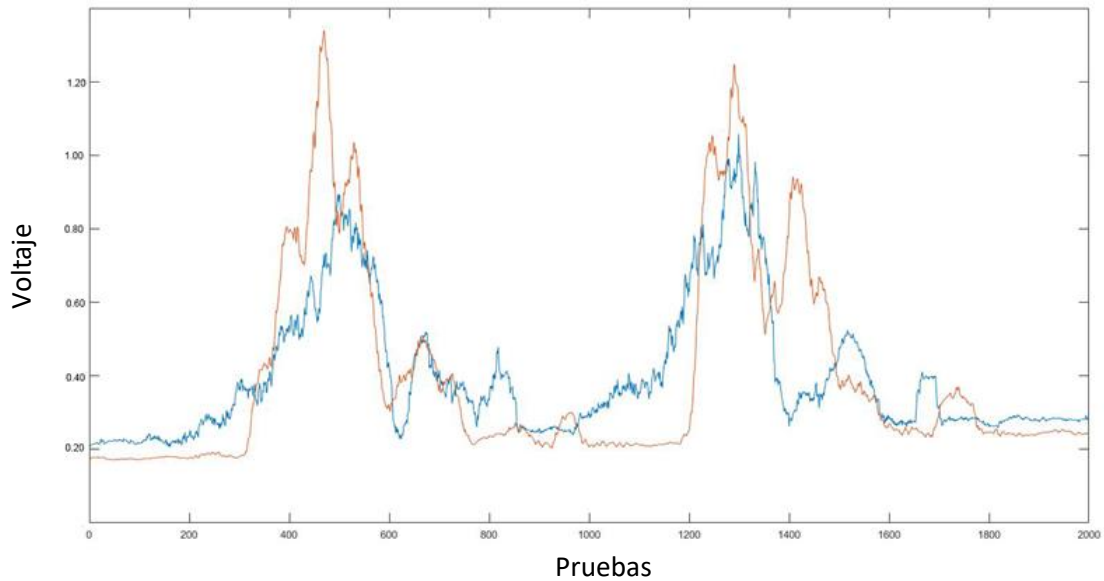


Figura 78: Comparación de señales (Fuente propia)



Cuando ya se tiene la señal de esta manera, se realizó una comparación de los valores. Para la frecuencia de muestreo a 400 Hz se obtienen un vector de 2000 datos, para 1000 Hz un vector de 5000 datos. Sabiendo esto se realizó una diferencia entre los valores del Biopac y el circuito propuesto. La diferencia se guarda en un nuevo vector llamado Diferencia, el resultado contiene valores negativos por lo que, se usa el comando *abs* para hacer todos estos valores positivos. Finalmente se realizó un promedio de todos los valores, con la función *mean* (MatLab, 2019). El código se observa en la Tabla 6

Tabla 6 Código diferencia entre resultados

```
>>for i=1:1:2000
>>Diferencia =señal_biopac - señal_sistema_EMG;
>>end;
>> resultado_diferencia=abs(Diferencia);
>> Resultado=mean(resultado_diferencia);
>> Resultado = 0.0398
```

Obteniendo un valor de 0.0398 que representa la media del error entre el Biopac y el circuito propuesto esto para la primera muestra tomada. Estos pasos se realizan para las 30 pruebas realizadas con frecuencia de muestreo de 400 Hz, de mismo modo se realizan los mismos pasos para las pruebas en 1000 Hz. Debido a que la prueba se realiza por 5 segundos en total y que cada segundo se toman 1000 muestras da como resultado 5000 muestras.

#### 4.2.2 MÉTODO DE VALIDACIÓN POR RMS

Por medio del comando *rms*, se obtiene el valor eficaz. Para obtener este valor de los datos, es necesario realizar una normalización de la señal. Se realiza el código mostrado en la Tabla 7 para normalizar la señal.

Tabla 7 Código para validar a través del RMS del BIOPAC.

```
>> Biopac=data;
>> minimo_Biopac=min(Biopac)
minimo_Biopac =
-0.9628
>> maximo_Biopac=max(Biopac)
maximo_Biopac =
0.7217
>> rango_biopac=maximo_Biopac - minimo_Biopac
rango_biopac =
1.6846
>> Normalizada_Biopac= (Biopac-minimo_Biopac)/(rango_biopac)
>> RMS_Biopac=rms(Normalizada_Biopac)
RMS_Biopac =
0.5242
```

#### PARA DATOS DE BIOPAC

La normalización de la señal moverá la señal en parámetro de voltaje de 0 V hasta 1 V, como se muestra en la Figura 79.

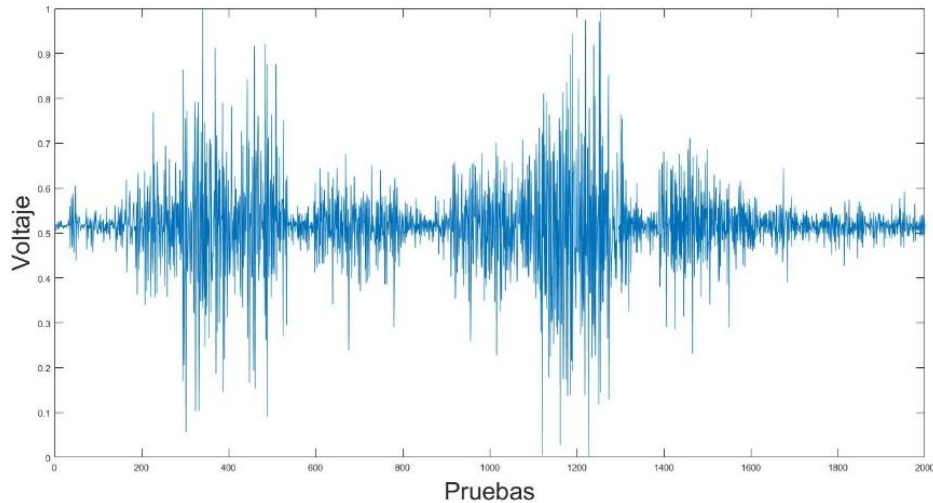


Figura 79 Señal normalizada (Fuente propia)

Con el código que se muestra en la Tabla 8 se normalizan los datos del circuito. Obteniendo el valor de RMS de la señal.

Tabla 8 Código para validar a través del RMS del circuito.

```

%%PARA DATOS DEL CIRCUITO

>> circuito=data;
>> minimo_circuito=min(circuito)
minimo_circuito =
    -1.2669
>> maximo_circuito=max(circuito)
maximo_circuito =
     0.8958
>> rango_circuito=maximo_circuito-minimo_circuito
rango_circuito =
     2.1627
>> Normalizada_circuito=(circuito-minimo_circuito)/rango_circuito;
>> RMS_circuito=rms(Normalizada_circuito)
RMS_circuito =
     0.5901
%%Se hace la diferencia de ambos valores RMS obtenidos
>>DiferenciaRMS(prueba1)=RMS_Biopac-RMS_circuito
DiferenciaRMS(prueba1)=0.0659

```

## 4.3 RESULTADOS

A continuación, se muestran los resultados obtenidos por ambos métodos.

### 4.3.1 RESULTADOS MÉTODO DE VENTANAS, FRECUENCIA DE MUESTREO 400 Hz

Enseguida se muestran los resultados de la diferencia entre los datos del Biopac y del circuito propuesto mediante el método de suavizado de datos con una frecuencia de muestreo de 400Hz.

Tabla 9 Resultados a 400 Hz.

Número de prueba	Valor obtenido en Volts
1	0.0482
2	0.0702
3	0.0783
4	0.0405
5	0.0559
6	0.0368
7	0.0394
8	0.0664
9	0.0687
10	0.03
11	0.0685
12	0.0805
13	0.0604
14	0.0653
15	0.0708
16	0.0434
17	0.0745
18	0.0456
19	0.0766
20	0.0479
21	0.0444
22	0.0424
23	0.064
24	0.0715
25	0.0711
26	0.0742
27	0.0921
28	0.0861
29	0.0877
30	0.0468

Teniendo los valores de las pruebas se realiza un promedio de todos los datos, el resultado final de esta prueba es: **Valor final= 0.061606667** lo que indica que el circuito propuesto tiene un error promedio del 6.1%.

#### 4.3.2 RESULTADOS MÉTODO DE VENTANAS, FRECUENCIA DE MUESTREO 1000 Hz

Enseguida se muestran los resultados de la diferencia entre los datos del Biopac y del circuito propuesto mediante el método de suavizado de datos con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz

Tabla 10: Resultados a 1000 Hz.

Numero de prueba	Valor obtenido en Volts
1	0.0603
2	0.0718
3	0.0604
4	0.0574
5	0.0496
6	0.0425
7	0.0376
8	0.0471
9	0.0462
10	0.0474
11	0.0487
12	0.0452
13	0.0376
14	0.0689
15	0.046
16	0.0639
17	0.0787
18	0.056
19	0.0411
20	0.0622
21	0.049
22	0.0379
23	0.0349
24	0.069
25	0.0388
26	0.059
27	0.0373
28	0.0641
29	0.0558
30	0.0523

Teniendo los valores de las pruebas se realiza un promedio de todos los datos, el resultado final de esta prueba es: **Valor final= 0.05222333** lo que indica que el circuito propuesto tiene un error promedio del 5.2%.

Comparando este resultado, con el obtenido en 400 Hz se observa que los datos obtenidos con 1000 Hz son más cercanos al Biopac. Cabe mencionar que este valor es menor al 10% de error planteado en la hipótesis.

### 4.3.3 RESULTADOS MÉTODO RMS, FRECUENCIA DE MUESTREO 400 Hz

A continuación, se muestran los valores obtenidos con las pruebas realizadas.

Tabla 11: Resultados RMS a 400 Hz.

NÚMERO DE PRUEBA	RMS DATOS CIRCUITO	RMS DATOS BIOPAC	DIFERENCIA ENTRE RMS OBTENIDOS
1	0.4696	0.599	0.1294
2	0.4878	0.5294	0.0416
3	0.5901	0.5242	0.0659
4	0.5013	0.5118	0.0105
5	0.5071	0.5366	0.0295
6	0.4802	0.5488	0.0686
7	0.4707	0.4580	0.0127
8	0.5469	0.5860	0.0391
9	0.446	0.5080	0.0620
10	0.4953	0.6085	0.1132
11	0.5063	0.5169	0.0106
12	0.528	0.5633	0.0353
13	0.5261	0.5397	0.0136
14	0.505	0.5756	0.0706
15	0.5124	0.4479	0.0645
16	0.5484	0.5818	0.0334
17	0.4612	0.5759	0.1147
18	0.4798	0.5909	0.1111
19	0.4935	0.4987	0.0052
20	0.4856	0.4793	0.0063
21	0.5086	0.5100	0.0014
22	0.5202	0.5438	0.0236
23	0.5	0.5359	0.0359
24	0.4925	0.5298	0.0373
25	0.5154	0.5497	0.0343
26	0.482	0.5056	0.0236
27	0.5788	0.5177	0.0611
28	0.4973	0.5572	0.0599
29	0.4824	0.4956	0.0132
30	0.5292	0.5186	0.0106

Realizando un promedio los datos mostrados en la Tabla 11: Resultados RMS a 400 H, se obtuvo lo siguiente: **Valor final= 0.044623333**

### 4.3.4 RESULTADOS MÉTODO RMS, FRECUENCIA DE MUESTREO 1000 Hz

Tras realizar el tratamiento de la señal, se obtuvieron los datos mostrados en Tabla 12.

Tabla 12: Resultados RMS a 1000 Hz.

NÚMERO DE PRUEBA	RMS DATOS CIRCUITO	RMS DATOS BIOPAC	DIFERENCIA ENTRE RMS OBTENIDOS
1	0.5157	0.5269	0.0112
2	0.4649	0.5217	0.0568
3	0.5046	0.4999	0.0047
4	0.5186	0.5234	0.0048
5	0.4963	0.6280	0.1317
6	0.4915	0.5027	0.0112
7	0.5186	0.5617	0.0431
8	0.5107	0.5074	0.0033
9	0.4636	0.5514	0.0878
10	0.5371	0.4808	0.0563
11	0.5976	0.6697	0.0721
12	0.5266	0.4848	0.0418
13	0.5036	0.4846	0.0190
14	0.5172	0.5234	0.0062
15	0.4749	0.5539	0.0790
16	0.5728	0.5146	0.0582
17	0.5357	0.5582	0.0225
18	0.5059	0.4847	0.0212
19	0.4948	0.4568	0.0380
20	0.4997	0.4819	0.0178
21	0.4981	0.5222	0.0241
22	0.4843	0.5180	0.0337
23	0.5099	0.5098	1E-04
24	0.5478	0.4903	0.0575
25	0.522	0.4768	0.0452
26	0.5184	0.4666	0.0518
27	0.5199	0.4883	0.0316
28	0.5001	0.528	0.0279
29	0.5027	0.4548	0.0479
30	0.5499	0.5201	0.0298

El promedio de los datos en la Tabla 12, da como resultado: **Resultado final: 0.037876667.**

Con la obtención de estos resultados, se comprueba que el circuito propuesto cumple con las especificaciones. Es decir, la diferencia o error de este sistema en comparación con MP150 Biopac es menor al 10%, lo cual fue planteado en la hipótesis.

## CONCLUSIONES

La realización de este trabajo permitió alcanzar el objetivo general planteado: la captación de las señales mioeléctricas de los miembros superiores. No obstante, se tuvieron algunos contratiempos, que enseguida se describen. Después de diseñar y armar el filtro rechazo de banda, el circuito se probó unos minutos. Al cabo de este tiempo la banda de rechazo se movió a una frecuencia mayor, como la frecuencia de rechazo debe ser exacta no se puede dar cabida a que esta cambie. Esto ocurrió porque las resistencias utilizadas de la marca Greatangle, no son de alta precisión. El problema se resolvió con nuevos trimpots de precisión de la marca Bonens 3296.

El error anteriormente mencionado también ocurrió con los otros filtros, es decir; para el filtro paso altas y paso bajas. No obstante que las bandas de rechazo de estos filtros son mayores a la del rechazo de banda, no hubo modificación en la señal resultante. Es importante mencionar que también este error fue resuelto con nuevas resistencias de alta precisión de la marca Bonens 3296. Para evitar problemas con la señal de salida, debe tenerse especial cuidado en las ganancias de los amplificadores. De acuerdo con la hipótesis, el sistema desarrollado obtuvo un error menor al 10% frente al Biopac mp 150, que fungió como patrón para esta estimación, cumpliendo con la hipótesis planteada.

Como se observa en Tabla 13, la frecuencia de muestreo a 400 Hz obtuvo un 6.16 % de error por el método de ventanas y 4.46 % para el método RMS. Es importante recalcar que los resultados obtenidos con la frecuencia de muestreo de 1000 Hz, derivó en un porcentaje de error menor, es decir; 5.22 % para el método de ventanas y 3.79 % para el método RMS.

*Tabla 13: Resultados finales.*

<b>MÉTODO</b>	<b>ERROR CON UNA FRECUENCIA DE MUESTREO 400 HZ</b>	<b>ERROR CON UNA FRECUENCIA DE MUESTREO 1000 HZ</b>
METODO DE VENTANAS	<b>6.16%</b>	<b>5.22%</b>
METODO RMS	<b>4.46%</b>	<b>3.79%</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1: SEÑALES DE ENTRADA Y SALIDA DEL CUERPO HUMANO (CROMWELL, 1980).	13
FIGURA 2: REPRESENTACIÓN DE UNA NEURONA (FOX S. , 2011) A) NEURONA MOTORA, B) NEURONA SENSITIVA.	14
FIGURA 3: RELAJACIÓN Y CONTRACCIÓN DE LOS MÚSCULOS (FOX S. , 2011).	15
FIGURA 4: FORMA DE ONDA DE ACCIÓN DE POTENCIAL (CROMWELL, 1980).	16
FIGURA 5: FISIOLÓGÍA DEL CORAZÓN (FOX S. , 2011).	17
FIGURA 6: FORMA DE ONDA ELECTROCARDIOGRAMA (ALBERTO OCHOA, 2010). P: DESPOLARIZACIÓN, QRS: COMBINACIÓN DE LA RESPIRACIÓN DE LA ATRIA, T: ONDA DE LA REPOLARIZACIÓN VENTRICULAR.	18
FIGURA 7: CONFIGURACIÓN DE ELECTRODOS EN EEG (CROMWELL, 1980).	20
FIGURA 8: EEG DE PERSONA DESPIERTA (CROMWELL, 1980).	20
FIGURA 9: EEG DE PERSONA SOMNOLIENTA (CROMWELL, 1980)	20
FIGURA 10: EEG DE PERSONA LIGERAMENTE DORMIDA (CROMWELL, 1980).	21
FIGURA 11: EEG DE PERSONA DORMIDA (CROMWELL, 1980).	21
FIGURA 12: FIBRAS MUSCULARES (FOX S. , 2011).	22
FIGURA 13: EMG DE MÚSCULO (CROMWELL, 1980)	22
FIGURA 14: SEÑAL EMG NORMAL VS MIOPATIA (GERARDO, 2012)	23
FIGURA 15: BIOPAC MP150 (BIOPAC SYSTEMS INC., 2019).	24
FIGURA 16: MODULO EMG100C (BIOPAC SYSTEMS INC., 2019)	24
FIGURA 17: BANDA DE PASO Y DE RECHAZO (CÓRDOBA, 2007)	27
FIGURA 18: REGIÓN DE GANANCIA, TRANSICIÓN Y ATENUACIÓN (CÓRDOBA, 2007).	27
FIGURA 19: RESPUESTA EN FRECUENCIA DE PASO ALTAS (ALBERT MALVINO, 2007)	28
FIGURA 20: RESPUESTA EN FRECUENCIA DE PASO BAJAS (ALBERT MALVINO, 2007).	28
FIGURA 21: RESPUESTA EN FRECUENCIA PASO BANDA (ALBERT MALVINO, 2007).	29
FIGURA 22: RESPUESTA EN FRECUENCIA RECHAZO DE BANDA (ALBERT MALVINO, 2007).	29
FIGURA 23: SÍMBOLOS DE FILTROS (JUNIOR, 1991).	29
FIGURA 24: SÍMBOLO OPAM (JUNIOR, 1991).	30
FIGURA 25: OPAM SIN REALIMENTACIÓN (JUNIOR, 1991).	31
FIGURA 26: OPAM CON REALIMENTACIÓN POSITIVA (JUNIOR, 1991)	32
FIGURA 27: OPAM CON REALIMENTACIÓN NEGATIVA (JUNIOR, 1991)	32
FIGURA 28: DIAGRAMA DE CONEXIÓN (TEXAS INSTRUMENTS, 2019)	33
FIGURA 29: PARTES DE INTERFERENCIA ELECTROMAGNÉTICA (JUNIOR, 1991).	35
FIGURA 30: DENSIDAD DEL ESPECTRO DE POTENCIA. A) ANTES DE FATIGAR EL MUSCULO B) DESPUÉS DE FATIGAR EL MUSCULO (MEDVED, 2011).	36
FIGURA 31: APROXIMACIÓN BUTTERWORTH (ROJAS, 2005).	37
FIGURA 32: CIRCUITO PASA BAJAS. A) SALLEN KEY, B) MFB. (HUIRCAN, 2012).	38
FIGURA 33: CIRCUITO PASA ALTOS SK Y MFB A) SALLEN KEY, B) MFB (HUIRCAN, 2012).	39
FIGURA 34: CIRCUITO PASA BANDA (HUIRCAN, 2012).	40
FIGURA 35: CIRCUITO RECHAZO DE BANDA MFB (FUENTE PROPIA).	40
FIGURA 36: FILTER PRO® [FUENTE PROPIA]	41
FIGURA 37: SELECCIÓN DE CARACTERÍSTICAS [FUENTE PROPIA].	42
FIGURA 38: RESPUESTA FILTER PRO® [FUENTE PROPIA].	42
FIGURA 39: TOPOLOGÍA FILTRO FILTER PRO® [FUENTE PROPIA].	43
FIGURA 40: DIAGRAMA A BLOQUES OBTENCIÓN DE SEÑAL MIOELÉCTRICA [FUENTE PROPIA].	45
FIGURA 41: ELECTRODO (NAFARRETE , 2019).	46
FIGURA 42: CABLES PARA ELECTRODOS (330 OHMS, 2019).	46



FIGURA 43: SEÑAL MIOELÉCTRICA CON RUIDO NO AMPLIFICADA (FUENTE PROPIA).	47
FIGURA 44: ETAPA 3 TRATAMIENTO DE SEÑAL [FUENTE PROPIA].	47
FIGURA 45: ESQUEMA SIMPLIFICADO INA129 (INSTRUMENTS, 1995).	48
FIGURA 46: CONEXIÓN ETAPA DE AMPLIFICACIÓN (FUENTE PROPIA).	48
FIGURA 47: CIRCUITO DE AMPLIFICACIÓN (FUENTE PROPIA).	49
FIGURA 48: SEÑAL MIOELÉCTRICA CON RUIDO AMPLIFICADA (FUENTE PROPIA).	49
FIGURA 49: CIRCUITO FILTRO PASA ALTAS (FUENTE PROPIA)	50
FIGURA 50: RESPUESTA FILTRO PASA ALTAS EN DIAGRAMA DE BODE (FUENTE PROPIA).	51
FIGURA 51: CIRCUITO FILTRO PASA ALTAS (FUENTE PROPIA).	52
FIGURA 52: BARRIDO DE FRECUENCIA FILTRO PASA ALTAS (FUENTE PROPIA).	52
FIGURA 53: CIRCUITO SIMULADO FILTRO PASA BAJAS (FUENTE PROPIA).	53
FIGURA 54: RESPUESTA FILTRO PASA BAJAS EN BODE (FUENTE PROPIA)	53
FIGURA 55: CIRCUITO PASA BAJAS (FUENTE PROPIA).	54
FIGURA 56: BARRIDO DE FRECUENCIA FILTRO PASA BAJAS (FUENTE PROPIA)	54
FIGURA 57: CIRCUITO SIMULADO RECHAZO DE BANDA (FUENTE PROPIA)	55
FIGURA 58: RESPUESTA FILTRO RECHAZO DE BANDA EN BODE (FUENTE PROPIA).	55
FIGURA 59: CIRCUITO RECHAZO DE BANDA (FUENTE PROPIA).	56
FIGURA 60: BARRIDO DE FRECUENCIAS EN FILTRO RECHAZO DE BANDA (FUENTE PROPIA)	56
FIGURA 61: CIRCUITO FINAL (FUENTE PROPIA).	57
FIGURA 62: DIAGRAMA ELÉCTRICO CIRCUITO COMPLETO (FUENTE: PROPIA). 1.- AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN, 2.- FILTRO RECHAZO DE BANDA, 3.- FILTRO PASO BAJAS Y 4.- FILTRO PASO ALTAS (FUENTE PROPIA).	58
FIGURA 63: POSICIÓN DE ELECTRODOS EN EL MIEMBRO SUPERIOR IZQUIERDO (FUENTE PROPIA).	60
FIGURA 64: LENGTH/RATE BIOPAC (FUENTE PROPIA).	61
FIGURA 65: PRUEBA CON BIOPAC (FUENTE PROPIA)	61
FIGURA 66: NI USB-6008 (NATIONAL INSTRUMENTS, 2019).	62
FIGURA 67: DATA ACQUISITION TOOL (FUENTE PROPIA)	62
FIGURA 68: SELECCIÓN DE SUBSISTEMA (FUENTE PROPIA).	63
FIGURA 69: PROPIEDADES DE SESIÓN (FUENTE PROPIA)	63
FIGURA 70: BRAZO EXTENDIDO (FUENTE PROPIA)	64
FIGURA 71: BRAZO FLEXIONADO (FUENTE PROPIA)	64
FIGURA 72: BRAZO EXTENDIDO SEGUNDA OCASIÓN (FUENTE PROPIA).	65
FIGURA 73: BRAZO FLEXIONADO SEGUNDA OCASIÓN (FUENTE PROPIA).	65
FIGURA 74: ABRIR DATOS MATLAB (FUENTE PROPIA).	66
FIGURA 75: SEÑAL OBTENIDA BIOPAC (FUENTE PROPIA).	66
FIGURA 76: ABSOLUTO DE SEÑAL (FUENTE PROPIA).	67
FIGURA 77: SUAVIZADO DE SEÑAL (FUENTE PROPIA).	68
FIGURA 78: COMPARACIÓN DE SEÑALES (FUENTE PROPIA)	68
FIGURA 79 SEÑAL NORMALIZADA (FUENTE PROPIA)	70

## ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1 AMPLITUD EN VOLTS ECG .....	19
TABLA 2 DURACIÓN EN SEGUNDOS ECG .....	19
TABLA 3: VALORES REQUERIDOS DE RG (TEXAS INSTRUMENTS, 2019) .....	34
TABLA 4 CÓDIGO .....	67
TABLA 5 CÓDIGO .....	68
TABLA 6 CÓDIGO .....	69
TABLA 7 CÓDIGO .....	69
TABLA 8 CÓDIGO .....	70
TABLA 9 RESULTADOS 400 HZ .....	71
TABLA 10: RESULTADOS EN 1000 HZ.....	72
TABLA 11: RESULTADOS RMS 400 HZ.....	73
TABLA 12: RESULTADOS RMS 1000 HZ.....	74
TABLA 13: RESULTADOS FINALES .....	75

## ACRÓNIMOS

Vrms. Voltaje Root Mean Square

mV. milivolts

EMG. Electromiograma

ECG. Electrocardiograma

EEG. Electroencefalograma

Hz. Hertz

OPAM. Del inglés Operational Amplifier

CMRR. Del inglés Common Mode Rejection Ratio

dB. Decibeles

EMI. Del inglés Electromagnetic Interference

MFB. Del inglés Multi Feed Back

## REFERENCIAS

- (s.f.). Obtenido de khanacademy-org: <https://es.khanacademy.org/science/biology/human-biology/neuron-nervous-system/a/overview-of-neuron-structure-and-function>
- 330 ohms. (16 de agosto de 2019). *330ohms.com*. Obtenido de <https://www.330ohms.com/products/cables-para-electrodos-3-piezas>
- A, L. F. (21 de junio de 2012). <http://journalshr.com/>. Obtenido de [http://journalshr.com/papers/Vol%205\\_N%202/V05\\_2\\_4.pdf](http://journalshr.com/papers/Vol%205_N%202/V05_2_4.pdf)
- A. F. Ruiz, F. J.-C. (s.f.). *intranet.ceautomatica.es*. Obtenido de [https://intranet.ceautomatica.es/old/actividades/jornadas/XXVIII/documentos/1731-JA07\\_Ruiz.pdf](https://intranet.ceautomatica.es/old/actividades/jornadas/XXVIII/documentos/1731-JA07_Ruiz.pdf)
- Albert Malvino, D. J. (2007). *Principios de electrónica*. España: Mc Graw Hill.
- Albertí, E. B. (2006). *Procesado digital de señales*. Barcelona: Ediciones UPC.
- Alberto Ochoa, M. M. (2010). *www.researchgate.net*. Obtenido de [https://www.researchgate.net/profile/Ramon\\_Felix/publication/228554754\\_Sistema\\_de\\_Adquisicion\\_y\\_Procesamiento\\_de\\_Senales\\_Electrocardiograficas/links/004635348020691dc6000000/Sistema-de-Adquisicion-y-Procesamiento-de-Senales-Electrocardiograficas.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Ramon_Felix/publication/228554754_Sistema_de_Adquisicion_y_Procesamiento_de_Senales_Electrocardiograficas/links/004635348020691dc6000000/Sistema-de-Adquisicion-y-Procesamiento-de-Senales-Electrocardiograficas.pdf)
- Alvarez Fiallo, R. (2007). Diagnóstico electromiográfico de las enfermedades neuromusculares. *Revista cubana de medicina militar*.
- Analog, D. (2011). *www.analog.com*. Obtenido de <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>
- Apple. (16 de agosto de 2019). *www.apple.com*. Obtenido de [https://www.apple.com/mx/?afid=p238%7CsLHHgzTlu-dc\\_mtld\\_1870765e38482\\_pcrld\\_381809999884\\_pgrid\\_15377145411\\_&cid=aos-mx-kwgo-brand--slid---product-](https://www.apple.com/mx/?afid=p238%7CsLHHgzTlu-dc_mtld_1870765e38482_pcrld_381809999884_pgrid_15377145411_&cid=aos-mx-kwgo-brand--slid---product-)
- Balcells, J. (1992). *Interferencias electromagnéticas en sistemas electrónicos*. España: Marcombo.
- Biopac systems inc. (25 de agosto de 2019). *Biopac*. Obtenido de <https://www.biopac.com/knowledge-base/mp-system-comparison-mp150-vs-mp100/>
- Córdoba, G. Q. (2007). *Laboratorio analógico*. Puebla: UDLAP.
- Correa Figueroa, J. M. (2016). Sistema de adquisición de señales SEMG para la detección de fatiga muscular. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*.
- Cromwell, L. (1980). *Biomedical instrumentation and measurements*. New Jersey: Prentice Hall.

- Egea, J. M. (2015). <https://zaguan.unizar.es/record/59116/files/TAZ-TFG-2016-2244.pdf>. Obtenido de [http://www.hca.es/huca/web/enfermeria/html/f\\_archivos/electroencefalografia.pdf](http://www.hca.es/huca/web/enfermeria/html/f_archivos/electroencefalografia.pdf)
- Flores, B. F. (11 de junio de 2007). *repository.lasalle.edu.co*. Recuperado el 2 de abril de 2019, de <http://repository.lasalle.edu.co/bitstream/handle/10185/16516/44011113.pdf>
- Fox, S. (2011). *Fisiología Humana*. New York : Mc Graw Hill.
- Fox, s. I. (2014). Fisiología humana . En S. I. Fox, *Fisiología humana* (pág. 2). México : MC Graw Hill.
- Friedrich Paulsen, J. W. (2018). *Sobotta. Atlas de anatomía humana*. Elsevier.
- Gerardo, G. (2012). Utilidad del electromiograma en el diagnóstico de las miopatías inflamatorias. *Reumatología clínica*.
- Gil, C. (15 de octubre de 2012). <http://repositorio.upct.es>. Obtenido de <http://repositorio.upct.es/bitstream/handle/10317/2919/pfc4506.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Gómez, H. (13 de junio de 2016). *Dialnet*. Obtenido de [file:///C:/Users/RIVAS/Downloads/Dialnet-AmplificadorOperacionalDeTransconductanciaConAltoR-6096109%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/RIVAS/Downloads/Dialnet-AmplificadorOperacionalDeTransconductanciaConAltoR-6096109%20(1).pdf)
- Huircan, J. (25 de enero de 2012). Obtenido de [http://146.83.206.1/~jhuircan/PDF\\_ELECTRONICA/FAct01g.pdf](http://146.83.206.1/~jhuircan/PDF_ELECTRONICA/FAct01g.pdf)
- INEGI. (2016). *www.inegi.com*. Obtenido de [http://internet.contenidos.inegi.org.mx/contenidos/productos/prod\\_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/nueva\\_estruc/702825090203.pdf](http://internet.contenidos.inegi.org.mx/contenidos/productos/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/nueva_estruc/702825090203.pdf)
- Instruments, T. (octubre de 1995). *Texas Instruments*. Obtenido de <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>
- J. J. Medel, P. G. (23 de Febrero de 2004). <http://www.scielo.org.mx>. Obtenido de <http://www.scielo.org.mx/pdf/cys/v7n3/v7n3a6.pdf>
- Junior, A. P. (1991). *Amplificadores operacionales y filtros activos*. Madrid: Mc Graw Hill.
- Lorena, A. O. (Abril de 2007). <http://repositorio.utp.edu.co>. Obtenido de <http://repositorio.utp.edu.co/dspace/bitstream/handle/11059/91/6213822A473as.pdf?sequence=3&isAllowed=y>
- M, E. (2006). *Sistema portátil de electrocardiografía de tres derivaciones con comunicación wireless*. España: Universidad politécnica de Cataluña.
- M, V. (2013). *Diseño e implementacion de un dispositivo de monitarizacion de la presion arterial* . Ecuador: Escuela politecnica del ejercito.

- MatLab. (2019). *la.mathworks.com*. Obtenido de [https://la.mathworks.com/help/matlab/data\\_analysis/data-smoothing-and-outlier-detection.html?s\\_tid=srchtitle](https://la.mathworks.com/help/matlab/data_analysis/data-smoothing-and-outlier-detection.html?s_tid=srchtitle)
- Medved, V. (2011). *intechopen.com*. Obtenido de <https://www.intechopen.com/books/biomechanics-in-applications/kinesiological-electromyography>
- Miyara, F. (abril de 2004). <http://www.ing.uc.edu.ve>. Obtenido de <http://www.ing.uc.edu.ve/~ajmillan/Docencia/Material/filtros-t.pdf>
- Nafarrete . (16 de agosto de 2019). *Nafarrete.com*. Obtenido de <https://www.nafarrate.com/sobre-nosotros/>
- National Instruments. (16 de agosto de 2019). *ni.com*. Obtenido de <https://www.ni.com/es-mx.html>
- Ogata, K. (2010). *Ingeniería de control moderna*. Madrid : Pearson.
- Osiel Arbeláez Salazar, J. I. (18 de Mayo de 2007). <https://dialnet.unirioja.es/>. Obtenido de <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/5030358.pdf>
- Plazas, L. (15 de 09 de 2018). *enfermeriabuenosaires.com*. Recuperado el 23 de 05 de 2019, de <https://enfermeriabuenosaires.com/como-se-colocan-los-electrodos-del-electrocardiograma>
- Rojas, I. R. (2005). *Filtros Aproximacion y sintesis*. Mexico: Universidad Iberoamericana.
- Sarmiento, D. L. (18 de Julio de 2018). *la.mathworks.com*. Obtenido de <https://la.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/68245-digital-processing-of-electromyographic-signals-for-control>
- Sedano, J. C. (2012). Sistema para la medida del nivel de estrés: STRESSTIC. *revistadyna*.
- Texas instruments. (22 de agosto de 2019). *Texas instruments*. Obtenido de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>
- Ucamco (former Barco ETS). (Febrero de 2019). <https://www.ucamco.com/>.



Toluca, México a 11 de Junio de 2021

Espacio Académico, Subdirector Académico, Coordinador de Programa  
Presente

**Carta de autorización para publicación en el RI**

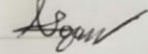
**Declaración de autoría original, libre de embargo, susceptible de ser depositado en el Repositorio Institucional y solicitud de evaluación de grado.**

Quien firma al calce, declaro bajo protesta de decir verdad que soy el(la) autor(a) de la obra (tipo de obra) Tesis  
titulada (título de la obra) DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN SISTEMA DE ELECTROMIOGRAFÍA, BASADO EN FILTROS DE 4to. 6to ORDEN CHEBYSHEV  
y estoy de acuerdo con la totalidad de su contenido, manifiesto mi conformidad y mi autorización para que se publique en Repositorio Institucional de la Universidad Autónoma del Estado de México, con fines académicos y culturales en formato de acceso abierto, en los términos del Reglamento de Acceso Abierto, la Normatividad vigente emitida por la Institución y las legislaciones aplicables en la materia.

Así mismo, declaro que responderé de la autoría y originalidad de la obra de mérito y del ejercicio pacífico de los derechos que autorizo en este acto, manifiesto que no existe otra persona física o moral a la que pertenezca; por lo cual libero de toda responsabilidad a la Universidad Autónoma del Estado de México de cualquier demanda o reclamación que llegara a formular alguna persona física o moral que se considere con derecho sobre la obra, asumiendo todas las consecuencias legales y económicas a que hubiera lugar.

De igual forma permito que la Oficina de Conocimiento Abierto perteneciente a esta Máxima Casa de Estudios, realice lo propio para el almacenamiento, preservación y difusión de la obra, con fines académicos y culturales en formato de acceso abierto y sin fines de lucro.

Firmo de conformidad y bajo protesta de decir verdad

Nombre y firma Ricardo Benjamin Rivas Alejo   
No de cuenta: 1470151