



Universidad de San Carlos de Guatemala  
Facultad de Ingeniería  
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROMIÓGRAFO SUPERFICIAL  
(EMG) DE BAJO COSTO**

**Ana María Navarro Orozco**

Asesorado por el Ing. Carlos Eduardo Guzmán Salazar

Guatemala, mayo de 2018

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROMIÓGRAFO SUPERFICIAL  
(EMG) DE BAJO COSTO**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA  
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

**ANA MARÍA NAVARRO OROZCO**

ASESORADO POR EL ING. CARLOS ESTUARDO GUZMÁN SALAZAR

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

**INGENIERA EN ELECTRÓNICA**

GUATEMALA, MAYO DE 2018

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA



**NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA**

DECANO	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL I	Ing. Angel Roberto Sic García
VOCAL II	Ing. Pablo Christian de León Rodríguez
VOCAL III	Ing. José Milton de León Bran
VOCAL IV	Br. Oscar Humberto Galicia Nuñez
VOCAL V	Br. Carlos Enrique Gómez Donis
SECRETARIA	Inga. Lesbia Magalí Herrera López

**TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO**

DECANO	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
EXAMINADORA	Inga. María Magdalena Puente Romero
EXAMINADOR	Ing. Carlos Eduardo Guzmán Salazar
EXAMINADOR	Ing. Armando Alonso Rivera Carrillo
SECRETARIA	Inga. Lesbia Magalí Herrera López

## HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

### DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROMIÓGRAFO SUPERFICIAL (EMG) DE BAJO COSTO

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ingeniería Electrónica, con fecha 18 de abril de 2016.



Ana María Navarro Orozco

Guatemala, 28 de febrero de 2018

Ingeniero

**Julio César Solares Peñate**

Coordinador Área de Electrónica

Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica

Facultad de Ingeniería

Universidad de San Carlos de Guatemala

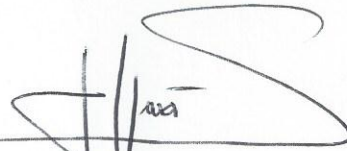
Estimado Ingeniero Solares:

Hago de su conocimiento que he finalizado la revisión del trabajo de graduación de la estudiante de ingeniería electrónica ANA MARÍA NAVARRO OROZCO carnet 2007-31458, titulado **"Diseño e Implementación de un Electromiógrafo Superficial (EMG) de Bajo Costo"**.

El cual ha cumplido con los objetivos propuestos, por lo que doy mi aprobación al mismo. Así mismo, indico que tanto la estudiante Navarro Orozco como el suscrito, somos responsables del contenido del trabajo de graduación referido.

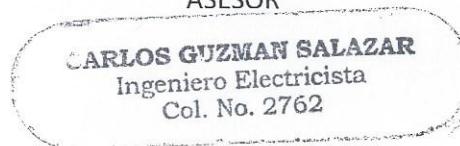
Quedo en la mejor disposición de ampliar lo escrito en los párrafos precedentes.

Reciba un cordial saludo,



Carlos Guzmán Salazar

ASESOR





FACULTAD DE INGENIERIA

Guatemala, 14 de marzo de 2018

Señor Director  
Ing. Otto Fernando Andrino González  
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica  
Facultad de Ingeniería, USAC.

Señor Director:

Por este medio me permito dar aprobación al Trabajo de Graduación titulado: **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROMIÓGRAFO SUPERFICIAL (EMG) DE BAJO COSTO**, desarrollado por la estudiante **Ana María Navarro Orozco**, ya que considero que cumple con los requisitos establecidos.

Sin otro particular, aprovecho la oportunidad para saludarlo.

Atentamente,

**ID Y ENSEÑAD A TODOS**

  
Ing. Julio César Solares Peñate  
Coordinador de Electrónica





REF. EIME 19.2018.

El Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, después de conocer el dictamen del Asesor, con el Visto Bueno del Coordinador de Área, al trabajo de Graduación de la estudiante; ANA MARÍA NAVARRO OROZCO titulado: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROMIÓGRAFO SUPERFICIAL (EMG) DE BAJO COSTO, procede a la autorización del mismo.

Ing. Otto Fernando Andriano González



GUATEMALA, 12 DE ABRIL 2018.



DTG. 180.2018

El Decano de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Industrial, al Trabajo de Graduación titulado: **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROMIÓGRAFO SUPERFICIAL (EMG) DE BAJO COSTO**, presentado por la estudiante universitaria: **Ana María Navarro Orozco**, y después de haber culminado las revisiones previas bajo la responsabilidad de las instancias correspondientes, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE:

Ing. Ángel Roberto Sic García  
Decano en Funciones



Guatemala, mayo de 2018

/gdech



## **ACTO QUE DEDICO A:**

- Dios** Por darme vida, sabiduría, fuerzas, salud y permitirme crecer como persona y ser humano.
- Mis padres** Federico Navarro y Angélica Orozco, por haberme apoyado en todo momento; por sus consejos, sus valores; por los ejemplos de perseverancia y constancia que me han infundado siempre; por el valor mostrado para salir adelante y por su amor.
- Mis hermanos** Juan, Guillermo y Rocío, porque siempre he contado con ellos para todo; gracias a la confianza que siempre nos hemos tenido, por el apoyo y amistad.
- Mis abuelos** Por sus bendiciones y cariño durante mi vida.
- Astrid Méndez** Por estar conmigo y compartir en cada momento de mi vida en tantas aventuras, experiencias y triunfos.

**Mis amigos y  
compañeros de estudio**

Oscar del Cid, María Fernanda López, Luis Flores, Edgar Porras, Rodrigo de León, Julio Lemus, Diego Pezzarossi, Pablo Vela, Diego Guzmán, Rubén Pérez, que hicieron mi vida estudiantil más amena y ser una importante influencia en mi carrera por su maravillosa amistad, que perdurará por siempre.

## **AGRADECIMIENTOS A:**

<b>Universidad de San Carlos de Guatemala</b>	Por ser la casa de estudios en donde me he formado profesionalmente.
<b>Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica</b>	Por los profesionales que puso en mi camino, de los cuales aprendí lo mejor.
<b>Laboratorio de Electrotecnia</b>	Por darme la oportunidad de trabajar y hacer uso de las instalaciones para las necesidades que requería en todo momento.
<b>Ing. Carlos Guzmán</b>	Por su confianza, asesoría e impulso a este objetivo.
<b>Ing. Armando Rivera</b>	Por su amistad, apoyo y guía fundamental.
<b>Luis Lima</b>	Por su amistad y apoyo en la elaboración de dicho proyecto.

## ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	V
LISTA DE SÍMBOLOS .....	IX
GLOSARIO .....	XI
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN .....	XXI
1. MARCO TEORICO.....	1
1.1. Antecedentes.....	1
1.2. Ingeniería biomédica .....	1
1.3. Instrumentación biomédica.....	3
1.3.1. Parámetros básicos de los equipos de instrumentación biomédica .....	3
1.4. El sistema hombre-instrumento .....	6
1.5. Señales bioeléctricas.....	11
1.5.1. Generación de los potenciales bioeléctricos.....	12
1.6. Electrodo biopotenciales.....	17
1.6.1. Electrodo biopotenciales de superficie.....	18
1.6.1.1. Electrodo secos .....	19
1.6.1.2. Electrodo con gel .....	19
1.6.2. Electrodo biopotenciales de aguja .....	21
1.7. Fundamentos de la electromiografía .....	22
1.7.1. Características de los potenciales de un EMG .....	24
1.7.2. Métodos de medición del EMG.....	25
1.7.2.1. Electromiografía invasiva.....	26

1.7.2.2.	Electromiografía superficial o SEMG....	27
1.7.3.	Ubicación de los electrodos.....	28
1.8.	Fundamentos electrónicos .....	34
1.8.1.	Amplificador operacional .....	34
1.8.1.1.	Configuración inversora .....	37
1.8.1.2.	Configuración no inversora.....	38
1.8.1.3.	Seguidor de voltaje.....	40
1.8.1.4.	Integrador .....	41
1.8.1.5.	Amplificador de instrumentación .....	45
1.9.	Electromiógrafo .....	47
1.9.1.	Etapa de preamplificación .....	48
1.9.2.	Etapa de filtrado .....	49
1.9.3.	Conversión análoga/digital .....	50
1.10.	Tarjeta Arduino.....	51
2.	DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO.....	53
2.1.	Descripción del prototipo.....	53
2.2.	Determinación de los requisitos .....	54
2.3.	Diagrama de bloques .....	54
2.3.1.	Sensores bioléctricos .....	55
2.3.2.	Etapa de acondicionamiento de la señal .....	55
2.3.3.	Etapa de adquisición de la señal.....	56
2.3.4.	Etapa de comunicación con el computador.....	56
2.4.	Diseño del prototipo por etapas .....	56
2.4.1.	Etapa de sensores bioeléctricos.....	56
2.4.1.1.	Requisitos de los electrodos.....	57
2.4.1.2.	Selección de electrodos .....	57
2.4.2.	Etapa de acondicionamiento de la señal .....	58

2.4.2.1.	Alimentación del sistema .....	59
2.4.2.2.	Preamplificación .....	60
2.4.2.3.	Rectificador de onda .....	62
2.4.2.4.	Amplificación.....	63
2.4.3.	Etapa de adquisición de datos.....	64
2.4.4.	Etapa de comunicación .....	65
2.5.	Implementación del prototipo.....	65
3.	DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO..	69
3.1.	Descripción del software del equipo .....	69
3.2.	Diagrama de bloques del software .....	69
3.3.	Diseño e implementación del software para la tarjeta de adquisición.....	71
3.4.	Diseño e implementación del software para la recepción de señales en el ordenador .....	72
3.4.1.	Etapa de recepción de la señal.....	74
3.4.2.	Etapa de visualización .....	78
3.4.3.	Etapa generar reporte.....	78
4.	PRUEBAS Y RESULTADOS.....	81
4.1.	Pruebas de funcionamiento del prototipo .....	81
4.1.1.	Pruebas de conectividad .....	81
4.1.2.	Pruebas integrales del prototipo .....	82
5.	COSTOS .....	85
	CONCLUSIONES .....	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA.....	95

APÉNDICES.....97

# ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

## FIGURAS

1.	Aplicación de la ingeniería biomédica .....	2
2.	Sensibilidad y linealidad de un instrumento de medición .....	4
3.	Histéresis de un instrumento de medición.....	5
4.	Diagrama de bloques del sistema hombre-instrumento .....	9
5.	Diagrama de células especiales.....	12
6.	Célula polarizada con su potencial en reposo.....	14
7.	Célula despolarizada durante un potencial de acción .....	15
8.	Forma de onda del potencial de acción.....	16
9.	Electrodo seco .....	19
10.	Electrodo con gel .....	20
11.	Impedancia electrodo/piel .....	21
12.	Electrodos de aguja.....	22
13.	Unidad motora.....	23
14.	Espectro de frecuencia EMG .....	25
15.	Métodos de electromiografía.....	26
16.	Electromiografía invasiva .....	27
17.	Electromiografía superficial .....	28
18.	Posición de electrodos de superficie, vista frontal.....	29
19.	Posición de electrodos de superficie, vista dorsal.....	30
20.	Posición de electrodos superficiales en antebrazo .....	30
21.	Posición de electrodos superficiales en bíceps.....	31
22.	Posición de electrodos superficiales en deltoides dorsal .....	31
23.	Posición de electrodos superficiales en deltoides frontal .....	32



24.	Posición de electrodos superficiales en el recto interior .....	32
25.	Posición de electrodos superficiales en bíceps del muslo .....	33
26.	Posición de electrodos superficiales en gemelo interno .....	33
27.	Posición de electrodos superficiales en gemelo externo .....	34
28.	Esquema de un amplificador operacional .....	35
29.	Esquema del amplificador operacional ideal.....	35
30.	Esquema de un amplificador operacional práctico.....	36
31.	Diagrama de bloques de un amplificador operacional .....	37
32.	Amplificador operacional configuración inversora.....	38
33.	Amplificador operacional configuración no inversora.....	39
34.	Amplificador operacional configuración seguidor de voltaje .....	40
35.	Amplificador operacional integrador.....	41
36.	Diagrama circuito integrador .....	42
37.	Voltaje de salida, rampa negativa .....	44
38.	Rampa de salida del amplificador operacional .....	44
39.	Amplificador de instrumentación modo ideal .....	45
40.	Amplificador de instrumentación con resistencia externa .....	47
41.	Amplificación de señal .....	49
42.	Señal filtrada .....	50
43.	Tarjeta Arduino .....	52
44.	Diagrama de bloques electromiógrafo .....	55
45.	Electrodos de superficie utilizados en el prototipo .....	58
46.	Configuración interna AD8226.....	61
47.	Diagrama circuito preamplificación .....	62
48.	Rectificación de onda.....	63
49.	Diagrama del circuito rectificador de onda.....	63
50.	Diagrama del circuito amplificación.....	64
51.	Diagrama de la etapa de adquisición de datos .....	64
52.	Implementación del prototipo en <i>protoboard</i> .....	66

53.	Implementación del prototipo en placa fija .....	66
54.	Conexión entre módulos .....	67
55.	Prototipo terminado .....	67
56.	Diagrama de bloques de software.....	70
57.	Programación tarjeta Arduino.....	72
58.	Diagrama etapa de comunicación tarjeta-ordenador.....	73
59.	Etapa de comunicación .....	74
60.	Bloque de inicio de comunicación .....	75
61.	Bloque de lectura de datos.....	76
62.	Bloque cerrar comunicación.....	76
63.	Bloque de conversión string/number .....	77
64.	Bloques de muestreo .....	77
65.	Interfaz gráfica para el usuario .....	78
66.	Conectividad del prototipo .....	81
67.	Señal obtenida con serial monitor de Arduino.....	82
68.	Prueba, músculo en reposo .....	82
69.	Prueba, músculo fuerza media.....	83
70.	Prueba, músculo con fuerza máxima .....	83
71.	Señal obtenida .....	84
72.	Programa propuesto.....	97
73.	Plano parte inferior de caja .....	98
74.	Plano parte superior de caja .....	101

## TABLAS

I.	Fuentes de señales bioeléctricas .....	17
II.	Características de placa Arduino .....	51
III.	Requerimientos de los electrodos .....	57
IV.	Comparación entre electrodos comerciales .....	57

V.	Requisitos etapa de alimentación .....	59
VI.	Requisitos etapa de preamplificación .....	60
VII.	Valores amplificador AD8226 .....	60
VIII.	Supuestos por utilizar .....	85
IX.	Costo del hardware .....	86
X.	Costo del software .....	86
XI.	Costos de instalación.....	87
XII.	Costos de configuración .....	87
XIII.	Costos iniciales del proyecto .....	87
XIV.	Costo de administración .....	87
XV.	Costo de operación.....	88
XVI.	Costo de soporte técnico .....	88
XVII.	Costos de la solución.....	89

## LISTA DE SÍMBOLOS

<b>Símbolo</b>	<b>Significado</b>
<b>AC</b>	Corriente alterna
<b>Ag</b>	Símbolo químico de la plata
<b>AgCl</b>	Compuesto químico, cloruro de plata
<b><math>\beta</math></b>	Ganancia de corriente
<b>C</b>	Capacitancia
<b>dB</b>	Decibeles
<b>DC</b>	Corriente directa
<b>ECG</b>	Estudio de electrocardiograma
<b>EEG</b>	Estudio de encefalograma
<b>EGG</b>	Estudio de electrogastrograma
<b>EMG</b>	Estudio de electromiograma
<b>EOG</b>	Estudio de electroculograma
<b>ERG</b>	Estudio de electroretinograma
<b><math>I_c</math></b>	Corriente de carga del capacitor
<b><math>I_s</math></b>	Corriente de saturación
<b>mm</b>	Milímetros
<b>ms</b>	Milisegundos
<b>mV</b>	Mili voltios
<b>PAUM</b>	Potencial de acción de unidad motora
<b>PUM</b>	Potencial de unidad motora
<b>Q</b>	Carga de un capacitor
<b>R</b>	Resistencia
<b><math>R_L</math></b>	Resistencia de carga

<b>UMs</b>	Unidades motoras
<b>V<sub>c</sub></b>	Voltaje en capacitor
<b>V<sub>in</sub></b>	Voltaje de entrada
<b>V<sub>out</sub></b>	Voltaje de salida
<b>V<sub>ref</sub></b>	Voltaje de referencia

## GLOSARIO

<b>Ánodo</b>	Polo positivo de una pila eléctrica.
<b>Atrofias musculares</b>	Desgaste o pérdida del tejido muscular.
<b>Axón</b>	Prolongación de las neuronas especializadas en conducir el impulso nervioso desde el cuerpo celular hacia otra célula.
<b>Bioingeniería</b>	Disciplina que estudia las aplicaciones de la ingeniería a la medicina o la biología.
<b>Cátodo</b>	Polo negativo de una pila eléctrica.
<b>Células musculares</b>	Células fusiformes y multinucleadas con capacidad contráctil de las cuales está compuesto el tejido muscular.
<b>Código binario</b>	Sistema de numeración que se emplea en matemática e informática en el cual los números se representan usando únicamente las cifras cero y uno (0 y 1).
<b>Corriente alterna</b>	Corriente eléctrica variable en la que las cargas eléctricas cambian el sentido del movimiento de manera periódica.

<b>Corriente directa</b>	Corriente eléctrica cuyas cargas eléctricas o electrones fluyen siempre en el mismo sentido.
<b>Decibeles</b>	Unidad de medida de una señal tal como la potencia o voltaje.
<b>Denervación</b>	Interrupción de una vía nerviosa; queda cortada o reducida la transmisión de impulsos nerviosos por esa vía.
<b>Despolarización</b>	Disminución del valor absoluto del potencial de membrana en una neurona.
<b>Distrofia muscular</b>	Grupo de enfermedades hereditarias que causan debilidad muscular o pérdida de la masa muscular.
<b>Electrocardiograma</b>	Gráfico en el que se registran los movimientos del corazón y es obtenido por un electrocardiógrafo.
<b>Electroculograma</b>	Estudio especializado de la retina. En este estudio se evalúa la actividad de una de las capas de la retina.
<b>Electroencefalograma</b>	Examen que sirve para medir la actividad eléctrica del cerebro.
<b>Electrogastrograma</b>	Prueba no invasiva que permite determinar la presencia de disritmias gástricas o un ritmo eléctrico gástrico normal.

<b>Electrolito</b>	Material que se disuelve completa o parcialmente en agua para producir una solución que conduce una corriente eléctrica.
<b>Electromiograma</b>	Examen que sirve para estudiar el sistema nervioso periférico y los músculos que inerva, permite diagnosticar enfermedades neuromusculares, así como determinar su intensidad y su origen.
<b>Electrón</b>	Partícula que se encuentra alrededor del núcleo del átomo y que tiene carga eléctrica negativa.
<b>Electroretinograma</b>	Examen que permite explorar la función de la retina cuando hay poca luz o mucha luz.
<b>Espectro</b>	Palabra que se usa para referirse a la amplitud de la serie de especies microbianas sobre la que es terapéuticamente activo un medicamento.
<b>Fibrilación</b>	Trastorno que consiste en la contracción espontánea, asíncrona y desordenada de las fibras musculares.
<b>Frecuencia</b>	Magnitud que mide el número de repeticiones por unidad de tiempo de cualquier fenómeno o suceso periódico.
<b>Galvanómetro</b>	Instrumento que sirve para determinar la intensidad y el sentido de una corriente eléctrica mediante la



desviación que esta produce en una aguja magnética.

<b>Infecciones víricas</b>	Enfermedades que ocurren cuando un organismo es invadido por virus patógenos o partículas virales contagiosas que pueden adherirse a la superficie y penetrar las células susceptibles.
<b>Inserción</b>	Superficie de unión entre dos órganos, como el que existe entre los músculos, tendones y ligamentos con los huesos.
<b>Iones</b>	Partícula cargada eléctricamente constituida por un átomo o molécula que no es eléctricamente neutro.
<b>Membrana</b>	Lámina de tejido orgánico, generalmente flexible y resistente.
<b>Miopatías</b>	Enfermedades neuromusculares, degeneración del tejido muscular.
<b>Neuropatía periférica</b>	Insuficiencia de los nervios que llevan la información hasta y desde el cerebro y la médula espinal, lo cual produce dolor y pérdida de la sensibilidad e incapacidad para controlar los músculos.
<b>Osciloscopio</b>	Aparato que sirve para registrar oscilaciones de ondas y las presenta en una pantalla.

<b>Patología</b>	Parte de la medicina que estudia los trastornos anatómicos y fisiológicos de los tejidos y los órganos enfermos, así como los síntomas y los signos a través de los cuales se manifiestan las enfermedades y las causas que las producen.
<b>Permeabilidad</b>	Es la capacidad que tiene un material de permitirle a un flujo que lo atraviese sin alterar su estructura interna.
<b>Poliomielitis</b>	Enfermedad infecciosa que afecta principalmente el sistema nervioso.
<b>Proceso estocástico</b>	Concepto matemático que sirve para tratar con magnitudes aleatorias que varían con el tiempo.
<b>PWM</b>	Modulación por ancho de pulso ( <i>pulse – width modulation</i> ), técnica de modulación en la que se modifica el ciclo de trabajo de una señal periódica.
<b>Sensor</b>	Objeto capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación y transformarlas en variables eléctricas.
<b>Unidad motora</b>	Grupo de fibras musculares que emiten el impulso nervioso. Estas conducen los impulsos del cerebro y la medula espinal hacia los músculos.

**Voltaje**

Magnitud física con la cual se puede cuantificar la diferencia de potencial eléctrico.

## RESUMEN

La electromiografía juega un papel esencial para la evaluación de pacientes que sufren de trastornos musculares, lo que permite determinar la existencia de problemas en el sistema nervioso. El objetivo principal de la electromiografía localizar las posibles lesiones musculares a partir de las señales obtenidas.

En el primer capítulo se estudian los aspectos y conceptos generales de la ingeniería biomédica, como esta rama ha ayudado al desarrollo de nuevos instrumentos médicos; también, enumera las características con las que debe contar un equipo de instrumentación biomédica. Como son generadas los potenciales bioeléctricos y como estos son captados para su análisis, todos los conceptos básicos de medicina y electrónica los cuales fusionados dan la idea clara del prototipo de electromiógrafo.

El segundo capítulo detalla paso a paso el diseño y la implementación de cada etapa de hardware del electromiógrafo, las consideraciones que se tuvieron al momento de diseñar el prototipo. En el tercer capítulo se detalla el diseño y la implementación del software usado para el procesamiento de las señales y poder visualizarlas para su respectivo análisis.



## **OBJETIVOS**

### **General**

Diseñar e implementar un modelo de electromiógrafo con el cual se logre registrar la actividad eléctrica generada por un músculo.

### **Específicos**

1. Determinar los parámetros médicos y electrónicos para el diseño e implementación de un electromiógrafo.
2. Implementar los circuitos de adquisición de señales de electromiografía provenientes de los sensores.
3. Diseñar un algoritmo en LabView que registre y muestree la señal de electromiografía.



## INTRODUCCIÓN

La ingeniería biomédica es una vertiente de las ciencias exactas que incluyen el estudio, el desarrollo y la innovación de las tecnologías para fines médicos, de terapia o rehabilitación así como técnicas de administración de recursos hospitalarios. Dentro de esta disciplina se encuentra inmerso el desarrollo de interfaces mioeléctricas, una interfaz mioeléctrica es un dispositivo electrónico que hace uso de señales biológicas producidas por los músculos del cuerpo, las cuales son procesadas por circuitos electrónicos y tratadas para recrear la acción de algún miembro funcional. Hoy en día, el uso de estos dispositivos va en ascenso, ya que con este estudio se puede diagnosticar con precisión enfermedades neuromusculares y permite clasificarlas según su intensidad y origen.

La electromiografía es una técnica que se encarga de guardar y analizar las señales mioeléctricas, las cuales son formadas por variaciones fisiológicas en el estado de las membranas de fibras musculares. El control mioeléctrico es relacionado con la intención del sujeto y puede ser usado como una variable de control debido a que las señales de electromiografía de superficie reflejan las actividades de los músculos. Lo cual se basa en el concepto de que un músculo al momento de contraerse o flexionarse produce una pequeña señal eléctrica que es creada por la interacción química en el cuerpo.

En torno a esto surge la idea de desarrollar una interfaz capaz de monitorear las acciones producidas por un grupo muscular. Este trabajo presenta el diseño y la construcción de una interfaz que procesa las señales,



las cuales pueden ser visualizadas en un computador para su respectivo análisis y así diagnosticar algún problema en el grupo muscular.

# **1. MARCO TEORICO**

## **1.1. Antecedentes**

Los músculos esqueléticos del cuerpo humano son generadores de pulsos eléctricos al momento de contraerse; para detectar estas señales se hace uso de un dispositivo denominado electromiógrafo o EMG. Las señales detectadas por el electromiógrafo pueden ser usadas para varias aplicaciones médicas: señales registradas por el EMG usadas para diagnosticar problemas en el funcionamiento de los músculos, así como en terapias de rehabilitación muscular. Estos pulsos registrados sirven para la realización de avances en la ingeniería médica para el diseño y control de prótesis para personas sin las extremidades.

Los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad muscular son los que constituyen el electromiograma (EMG). Esos potenciales se pueden medir en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés o directamente en el músculo atravesando la piel con electrodos de aguja. Los electrodos del EMG recogen los potenciales de todos los músculos dentro de su alcance. La señal detectada debe pasar por un proceso de amplificación y filtrado para visualizarla y posteriormente analizarla.

## **1.2. Ingeniería biomédica**

Uno de los problemas de la ingeniería biomédica es definirla, el prefijo bio indica relación con la vida; entonces, indica el empleo de la ingeniería aplicada a seres vivos en lugar de aplicarlos a componentes físicos.

La ingeniería biomédica representa una rama de la ingeniería que aplica los conocimientos, principios y métodos propios de la ingeniería para resolver problemas de biología y medicina, que permite así una mejora en los métodos de prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de pacientes. Por lo tanto, se puede decir que la bioingeniería es la aplicación de los conocimientos adquiridos por la influencia mutua de la ingeniería y la biología de manera que ambas se puedan utilizar de forma más completa en beneficio del hombre.

La ingeniería biomédica ha experimentado un gran crecimiento en los últimos años. Es un área en continua expansión cuyas aplicaciones van en aumento, entre las que se puede mencionar: el diseño y la construcción de equipos médicos, dispositivos de diagnóstico, electrocirugía, rehabilitación y terapia. Por medio de la ingeniería biomédica es posible el desarrollo y control de prótesis, las mismas que cada vez se asemejan más a las extremidades del ser humano.

Figura 1. **Aplicación de la ingeniería biomédica**



Fuente: *Ingeniería biomédica*. <http://marcebiomedica.blogspot.com/p/blog-page.html>.

Consulta: 17 de diciembre de 2016.

### **1.3. Instrumentación biomédica**

Se denomina instrumento a cualquier dispositivo utilizado para medir, registrar o controlar el valor de una magnitud de observación.

La instrumentación biomédica trata de los instrumentos empleados para obtener información proveniente de los seres vivos; es decir, se usa de herramienta para que se realicen mediciones de parámetros biológicos: las señales emitidas por el corazón o por los músculos.

El propósito de la instrumentación biomédica es hacer posible la medición y análisis de la información suministrada por los diferentes sistemas del cuerpo humano con el objetivo de analizar la información proporcionada que pueda servir para diagnóstico.

#### **1.3.1. Parámetros básicos de los equipos de instrumentación biomédica**

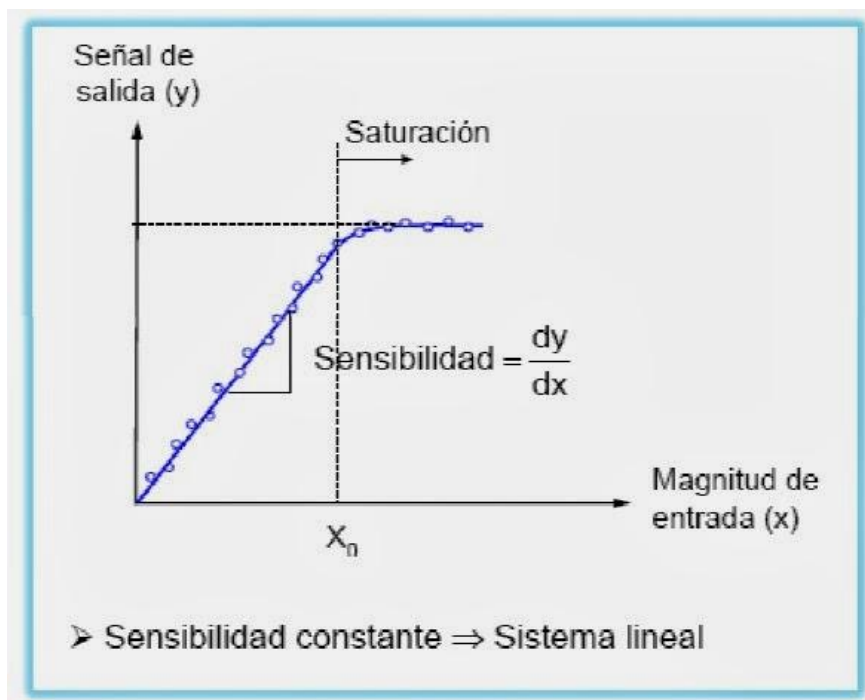
En el diseño de un sistema de instrumentación biomédica se deben considerar los siguientes factores:

- **Margen:** es la característica que determina los niveles de amplitud y frecuencia de entrada en los cuales trabaja el equipo. El objetivo es que el instrumento obtenga una lectura utilizable desde los valores más pequeños hasta los más grandes esperados para las variables o parámetros que se desean medir.
- **Sensibilidad:** la sensibilidad de un instrumento determina cual es la menor variación de una variable o parámetro que se pueden medir de

forma fidedigna. Este factor difiere del margen del instrumento en que la sensibilidad no tiene en cuenta los valores absolutos del parámetro, sino que considera los minúsculos cambios que el instrumento pueda detectar. La sensibilidad determina directamente la resolución del instrumento que es la mínima variación que se puede leer con precisión.

- Linealidad: la linealidad del instrumento es el grado en el que las variaciones en la salida siguen a las variaciones de la entrada. En un sistema lineal, la sensibilidad sería igual para todos los niveles absolutos de la entrada.

Figura 2. **Sensibilidad y linealidad de un instrumento de medición**

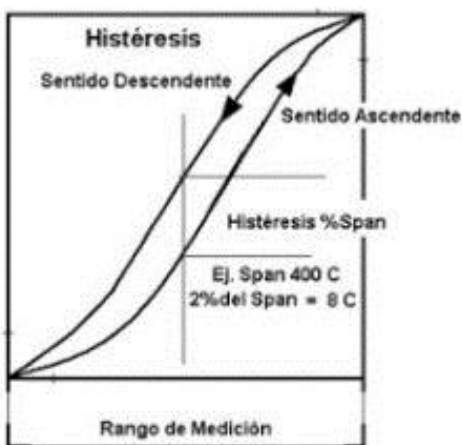


Fuente: *Características de los instrumentos de medición.*

<http://instrumentacionelectronica1.blogspot.com/2014/03/caracteristicas-de-los-instrumentos-de.html>. Consulta: 20 de enero de 2017.

- Histéresis: esta es una característica de algunos instrumentos, por la cual un valor dado de la variable de medida produce un valor diferente en sentido ascendente que en sentido descendente.

Figura 3. **Histéresis de un instrumento de medición**



Fuente: *Instrumentación conceptos básicos*. <http://www.ingmecafenix.com/electricidad-industrial/instrumentacion-conceptos-basicos/>. Consulta: 22 de enero de 2017.

- Respuesta frecuencial: es la variación de la sensibilidad del instrumento para la gama de frecuencia de medida. Un sistema de instrumentación deberá ser capaz de responder con suficiente rapidez para producir todos los componentes de frecuencia de la señal con la misma sensibilidad.
- Precisión: es la capacidad de un instrumento de dar el mismo resultado en diferentes mediciones realizadas bajo las mismas condiciones. La precisión es una medida de error.

- Relación señal-ruido: se define como la proporción existente entre la potencia de la señal que se transmite y la potencia del ruido que la compone. Se mide en decibelios y es importante que la relación señal-ruido sea lo más grande posible.
- Estabilidad: es la capacidad de un sistema de retornar a un estado estacionario después de una perturbación en la entrada, en vez de tender a una oscilación incontrolable. Este factor varía con la relación de amplificación, realimentación y otras características del sistema.
- Aislamiento: el instrumento no debe establecer una conexión eléctrica directa con el organismo sobre el que se está realizando la medición esto con la finalidad de evitar choques eléctricos. Esta característica es importante en cuanto a seguridad se refiere ya que además sirve para evitar interferencias externas al momento de realizar alguna medición.
- Simplicidad: los sistemas e instrumentos deben de ser lo más simples posibles para eliminar la posibilidad de error en un componente o humano.

#### **1.4. El sistema hombre-instrumento**

Un sistema de instrumentación se define como el conjunto de instrumentos y equipos utilizados en la medición de uno o más parámetros y la presentación de la información, obtenida a partir de dichas mediciones, de tal forma que pueda ser leída e interpretada por el hombre.

La principal diferencia entre los sistemas de instrumentación biomédica y cualquier otro sistema de instrumentación convencional radica en que la fuente

de las señales suelen ser seres vivos o energía aplicada a estos seres o a tejidos vivos.

Considerando el cuerpo humano como un sistema, muchas de las variables a medir, en dicho sistema, son poco alcanzables para los instrumentos de medida; por lo que es necesario emplear medidas sustitutivas menos precisas. La aplicación del propio instrumento de medida en el cuerpo afecta las medidas hasta el punto de no poder representar fácilmente condiciones normales.

Siendo esto una tarea complicada, el proceso de medir parámetros en el cuerpo humano, la función de la instrumentación biomédica es ayudar al médico y al investigador a idear formas de obtener medidas del ser humano vivo que sean fiables y significativas. Las medidas en las que se emplea instrumentación biomédica se pueden dividir en:

- In vivo: son aquellas medidas que se realizan sobre o dentro del organismo vivo.
- In vitro: medidas que se realizan fuera del organismo, aun cuando esté relacionada con su funcionamiento.
- Invasivas: medidas en las que se traspasa el umbral corporal, por ejemplo, mediante agujas, catéteres, etc.
- No invasivas: medidas cómodas para el paciente, generalmente, son a nivel superficial; se obtiene información sin maltratar al sujeto.

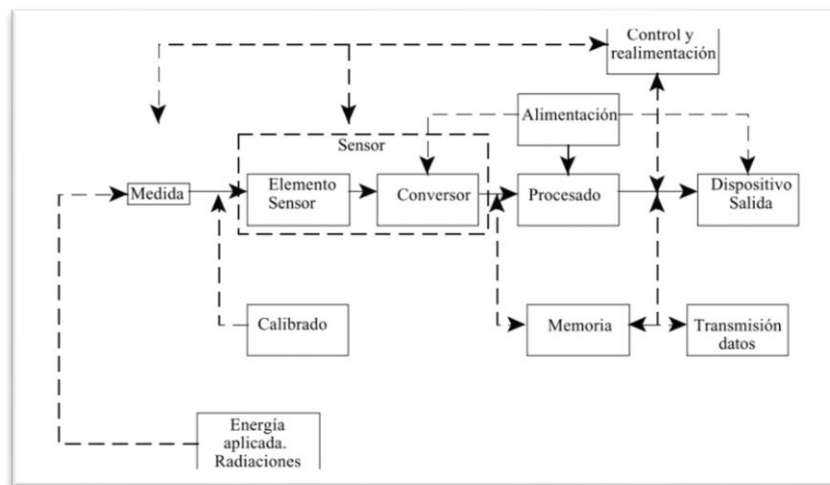


- Con señal de entrada: son aquellas medidas en las que es necesario dar un estímulo al sujeto y se estudia su respuesta a dicho estímulo en particular. Sin importar el tipo de medición que vaya a ser empleado por el sistema de instrumentación biomédica, este debe cumplir con una serie de parámetros.
  - Adquisición de la información: se debe saber que la instrumentación se utiliza para medir fenómenos y variables de tal forma que se obtenga información fiable del funcionamiento de dicho sistema medido, en este caso órganos, sistemas, entre otros.
  - Diagnóstico: las medidas se realizan para ayudar a la detección y a la corrección de algo que funciona en el sistema hombre. Basándose en la información adquirida, el personal capacitado podrá determinar si existe algún mal funcionamiento en la sección u órgano de dónde provino la información.
  - Evaluación: las medidas y la información obtenidas se emplean para determinar la capacidad de la sección u órgano del sistema hombre de responder de acuerdo a las condiciones consideradas dentro de lo normal.
  - Monitorización: la instrumentación permite vigilar un determinado proceso y operación dentro del sistema hombre a fin de obtener continua o periódicamente información del estado del mismo.
  - Control: la instrumentación se utiliza para controlar automáticamente el funcionamiento del sistema hombre,

basándose en los cambios de uno o más de los parámetros internos sometidos a mediciones.

Todos los sistemas hombre-instrumento tienen un diagrama de bloques similar al siguiente:

Figura 4. **Diagrama de bloques del sistema hombre-instrumento**



Fuente: *Sistemas de instrumentación generalizados.*

<https://sites.google.com/site/biomedicaeinstrumentacion/home/sistemas-de-instrumentacion-generalizado>. Consulta: 26 de enero de 2017.

Donde debe tomarse en cuenta:

- El individuo: es el ser humano en el que se realizan las medidas. El flujo principal de información va del hombre al equipo y es el individuo quien hace a este sistema distinto a los otros sistemas de instrumentación.

- Estímulo o energía aplicada: en muchas medidas, se necesita la respuesta a algún tipo de estímulo externo. La instrumentación empleada para generar y presentar este estímulo al individuo es una parte importante del sistema hombre-instrumento siempre que se miden respuestas. El estímulo puede ser de diferentes formas, por ejemplo, visual (*flash*), acústico (un sonido), táctil (un golpe en algún tendón) o estimulación eléctrica directa. Debe notarse que este componente no se encuentra presente en todos los instrumentos de medición, como es el caso del electrocardiograma (ECG) o el electromiograma (EMG).
- Sensor: es un dispositivo capaz de convertir una forma de energía o señal a otra. En el sistema hombre-instrumento, cada sensor se emplea para producir una señal eléctrica que es una referencia del fenómeno que se mide. El sensor puede medir cualquier variable del organismo, pero su salida siempre es una señal eléctrica, pueden usarse dos o más sensores simultáneamente.
- Equipo de tratamiento de la señal: es la parte del sistema de instrumentación que amplifica, modifica o cambia de alguna forma la salida eléctrica del sensor con la finalidad de preparar las señales para el funcionamiento de los siguientes componentes del sistema.
- Equipo de presentación: la salida eléctrica del equipo de tratamiento de la señal debe convertirse en información legible que pueda ser percibida y comprendida por el hombre. La entrada del instrumento de presentación es la señal eléctrica modificada y su salida es algún tipo de información visual, acústica o incluso táctil.

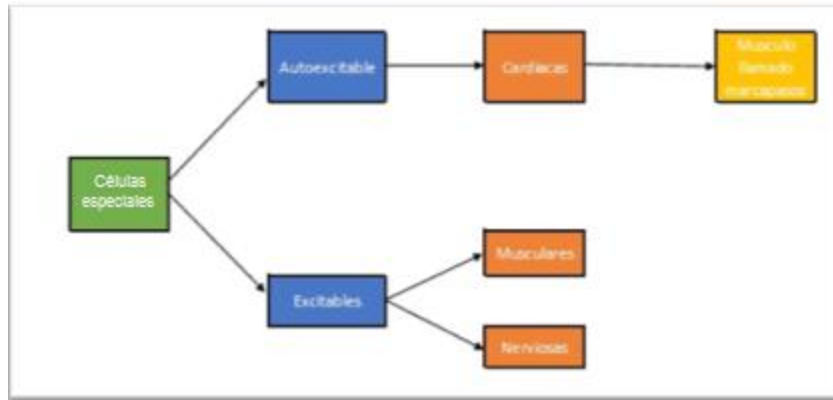
- Equipo de registro, proceso y transmisión de datos: frecuentemente es necesario registrar la información medida para un posible uso posterior o para transmitirla de un punto a otro. Este componente es con frecuencia una parte vital del sistema hombre-instrumento.

### **1.5. Señales bioeléctricas**

La electricidad se encuentra presente de muchas formas en la naturaleza de tal manera que el cuerpo humano no es la excepción. El cuerpo humano al llevar a cabo sus diferentes funciones, genera sus propias señales de monitorización, que contienen información útil sobre el funcionamiento del mismo. Estas señales son los potenciales bioeléctricos asociados con la conducción en nervios, la actividad muscular, entre otros, se utilizan para extraer información del sistema biológico bajo estudio. Por medio de dichos potenciales se llevan a cabo ciertas funciones importantes en el organismo: latir del corazón, respirar, pensar, moverse, etc.

Los potenciales eléctricos son realmente potenciales iónicos, producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertos tipos especiales de células, entre las cuales están las células cardíacas, las neuronas y las células musculares.

Figura 5. **Diagrama de células especiales**



Fuente: elaboración propia.

Con los sensores se es capaz de convertir potenciales iónicos en tensiones eléctricas, se pueden medir estas señales de monitorización naturales y presentar los resultados de una forma comprensible.

### 1.5.1. **Generación de los potenciales bioeléctricos**

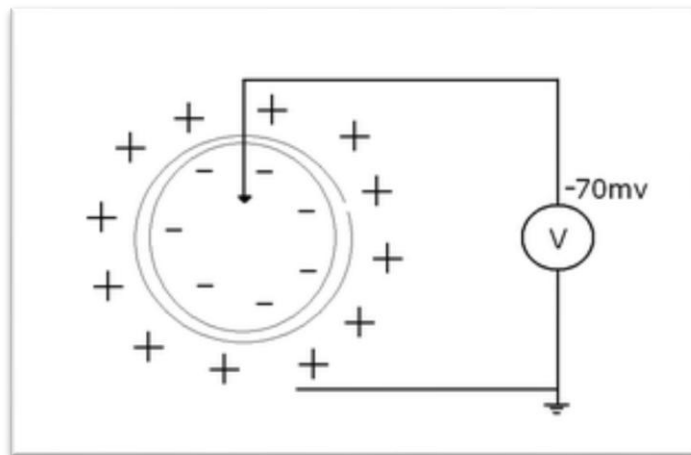
Las células musculares y nerviosas están encerradas en una membrana semipermeable que permite que algunas sustancias pasen a través de la misma, mientras otras se mantienen fuera. No se conoce la estructura exacta de la membrana ni el mecanismo mediante el que se controla su permeabilidad, pero las sustancias involucradas se han identificado experimentalmente.

Rodeando a las células del organismo están los líquidos orgánicos. Dichos líquidos son soluciones conductoras que mantienen átomos cargados o iones. Los iones principales son sodio (Na<sup>+</sup>), potasio (K<sup>+</sup>) y cloruro (Cl<sup>-</sup>). La membrana de las células excitables, inicialmente, permite fácilmente la entrada de iones potasio y cloruro pero bloquea eficazmente la entrada de iones sodio.

Al momento de recibir una excitación externa, la membrana cambia su composición y permite la entrada de los iones sodio.

- Estado de reposo: los distintos iones existentes en los líquidos orgánicos que rodean las células intentan un equilibrio, de concentración y de carga, en el interior de la célula. Por lo tanto, la incapacidad del sodio de atravesar la membrana conlleva dos consecuencias:
  - La concentración de los iones sodio en el interior de las células se hace mucho menor que en el líquido intercelular externo. Puesto que los iones sodio son positivos, esto hará el exterior de la célula más positivo que el interior.
  - En un intento de equilibrar la carga eléctrica, entrarán en la célula iones potasio adicionales que también son positivos, que producen así una concentración más alta en el interior que en el exterior. Sin embargo, no se puede lograr un equilibrio de cargas, debido al desequilibrio en la concentración de iones potasio. El equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en el exterior. Este potencial de membrana se denomina potencial de reposo de la célula y se mantiene hasta que una perturbación de algún tipo altera el equilibrio y la composición de la membrana celular. Una célula en estado de reposo se dice que está polarizada. Debido a que la medida del potencial de membrana se hace, por lo general, en el interior de la célula con respecto a los líquidos orgánicos; el potencial de reposo de una célula viene dado como un valor negativo. Los potenciales de membrana en distintas células oscilan entre -60 y -100 mV.

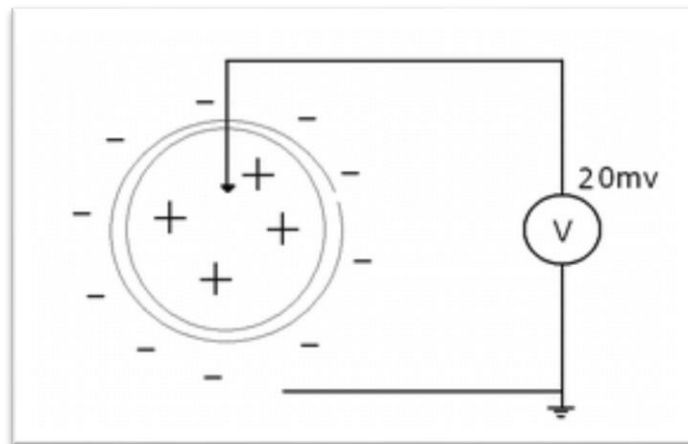
Figura 6. **Célula polarizada con su potencial en reposo**



Fuente: *Electrocardiograma*. <http://www.monografias.com/trabajos54/electrocardiograma/electro-cardiograma2.shtml>. Consulta: 30 de enero de 2017.

- Estado de excitación: cuando se excita una parte de la membrana celular mediante un flujo de corriente iónica o mediante algún tipo de energía aplicada externamente, la membrana cambia sus características y empieza a permitir la entrada de algunos iones sodio. El resultado neto es un efecto de avalancha en el que los iones sodio se precipitan literalmente en el interior de la célula intentando alcanzar un equilibrio con los iones del exterior. Al mismo tiempo, los iones potasio, que estaban en mayor concentración en el interior de la célula durante el estado de reposo, intentan salir pero son incapaces de moverse tan rápidamente como los iones sodio. Como resultado de esto, la célula tiene un potencial ligeramente positivo en el interior debido al desequilibrio de iones potasio. Este potencial es conocido como potencial de acción y es aproximadamente 20 mV positivo.

Figura 7. **Célula despolarizada durante un potencial de acción**



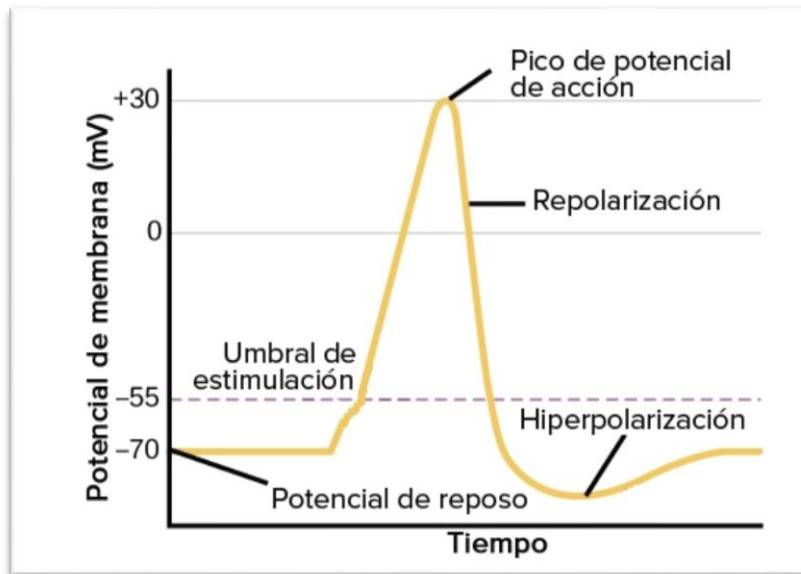
Fuente: *Electrocardiograma*. <http://www.monografias.com/trabajos54/electrocardiograma/electro-cardiograma2.shtml>. Consulta: 30 de enero de 2017.

Una célula que ha sido excitada y que presenta un potencial de acción se dice que está despolarizada y el proceso de cambio desde el estado de reposo al potencial de acción se denomina despolarización.

Una vez que ha disminuido la avalancha de iones sodio a través de la membrana celular se ha alcanzado un nuevo estado de equilibrio, desaparecen las corrientes iónicas que reducían la barrera a los iones sodio y la membrana vuelve a la situación original de permeabilidad selectiva, bloqueándose de nuevo el paso de iones sodio desde el exterior al interior de la célula. Sin embargo, tardaría mucho tiempo en crearse de nuevo un potencial de reposo, por lo que mediante un proceso activo, denominado bomba de sodio, los iones sodio son transportados rápidamente al exterior de la célula, y esta queda polarizada de nuevo adquiriendo su potencial de reposo. A este proceso se le denomina repolarización. La velocidad de bombeo es directamente proporcional a la concentración de sodio en la célula.



Figura 8. **Forma de onda del potencial de acción**



Fuente: *Depolarization hyperpolarization and action potentials.*

<http://es.khanacademy.org/science/biology/human-biology/neuron-nervous-system/a/depolarization-hyperpolarization-and-action-potentials>.

Consulta: 31 de enero de 2017.

La figura 8 muestra la forma de onda de un potencial de acción típico, empezando con el potencial de reposo, la despolarización y volviendo al potencial de reposo después de la repolarización. La estala de tiempos para el potencial de acción depende del tipo de célula que lo produce. En las células nerviosas y musculares, la repolarización se produce después de la despolarización de forma tan rápida que el potencial de acción aparece como un impulso de una duración total de un milisegundo. El músculo cardíaco se repolariza mucha más lentamente prolongándose su potencial de acción generalmente entre los 150 y 300 ms.

Cuando se excita una célula y genera un potencial de acción, empiezan a influir corrientes iónicas. Este proceso puede excitar, a su vez a células vecinas o áreas adyacentes de la misma célula. La velocidad con que se mueve un potencial de acción a lo largo de la fibra o se propaga de una célula a otra se denomina velocidad de propagación; esta velocidad varía ampliamente dependiendo del tipo y diámetro de la fibra nerviosa. El margen de velocidad usual en nervios va de 20 a 140 metros por segundo. La propagación por el músculo cardiaco es más lenta, con un ritmo medio entre 0,2 y 0,4 metros por segundo.

### 1.6. Electrodo biopotenciales

Se puede encontrar actividad bioeléctrica en todos los sistemas del organismo; sin embargo, la mayoría de dichas señales están relacionadas con fenómenos ya sea difíciles de medir o que no tienen aplicaciones médicas en la actualidad. Por otro lado, algunas de dichas señales son de significativa importancia al momento de diagnosticar enfermedades. Entre estas últimas se encuentra el electrocardiograma (ECG), el electromiograma (EMG) y el electroencefalograma (EEG).

Tabla I. Fuentes de señales bioeléctricas

Señal bioeléctrica	Abreviatura	Fuente biológica
Electrocardiograma	ECG	Corazón (desde la superficie del cuerpo)
Electromiograma	EMG	Musculo
Electroencefalograma	EEG	Cerebro
Electroculograma	EOG	Cornea-retina
Electroretinograma	ERG	Retina
Electrogastrograma	EKG	Estómago

Fuente: elaboración propia.

Las señales eléctricas asociadas a la actividad de los sistemas biológicos pueden ser medidas mediante un tipo especializado de electrodos, conocidos como electrodos biopotenciales. Su nombre se debe a que dichos electrodos tienen como entrada los potenciales iónicos, producidos como resultado de la actividad electroquímica de cierto tipo de células excitables, los electrodos biopotenciales convierten corrientes iónicas en corrientes eléctricas.

Para registrar las señales del EMG se pueden utilizar dos tipos de electrodos biopotenciales: los electrodos de superficie y los electrodos de aguja. Dependiendo del método de medición que se desea realizar se selecciona el tipo de electrodos.

#### **1.6.1. Electrodos biopotenciales de superficie**

Dentro de esta categoría se encuentran los electrodos que se colocan en la superficie del cuerpo, cerca del músculo de interés, para recoger señales bioeléctricas. La integridad tanto de la piel como del músculo se ven comprometidas con su uso. Se pueden utilizar para estudios breves, también, para estudios crónicos que requieran de mayor tiempo. Este tipo de electrodos son utilizados para la electromiografía superficial (SEMG).

Estos electrodos presentan una superficie de metal, sin embargo, debido a que están en contacto directo con la piel, se deben tomar en consideración que la piel es un tejido conductor, cuyo material intracelular y extracelular está compuesto de soluciones electrolíticas, en la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductor, en el cual la corriente es transportada por electrones; en consecuencia, la interfaz electrodo piel es en sí muy ruidosa además de presentar un valor alto de

impedancia. Los electrodos de superficie se pueden encontrar en 2 presentaciones: electrodos secos y electrodos con gel.

#### **1.6.1.1. Electrodos secos**

Estos electrodos son principalmente utilizados en aplicaciones donde la geometría o el tamaño del electrodo no permite el uso del gel electrolítico. Electrodo en barra o arreglos de electrodos son ejemplos de este tipo de electrodos. Los electrodos secos requieren de un circuito amplificador cerca debido a la alta impedancia entre la piel y el electrodo. Son más pesados que los electrodos con gel, por lo tanto, es más difícil la fijación de los mismos.

Figura 9. **Electrodo seco**



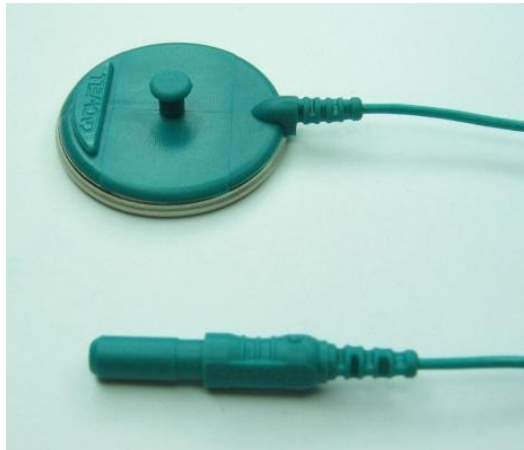
Fuente: *Electrodo seco*. <http://www.interferenciales.com.mx/producto.php?id=199>. Consulta: 31 de enero de 2017.

#### **1.6.1.2. Electrodos con gel**

Los electrodos con placas metálicas consisten en un conductor metálico en contacto con la piel que utiliza un gel electrolítico entre el metal y la piel; de este modo, se minimiza el ruido intrínseco que genera el contacto de la piel con el metal. Además de esto, el gel mejora la conductividad y el flujo de corriente.

Dentro de los metales que se utilizan comúnmente para este tipo de electrodos están la plata alemana, que consiste en una aleación de plata y níquel, la plata, el oro, el acero inoxidable y el platino. En algunos casos el electrodo se hace con una capa del metal más fina de tal forma que permita flexibilidad.

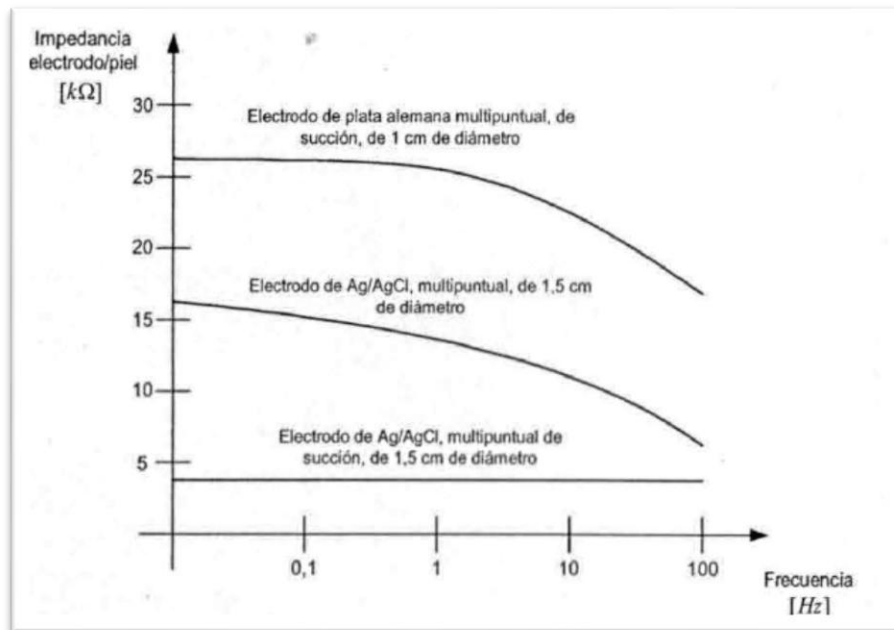
Figura 10. **Electrodo con gel**



Fuente: *Electrodo con gel*. [http://neuroline.es/?page\\_id=293](http://neuroline.es/?page_id=293). Consulta: 31 de enero de 2017.

Una de las condiciones deseables en un electrodo de superficie, es que no tenga polarización, es decir, que el potencial en el electrodo varíe de forma considerable cada vez que la corriente pase a través del electrodo. Después de varios estudios realizados utilizando metales como el aluminio, acero inoxidable y titanio, se ha probado que el electrodo de plata/cloruro de plata ( $\text{Ag}/\text{AgCl}$ ) cumple con los estándares adecuados para lograr esta característica. Además, la interfaz piel-plata o piel- $\text{Ag}/\text{AgCl}$  tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en EMG.

Figura 11. Impedancia electrodo/piel

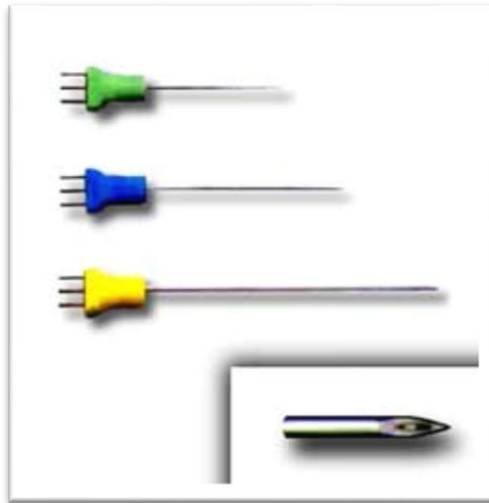


Fuente: *Impedancia electrodo y piel*. <https://sites.google.com/site/electrogest005/home/equipo005-ecg?tmpl=%2Fsystem%2Fapp%2Ftemplates%2Fprint%2F&showPrintDialog=1>. Consulta: 31 de enero de 2017.

### 1.6.2. Electrodo biopotenciales de aguja

Un electrodo de aguja consiste en una delgada aguja de acero inoxidable con una punta afinada, que se inserta en el músculo directamente, cerca de la unidad motora bajo estudio. Este tipo de electrodos pueden ser ubicados dentro del cuerpo para realizar las mediciones de los biopotenciales. Este tipo de electrodos son por lo regular de tamaño más pequeños que los superficiales y no requieren gel electrolítico, ya que los fluidos del cuerpo suplen con su función. Pueden ser tipo aguja o electrodos que se insertan quirúrgicamente en cavidades del cuerpo.

Figura 12. **Electrodos de aguja**



Fuente: *Electrodo de aguja*. <http://www.neutronic.com.ar/NeutronicWeb/Agujas.htm>. Consulta: 31 de enero de 2017.

La amplitud de la señal registrada por los electrodos de aguja depende el área de registro como de la distancia del electrodo a la unidad motora estudiada, mientras más cerca esté el electrodo de la UM mayor será la amplitud de la señal detectada. Es necesario tomar en cuenta que la inserción de los electrodos de aguja es dolorosa y requiere de supervisión médica, por ello es que la electromiografía invasiva se limita a uno clínico.

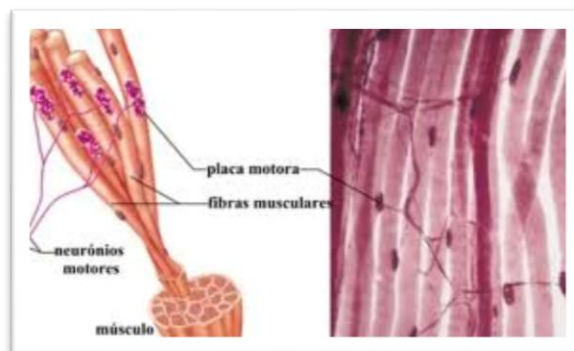
### **1.7. Fundamentos de la electromiografía**

La electromiografía es el estudio de la actividad eléctrica de los músculos esqueléticos, está compuesta por los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad muscular. Proporciona información útil acerca del esta fisiológico de

los músculos y sus nervios. El electromiograma (EMG) es el resultado que proporciona la electromiografía.

La unidad funcional más pequeña del músculo esquelético es la fibra muscular, la misma que al ser estimulada se contrae desarrollando fuerza. Un músculo consiste en haces paralelos de fibras musculares cuya activación se hace a través del axón de la fibra nerviosa motora que la inerva. Cabe notar que dependiendo del músculo y de la función del mismo, un axón puede estar conectado a una o más fibras musculares. El conjunto formado por la célula nerviosa motora, en la espina dorsal, su axón y las fibras musculares se conoce como unidad motora (UM). Al potencial que originan las fibras de una UM se le conoce por potencial de acción de la unidad motora (PAUM) que consiste en la suma de los potenciales de acción de las distintas fibras de la unidad motora.

Figura 13. **Unidad motora**



Fuente: *Placa motora*. <https://alucinamedicina.wordpress.com/tag/placa-motora/>. Consulta: 31 de enero de 2017.



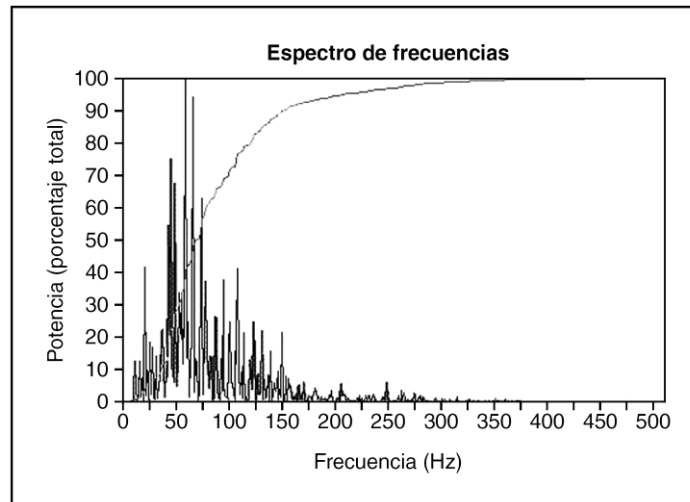
### **1.7.1. Características de los potenciales de un EMG**

El potencial de acción de un músculo determinado tiene una magnitud fija, independientemente de la intensidad del estímulo que genera la respuesta. De esta manera, la intensidad con que actúa el músculo no incrementa la amplitud del impulso del potencial de acción sino que incrementa el ritmo con que actúa cada fibra muscular y el número de fibras que se activan en un instante determinado.

La amplitud de la forma de onda EMG medida es la suma instantánea de todos los potenciales generados en un instante determinado. Dado que esos potenciales de acción se producen tanto con polaridades positivas como negativas, a veces se adicionan y otras veces se cancelan. De este modo la señal se parece mucho a un ruido aleatorio, siendo esta la energía de la señal, cantidad, actividad muscular y del método de medición utilizado.

El rango de medida de la amplitud de la señal del EMG en una contracción del músculo esquelético varía desde los  $\mu\text{V}$  hasta un rango de los  $\text{mV}$ , comúnmente está entre  $50 \mu\text{V}$  y  $5 \text{mV}$ , nunca sobrepasa los  $10 \text{mV}$  y su espectro de frecuencia varía llegando a alcanzar valores de hasta  $10\text{kHz}$ ; sin embargo, la mayor cantidad de actividad electromiografía se encuentra alrededor de los  $50 \text{Hz}$ . Las propiedades de las señales EMG varían dependiendo de ciertos factores: el tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y el músculo, las propiedades de la piel del paciente, las propiedades del electrodo y del amplificador, y la calidad del contacto piel-electrodo.

Figura 14. **Espectro de frecuencia EMG**

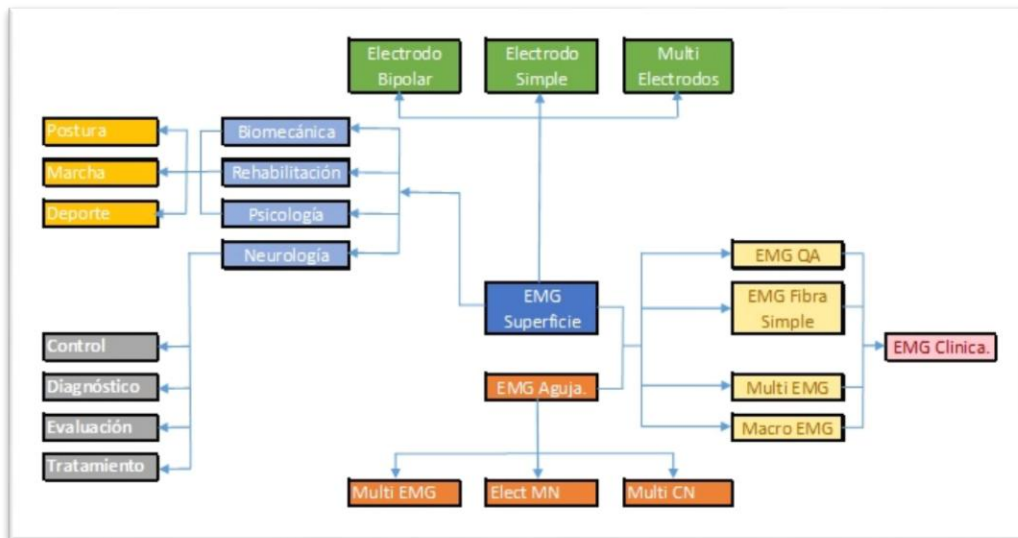


Fuente: *Electromiografía cinesiológica*. <http://www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-electromiografia-cinesiologica-13082197>. Consulta: 31 de enero de 2017.

### **1.7.2. Métodos de medición del EMG**

Los biopotenciales de los músculos se pueden medir mediante dos técnicas: en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés mediante electrodos de superficie, esta técnica se conoce como electromiografía superficial (SEMG); o directamente en el músculo atravesando la piel utilizando electrodos de aguja, esta técnica se conoce como electromiografía invasiva. Sin embargo, cuando se realiza un SEMG es necesario tomar en cuenta que los potenciales de músculos grandes, cercanos al músculo de interés, pueden interferir con los intentos de realizar las mediciones en músculos pequeños, aun cuando los electrodos se coloquen directamente sobre los músculos pequeños.

Figura 15. **Métodos de electromiografía**



Fuente: elaboración propia.

### 1.7.2.1. **Electromiografía invasiva**

Obtiene mediciones y registros del potencial en acción generado por una unidad motora en particular, es decir, permite analizar y estudiar de forma individual una UM. Para esta técnica se utilizan los electrodos tipo aguja que son insertados dentro del musculo justo en la UM bajo estudio, de ahí el nombre de electromiografía invasiva, porque traspasa el umbral del cuerpo humano. Esta técnica es útil especialmente para la rehabilitación de pacientes ya que la información obtenida es empleada para diagnóstico clínico.

Figura 16. **Electromiografía invasiva**



Fuente: *Electromiografía invasiva*. <https://chsalud.es/blog/electromiograma/que-es-un-electromiograma/>. Consulta: 31 de enero de 2017.

### **1.7.2.2. Electromiografía superficial o SEMG**

Mediante este tipo de estudio se obtiene el registro de los potenciales de acción de varias unidades motoras: esto se debe a que se utilizan electrodos de superficie que están en contacto con la piel del músculo, y al estar en contacto con la superficie del mismo no es posible captar la señal individual de una UM. La razón de ello es que los electrodos recogen potenciales de todas las fibras musculares dentro de su alcance. Esta técnica es utilizada para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de uno o varios músculos. Esta es la técnica ideal para el desarrollo de prótesis debido a que el uso de electros de agua será molesto para el paciente.

Figura 17. **Electromiografía superficial**



Fuente: *Electromiografía superficial*. <http://www.medicos.com.ec/electromiografia/>. Consulta: 31 de enero de 2017.

### **1.7.3. Ubicación de los electrodos**

Con el continuo avance de la biomédica, ha ido avanzando de igual manera el estudio de los músculos mediante métodos de EMG superficial. Debido a ello, se ha estandarizado la ubicación de los electrodos, así como la distancia entre ellos, de manera tal que se obtenga una mejor calidad de señal y que no se pierdan sus componentes valiosos. Con este propósito surge en 1996 el SENIAM (*surface electromyography for noninvasive assessment of muscles*) para establecer ciertas recomendaciones en cuanto a estas variables.

Así se establece que la medida preferida para el diámetro del electrodo es de 10mm con base en que la distancia entre los mismos es de 20 mm, de esta manera se evitan posibles solapamientos de los electrodos. De igual manera, se establece que el material de la placa conductora del electrodo deber ser de la combinación plata/cloruro de plata ya que presentan mayor estabilidad y reducen el ruido. Para la SEMG se deben utilizar tres electrodos: uno inversor,

uno no inversor y uno de referencia. La distancia inter-electrodo, definida como la distancia del centro del área conductiva de un electrodo al otro debe ser de entre 20 mm y 30 mm. En el caso de músculos relativamente pequeños la distancia inter-electrodo no debe ser mayor a un cuarto de la longitud del músculo. Los electrodos se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal o transversal.

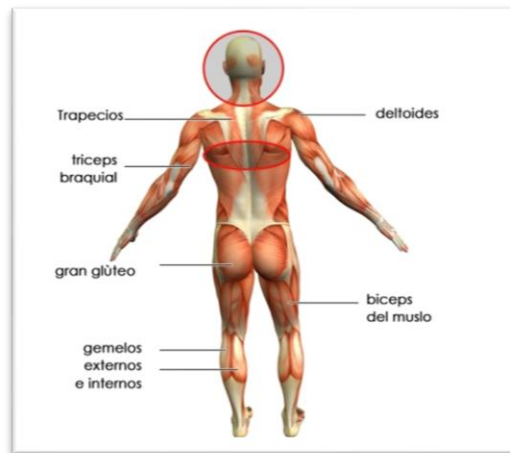
- Transversal: los electrodos se deben ubicar en la zona media del músculo, de tal forma que la línea imaginaria que une a los electrodos sea paralela con el eje longitudinal del músculo.
- Longitudinal: la SENIAM recomienda ubicar los electrodos en la zona media del musculo, entre la terminación de la neurona motora y el tendón distal.

Figura 18. **Posición de electrodos de superficie, vista frontal**



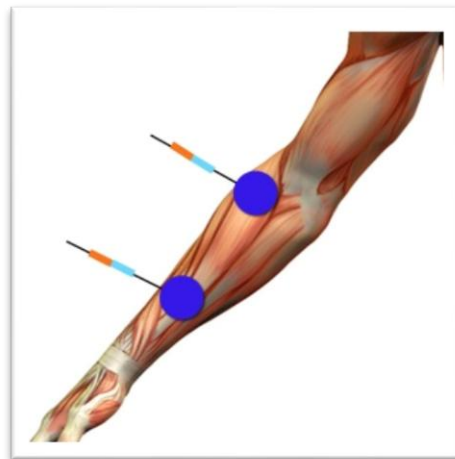
Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 31 de enero de 2017.

Figura 19. **Posición de electrodos de superficie, vista dorsal**



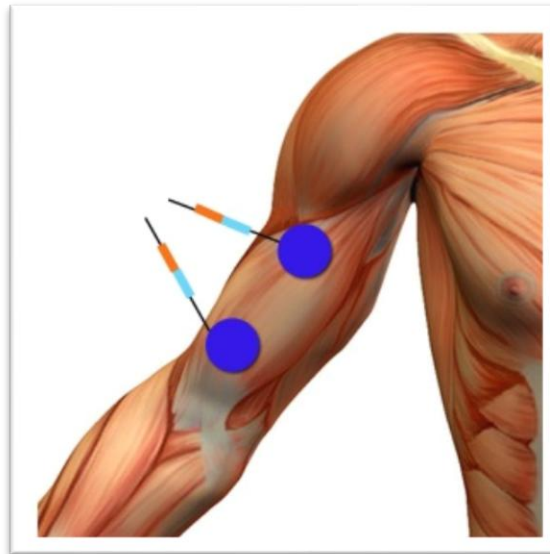
Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 31 de enero de 2017.

Figura 20. **Posición de electrodos superficiales en antebrazo**



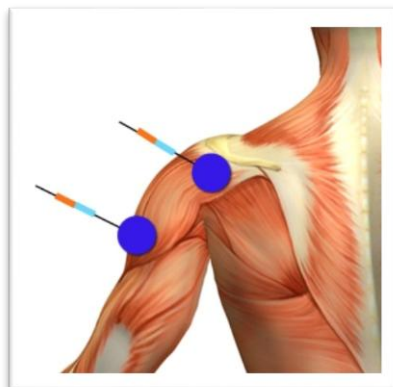
Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 2 de febrero de 2017.

Figura 21. **Posición de electrodos superficiales en bíceps**



Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 3 de febrero de 2017.

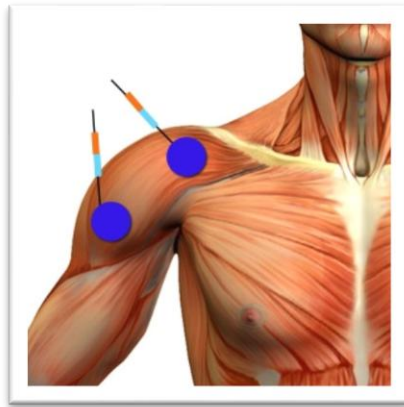
Figura 22. **Posición de electrodos superficiales en deltoides dorsal**



Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 3 de febrero de 2017.

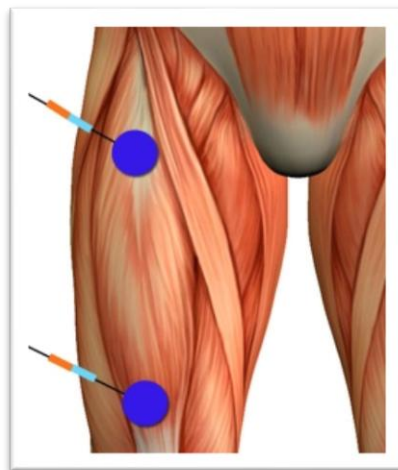


Figura 23. **Posición de electrodos superficiales en deltoides frontal**



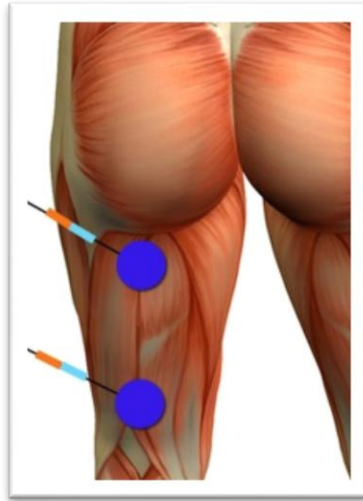
Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 4 de febrero de 2017.

Figura 24. **Posición de electrodos superficiales en el recto interior**



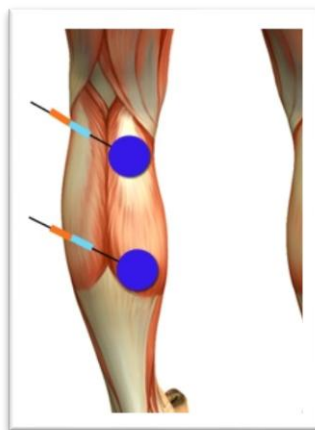
Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 5 de febrero de 2017.

Figura 25. **Posición de electrodos superficiales en bíceps del muslo**



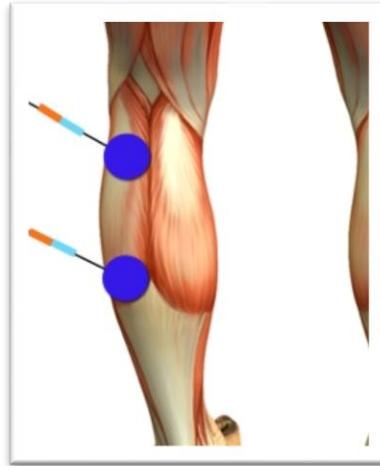
Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 6 de febrero de 2017.

Figura 26. **Posición de electrodos superficiales en gemelo interno**



Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 7 de febrero de 2017.

Figura 27. **Posición de electrodos superficiales en gemelo externo**



Fuente: *Colocación de los electrodos según los músculos*. <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>. Consulta: 8 de febrero de 2017.

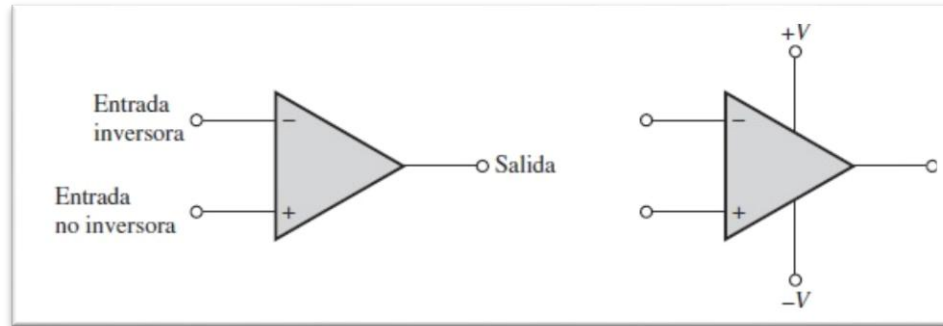
## **1.8. Fundamentos electrónicos**

Para comprender el funcionamiento de los circuitos electrónicos es preciso entender los fenómenos eléctricos y sus aplicaciones.

### **1.8.1. Amplificador operacional**

Un amplificador operacional con frecuencia es conocido como *op-amp* por sus siglas en inglés (*operational amplifier*), es un dispositivo electrónico que posee una ganancia alta acoplado en corriente continua que consta de dos entradas y una salida. La salida es generalmente de cientos de miles de veces mayor que la diferencia de potencial de la entrada. El amplificador consta de una entrada inversora (-) y una no inversora (+); la mayoría de los amplificadores operacionales operan con dos voltajes de alimentación en corriente directa un voltaje positivo y otro negativo.

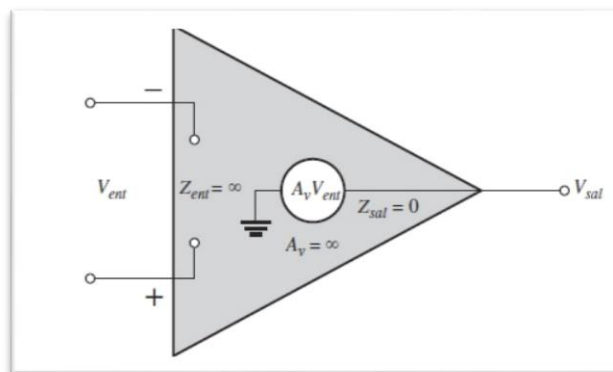
Figura 28. **Esquema de un amplificador operacional**



Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 593.

Un amplificador operacional práctico se queda corto en el cumplimiento de los estándares ideales, un amplificador ideal tiene una ganancia de voltaje infinita y un ancho de banda infinito. También, tiene una impedancia de entrada infinita (circuito abierto), por último, tiene una impedancia de salida cero.

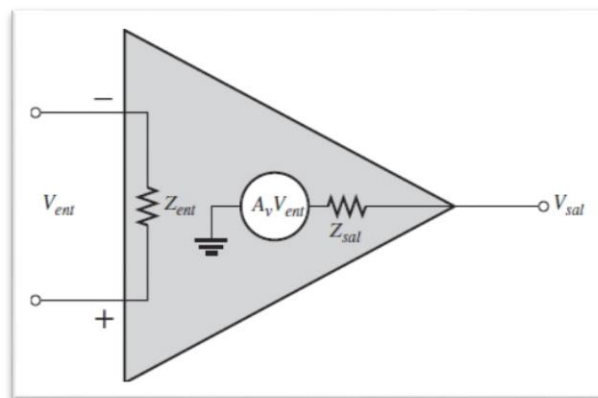
Figura 29. **Esquema del amplificador operacional ideal**



Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 594.

Aun cuando los valores de parámetros de los amplificadores operacionales en circuitos integrados pueden ser tratados como valores ideales en muchos casos, nunca se ha logrado fabricar un dispositivo ideal. Todo dispositivo tiene limitaciones y el amplificador operacional en circuitos integrados no es la excepción. Estos dispositivos tienen tanto limitaciones de voltaje como de corriente. Por ejemplo, el voltaje de salida pico a pico normalmente se limita a un poco menos que los dos voltajes de alimentación. De la misma forma, la corriente de salida también está limitada por restricciones externas tanto como la disipación de potencia en los valores nominales de los componentes. Las características de un amplificador operacional práctico son una ganancia de voltaje muy alta: una impedancia de entrada muy alta y una impedancia de salida muy baja.

Figura 30. **Esquema de un amplificador operacional práctico**

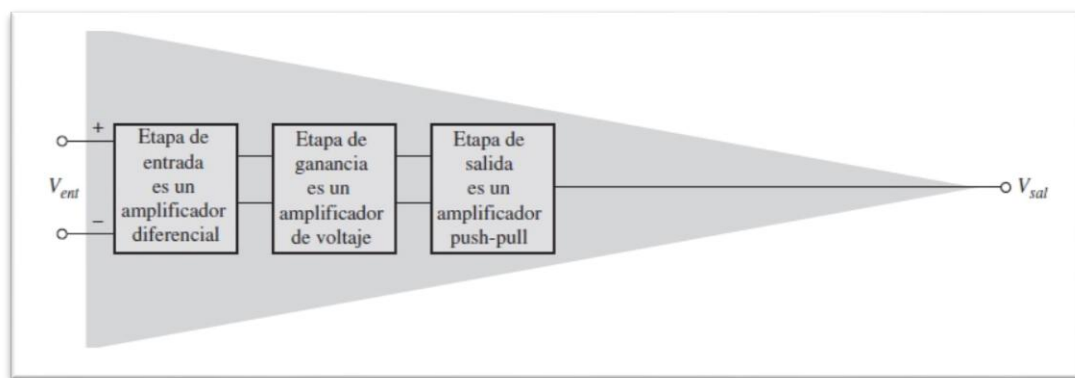


Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 594.

Un amplificador operacional típico se compone de tres tipos de amplificadores: un amplificador diferencial que es la etapa de entrada del amplificador operacional, esta etapa amplifica la diferencia de voltaje entre las

dos entradas. La segunda etapa por lo regular es un amplificador de clase A que proporciona ganancia adicional. Algunos amplificadores operacionales pueden tener más de una etapa de amplificador de voltaje. En general, se utiliza un amplificador clase B *push-pull* para la etapa de salida.

Figura 31. **Diagrama de bloques de un amplificador operacional**



Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 594.

### 1.8.1.1. Configuración inversora

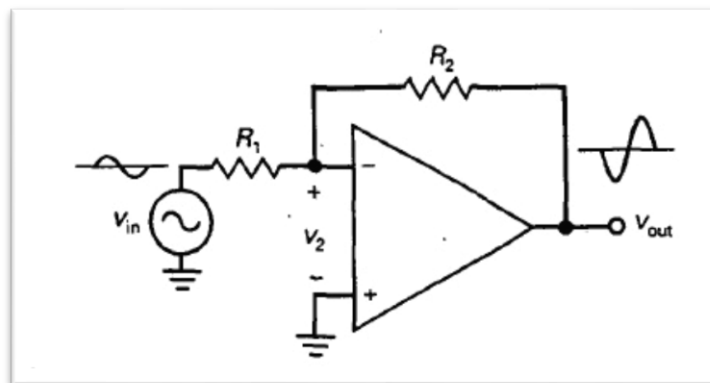
Un amplificador operacional en su configuración inversora es la configuración más básica. Este utiliza realimentación negativa para estabilizar la ganancia de tensión total. La razón por la que se necesita estabilizar la ganancia de tensión total es porque la ganancia de lazo abierto es demasiado grande e inestable para ser útil sin ninguna forma de realimentación.

Una tensión de entrada  $V_{in}$  excita la entrada inversora a través de una resistencia  $R_1$ , lo que produce una tensión de entrada inversora  $V_2$ . La tensión de entrada se amplifica mediante la ganancia de tensión en lazo abierto para producir una tensión de salida invertida. La tensión de salida se realimenta

hacia la entrada a través de la resistencia de realimentación  $R_2$ , lo cual produce una realimentación negativa ya que la salida está desfasada  $180^\circ$  con respecto a la entrada.

Es así como la alimentación negativa estabiliza la ganancia de tensión, si la ganancia de tensión en lazo abierto AOL crece por alguna razón, la tensión de salida crecerá y realimentará más tensión a la entrada inversora. Esta realimentación opuesta de tensión disminuye  $V_2$ , incluso aunque la ganancia a lazo abierto ha crecido,  $V_2$  ha decrecido y la salida final se incrementa mucho menos de lo que lo haría sin realimentación negativa.

Figura 32. **Amplificador operacional configuración inversora**



Fuente: MALVINO, Albert Paul. *Principios de electrónica*. p. 683.

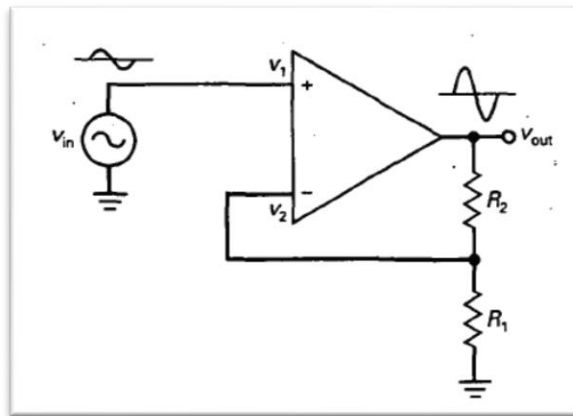
### 1.8.1.2. Configuración no inversora

El amplificador en configuración no inversora es otro circuito básico del amplificador operacional. Este utiliza retroalimentación negativa para estabilizar la ganancia total de la tensión. Con este tipo de amplificadores la realimentación

negativa también provoca el incremento de la impedancia de entrada y la disminución de la impedancia de salida.

La tensión de entrada  $V_{in}$  excita la entrada no inversora y se amplifica para producir la tensión de salida en fase. Parte de esta tensión de salida se realimenta hacia la entrada a través de un resistor de tensión. La tensión a través de  $R_1$  es la tensión de realimentación que se aplica a la entrada inversora. Debido al gran valor de ganancia de tensión en el lazo abierto, la diferencia entre  $V_1$  y  $V_2$  es muy pequeña y como la tensión de realimentación se opone a la tensión de entrada la realimentación es negativa. Si la ganancia de tensión en lazo abierto crece por alguna razón, la tensión de salida aumentará y realimentará más tensión a la entrada inversora. Esta realimentación opuesta reduce la tensión de la entrada neta  $V_1 - V_2$ ; por lo tanto, incluso aunque la ganancia a lazo abierto se incremente  $V_1 - V_2$  disminuye, por lo tanto, la salida aumentará mucho menos de lo que lo haría sin realimentación negativa. El final es solo un ligero incremento en la tensión de salida.

Figura 33. **Amplificador operacional configuración no inversora**



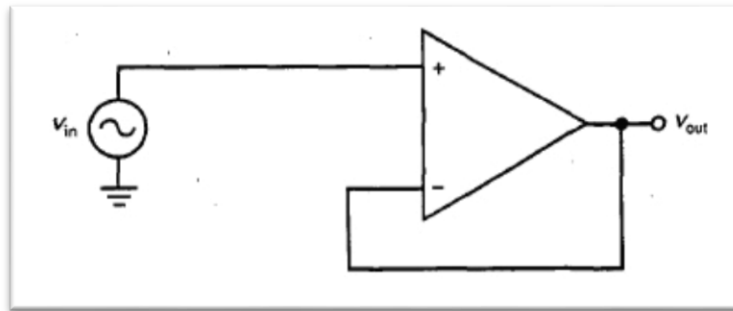
Fuente: MALVINO, Albert Paul. *Principios de electrónica*. p. 691.



### 1.8.1.3. Seguidor de voltaje

Este circuito es muy próximo a un amplificador ideal porque la realimentación negativa es máxima. La resistencia de realimentación es cero, por lo que toda la tensión de salida se realimenta en la entrada inversora. Debido a la existencia del cortocircuito virtual que existe entre las entradas del amplificador operacional, la tensión de salida debe ser igual a la tensión de entrada  $V_{out}=V_{in}$ .

Figura 34. **Amplificador operacional configuración seguidor de voltaje**



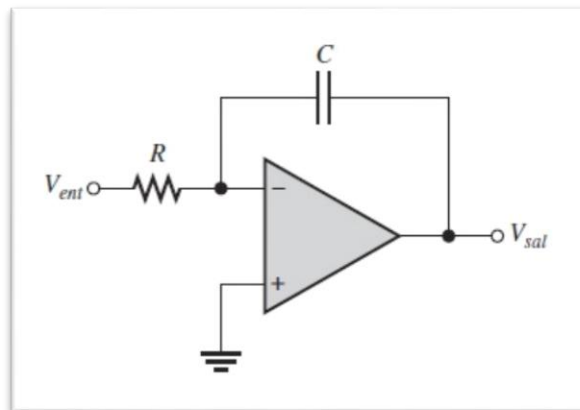
Fuente: MALVINO, Albert Paul. *Principios de electrónica*. p. 699.

Por lo tanto, el amplificador operacional en esta configuración es un circuito seguidor perfecto porque puede llegar a producir una tensión de salida igual a la tensión de entrada (o suficientemente parecida) para satisfacer cualquier aplicación. La configuración del amplificador en seguidor de tensión es la interfaz ideal para usar entre una fuente de impedancia alta a una carga de impedancia baja. Básicamente, transforma la tensión de la fuente de alta impedancia en una fuente de tensión de baja impedancia.

#### 1.8.1.4. Integrador

Este circuito ejecuta una operación matemática que es la integración. La aplicación de este tipo de circuito es la destinada a producir una rampa en la tensión de salida, con lo que se supone un incremento o decremento lineal en la salida.

Figura 35. **Amplificador operacional integrador**



Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 678.

En la figura 35 se muestra el diagrama de un circuito integrador ideal. El elemento por el cual se lleva a cabo la realimentación es un capacitor que forma un circuito RC con la resistencia de la entrada.

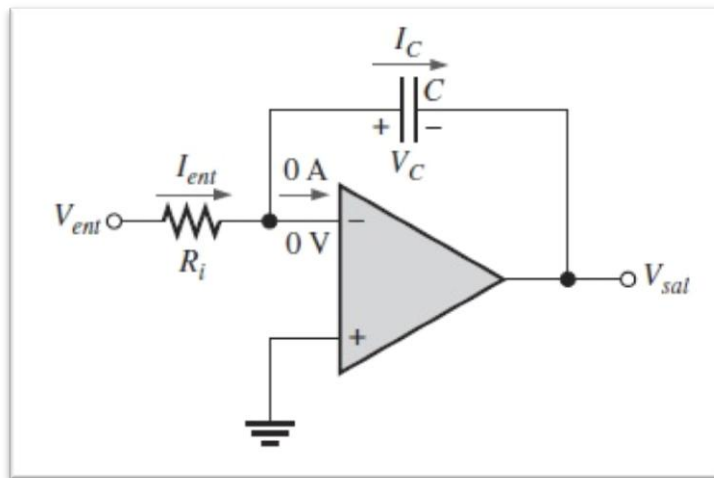
Para comprender cómo funciona un amplificador integrador es necesario recordar cómo se produce el efecto de carga de un capacitor. La carga  $Q$  en un capacitor es proporcional a la corriente de carga  $I_c$  y el tiempo  $t$ , también recordando que en función del voltaje la carga  $Q$  es proporcional a la

capacitancia  $C$  por el voltaje del capacitor  $V_c$ , de acuerdo a esto se puede expresar el voltaje del capacitor como:

$$V_c = \left( I_c / C \right) \cdot t$$

El voltaje en un capacitor en un circuito RC no es lineal, esto debido a que la corriente en el proceso de carga se reduce continuamente a medida que se va cargando el capacitor haciendo, por lo tanto, la razón de cambio del voltaje se reduzca de forma continua. La clave del uso de un amplificador operacional con un circuito RC para formar un circuito integrador es que la corriente en el proceso de carga del capacitor sea constante, que genera un voltaje en línea recta en lugar de un voltaje exponencial.

Figura 36. Diagrama circuito integrador



Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 678.

En la figura 36 se puede observar que la entrada inversora se encuentra a tierra virtual, es decir, 0V, de este modo el voltaje que hay en  $R_1$  es  $V_{ent}$  y la corriente de entrada es:

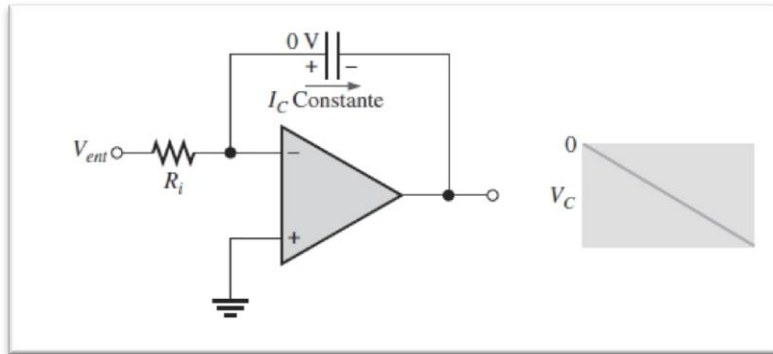
$$I_{ent} = \frac{V_{ent}}{R_i}$$

Tomando en cuenta que el voltaje de entrada es constante, la corriente de entrada también lo será porque la entrada inversora siempre permanecerá a 0V manteniendo así constante el voltaje a través de la resistencia. Ya que el amplificador operacional tiene una impedancia de entrada alta existe una corriente despreciable en la entrada inversora, haciendo que toda la corriente de entrada circule por el capacitor, por lo tanto:

$$I_c = I_{ent}$$

Como la corriente de entrada es constante, también lo será la corriente del capacitor. La corriente en el capacitor lo carga linealmente produciendo así un voltaje lineal a través de él, el lado positivo del capacitor se mantiene a 0 voltios esto debido a la tierra virtual del amplificador operacional. El voltaje en el lado negativo del capacitor se reduce linealmente desde 0 a medida que el capacitor se carga; este voltaje es conocido como rampa negativa y es la consecuencia de una entrada positiva constante.

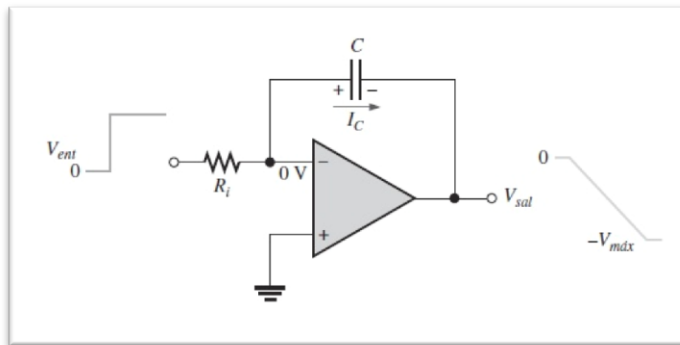
Figura 37. Voltaje de salida, rampa negativa



Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 679.

El voltaje de salida es el mismo que el voltaje que se encuentra en el lado negativo del capacitor; cuando se aplica un voltaje de entrada positivo constante en forma de escalón o pulso, la rampa de salida decrece negativamente hasta que el amplificador operacional se satura a su nivel negativo máximo.

Figura 38. Rampa de salida del amplificador operacional

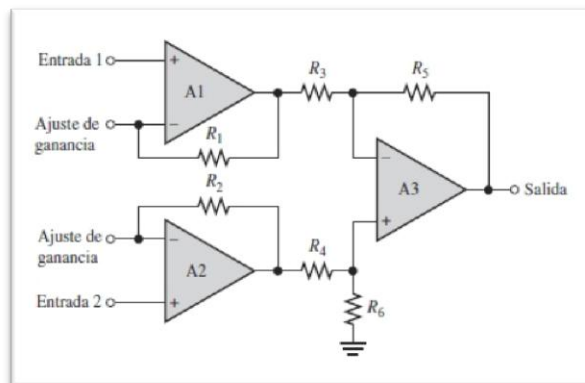


Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 679.

### 1.8.1.5. Amplificador de instrumentación

Es un dispositivo de ganancia de voltaje diferencial que amplifica la diferencia de voltaje que hay entre sus dos terminales de entrada. Su principal propósito es el de amplificar señales pequeñas que puedan mezclarse con grandes voltajes. Este amplificador cuenta con una impedancia de entrada muy alta, un gran rechazo en modo común, un bajo desequilibrio de voltaje de salida y una impedancia de salida baja. Este amplificador en su configuración básica es un circuito integrado el cual está formado internamente por tres amplificadores y varios resistores. Para ajustar la ganancia de voltaje casi siempre se hace por medio de una resistencia externa.

Figura 39. Amplificador de instrumentación modo ideal



Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 710.

Los amplificadores A1 y A2 están conectados en una configuración no inversora que proporciona una impedancia de entrada y una ganancia de voltaje altas. El amplificador A3 está conectado en una configuración diferencial con ganancia unitaria.

La resistencia que ajusta la ganancia del amplificador  $R_G$ , se conecta entre las terminales entrada 1 y entrada 2. Por lo tanto, el amplificador operacional A1 recibe la señal de entrada diferencial  $V_{ent1}$ , en la entrada no inversora (+) y se amplifica con una ganancia de voltaje:

$$A_v = 1 + \frac{R_1}{R_G}$$

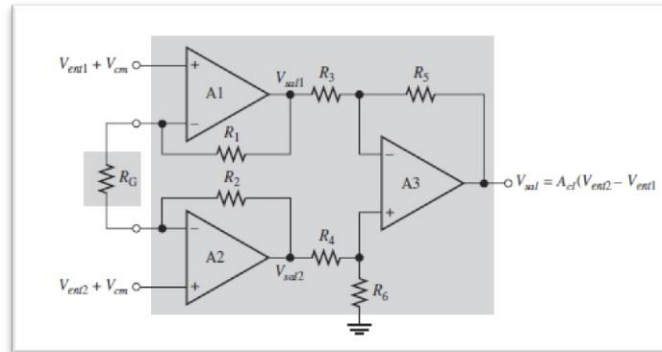
El amplificador operacional, también, consta de una señal de entrada  $V_{ent2}$ , el cual está conectado a la entrada no inversora (-) a través de A2. Esta señal de entrada es amplificada con una ganancia de voltaje de:

$$A_v = \frac{R_1}{R_G}$$

Por lo tanto se tiene que la ganancia en lazo cerrado total del amplificador de instrumentación está dado por:

$$A_{cl} = \frac{2R}{A_{cl} - 1}$$

Figura 40. **Amplificador de instrumentación con resistencia externa**



Fuente: FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. p. 711.

El amplificador de instrumentación es en realidad un arreglo de amplificadores presentando dos etapas:

- Etapa de preamplificación: aumenta la impedancia de entrada del conjunto, debido a su configuración no inversora igual a la impedancia del circuito a la del amplificador operacional.
- Etapa diferencial: resta las señales de entradas que ya fueron previamente amplificadas.

### 1.9. Electromiógrafo

Instrumento desarrollado para detectar las señales bioeléctricas generadas por los músculos esqueléticos se denomina electromiógrafo. Este instrumento detecta las señales por medio de electrodos que se encuentran ubicados en la zona que se desea estudiar. Los electrodos pueden ser superficiales o de aguja, dependiendo del método de medición que se desee



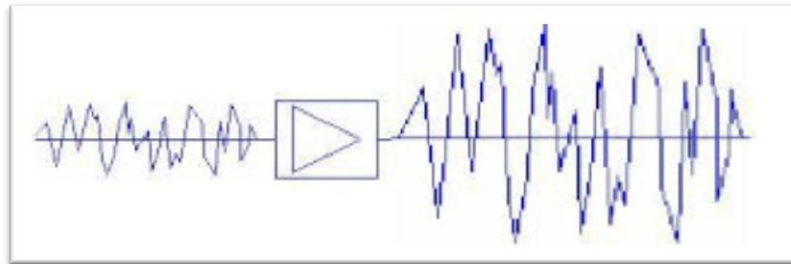
realizar. Las señales detectadas tendrán un proceso de amplificación y filtrado para que puedan ser graficadas de tal manera que la información sea legible y entendible para el médico o para el investigador. El electromiógrafo internamente está construido por varias etapas, las cuales se detallan a continuación:

### **1.9.1. Etapa de preamplificación**

La amplitud de las señales de SEMG depende de varios factores tales como la posición, el tipo y el material de los electrodos utilizados para la medición. Una señal típica de SEMG tiene una amplitud que varía desde los 50  $\mu\text{V}$  hasta los 5 mV y pueden estar comprendidas sus componentes de frecuencia hasta los 10 kHz, pero la mayor cantidad de actividad electromiografía se encuentra alrededor de los 50 Hz. Es por ello que se necesita amplificar la señal detectada por los electrodos, con la finalidad de que pueda ser detectada por el sistema de adquisición de datos con el que se trabaje y así poder ser analizada dicha señal.

El amplificador que se utiliza generalmente para el electromiógrafo es un amplificador de instrumentación diferencial, el cual consta de una impedancia de entrada que va desde los 10<sup>9</sup> a 10<sup>12</sup> ohmios. Es recomendable que la etapa de preamplificación se encuentre ubicada lo más cerca posible de los electrodos y del paciente, con el único fin de evitar así las capacitancias parasitas y ruido introducido por cables y otros dispositivos médicos. También, es importante tomar en cuenta el CMRR que debe de ser de mínimo 90 dB.

Figura 41. **Amplificación de señal**



Fuente: *Audio y sonido*. <http://alirafasalcedo.blogspot.com/2015/06/audio-y-sonido-parte-2.html>.

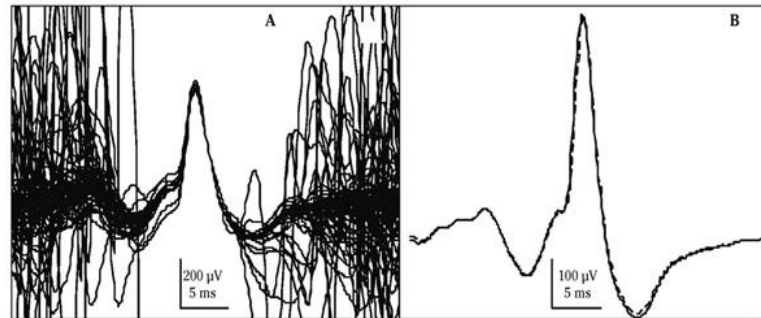
Consulta: 6 de mayo de 2017.

### **1.9.2. Etapa de filtrado**

La señal de la etapa de preamplificación tiene un valor de amplitud mayor con el que es más sencillo trabajar; sin embargo, contiene una mezcla de ruido y señales biológicas como lo son las señales de ECG, de la respiración, esto dependiendo del lugar donde se haya realizado la medición. Por lo tanto, es necesario filtrar dicha señal eliminando componentes de frecuencia ajenos a la señal EMG detectada.

El rango de frecuencia en el que se encuentra la mayor cantidad de información de las señales EMG es de los 10 a los 500 Hz, por lo que cualquier otra frecuencia pertenece a las señales que se desean eliminar. Para esto se hace uso de una técnica que es la de implementar un filtro pasa banda permitiendo así el paso de las frecuencias deseadas; sin embargo, el ruido generado por la red corresponde a una frecuencia de 50 a 60 Hz. Por esta razón, es necesario tomar en cuenta no solo la configuración del filtro sino también su orden. El orden del filtro permite la reducción significativamente del ruido.

Figura 42. **Señal filtrada**



Fuente: *Señal filtrada*. [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1137-66272009000600003](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600003). Consulta: 10 de mayo de 2017.

### 1.9.3. **Conversión análoga/digital**

Consiste en transformar señales continuas o señales físicas a niveles de voltaje que representan un código binario. Un convertidor análogo/digital admite señales en un rango específico de voltaje y lo divide a su vez en niveles discretos. El proceso de digitalización de una señal consta de varias etapas:

- **Muestreo:** es la etapa en la que se toman muestras de la señal continua, la velocidad máxima de muestreo depende del reloj interno del convertidor y se conoce como frecuencia de muestreo.
- **Cuantificación:** en esta etapa se mide el valor de voltaje recibido y se le asigna un valor único de salida.
- **Codificación:** en esta etapa se traduce el valor cuantificado a un valor binario.

El proceso de conversión analógico/digital permite adquirir señales del mundo real y procesarlas para dar aplicaciones a la información de las mismas presenta una desventaja importante, que es la pérdida de información. Estas pérdidas se deben principalmente a truncamientos y redondeos al momento de la codificación. Para evitar, esta pérdida de información se debe aplicar el teorema de Nyquits, el cual dicta que para que una señal pueda ser completamente construida sin pérdida de información; la frecuencia de muestreo debe ser al menos el valor del doble del armónico más grande de la señal análoga que se desea reconstruir.

### 1.10. Tarjeta Arduino

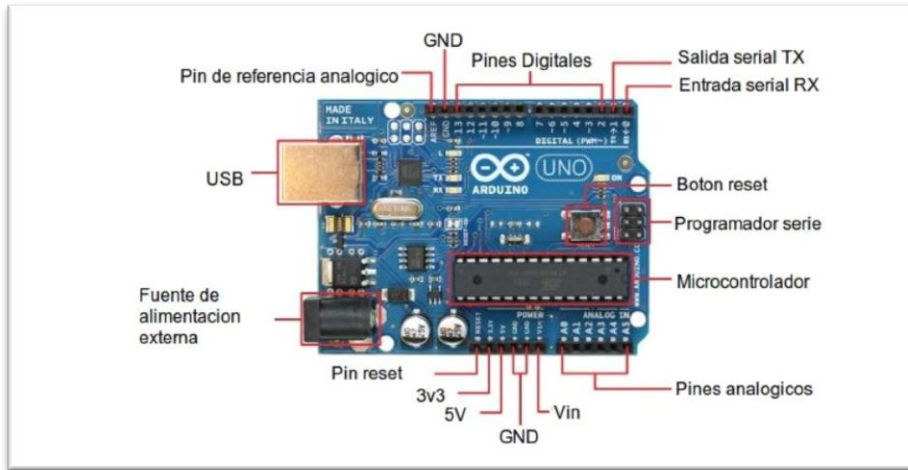
Consiste en una placa de circuitos impresos con un microcontrolador, usualmente Atmel AVR, con puertos digitales y análogos de entrada y salida, los cuales pueden conectarse a placas de expansión ampliando los funcionamientos de la placa Arduino. Posee un puerto de conexión USB desde donde se puede alimentar la placa y establecer comunicación con el computador.

Tabla II. **Características de placa Arduino**

<b>Características</b>	<b>Descripción</b>
Voltaje operativo	5 V
Voltaje de entrada recomendado	7-12 V
Voltaje de entrada límite	6-20 V
Entradas y salidas digitales	14(6 proporcional PWM)
Entradas analógicas	6
Intensidad de corriente	40 mA
Memoria flash	32 KB
EEPROM	1 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz

Fuente: elaboración propia.

Figura 43. Tarjeta Arduino



Fuente: *Arduino*. <https://comohacer.eu/ analisis-comparativo-placas-arduino-oficiales-compatibles/>. Consulta: 15 de mayo de 2017.

## **2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO**

### **2.1. Descripción del prototipo**

En este capítulo se detalla el diseño y la implementación del prototipo del electromiógrafo.

- El prototipo será un sistema portátil, es decir, no requiere de cables para la alimentación. Por lo tanto, el sistema debe ser alimentado con baterías, en cuanto a la comunicación será de forma serial mediante el cual se enviarán las señales al computador en tiempo real, es decir, exista el menor desfasamiento posible entre la señal generada en el músculo y la visualización de la misma en la pantalla.
- El prototipo dispondrá de un canal de entrada mediante el cual se hará la recepción de las señales, este canal de entrada se compone de tres electrodos: dos bipolares y uno de referencia, estos estarán en contacto con la superficie de la piel del musculo el cual se desea estudiar.
- La tarjeta de adquisición de datos con la que se trabajará es Arduino UNO, la cual permitirá realizar el muestreo de la señal; de esta manera es posible ahorrarse la implementación física de dicha etapa.

## **2.2. Determinación de los requisitos**

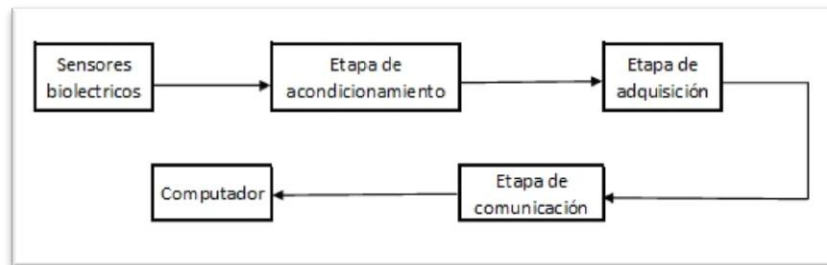
Los requisitos que determinan el diseño del electromiógrafo dependen de las características de las señales de SEMG. La señal SEMG es estocástica, es decir, que no hay un patrón definido sino que presenta patrones al azar. Se sabe que la amplitud de la señal tiene un rango de 50  $\mu$ V a 5 mV y se presenta en un rango de frecuencias de 10 a 500 Hz, encontrándose la mayor cantidad de actividad electromiografía alrededor de los 50 Hz.

- Para alimentar el prototipo se debe contar con dos fuentes de voltaje capaces de alimentar a los amplificadores operacionales que funcionan con fuentes bipolares de energía.
- Los electrodos utilizados deben ser electrodos con gel para minimizar el ruido de contacto con la piel.
- El prototipo debe constar de una etapa de preamplificación para receptar la señal proveniente de los electrodos y una etapa de amplificación previa al muestreo.

## **2.3. Diagrama de bloques**

Para realizar el diseño se ha dividido en etapas, el diseño de cada una se hizo por separado con la finalidad de que cumplan con los requisitos planteados.

Figura 44. **Diagrama de bloques electromiógrafo**



Fuente: elaboración propia.

### **2.3.1. Sensores biolétricos**

El sensor convierte la medición física en una salida eléctrica, convirtiéndose así en un puente de información entre el sistema biológico y el instrumento de registro de la señal. Es importante elegir el sensor adecuado para que no afecte las características de la señal. Los sensores bioelectricos con los que se trabajara son los electrodos superficiales con gel, debido a que el gel ayuda a disminuir el ruido intrínseco que existe al contacto del electrodo con la superficie de la piel. Se debe trabajar con tres electrodos: uno positivo, otro negativo y uno de referencia; los electrodos deben tener un tamaño manejable para que cause la menos molestia posible al paciente.

### **2.3.2. Etapa de acondicionamiento de la señal**

Una vez detectada la señal con la ayuda de los electrodos, esta debe pasar por una etapa de acondicionamiento, donde es amplificada con base en la referencia, es decir, la ganancia total de la etapa de preamplificación depende de la señal captada por el electrodo de referencia, este debe estar ubicado en un lugar eléctricamente inactivo.



Esta señal se añade a una etapa de amplificación para que esté lista para pasar a la etapa de adquisición. Esta etapa es de vital importancia ya que permite ajustar la señal a las especificaciones del hardware con el que se desea trabajar en la etapa siguiente. Debe tomarse en cuenta los valores mínimos y máximos de entrada que soporta la tarjeta de adquisición.

### **2.3.3. Etapa de adquisición de la señal**

Esta etapa consiste en el muestreo de la señal detectada y acondicionada para posteriormente ser enviada de forma serial al computador. Debido a que la señal tiene un rango de frecuencia de 10 a 500 Hz, la frecuencia de muestreo mínima debe ser de 1000 Hz, es decir la frecuencia de Nyquist.

### **2.3.4. Etapa de comunicación con el computador**

Una vez que la señal ha sido acondicionada, está lista para ser visualizada para lo cual es necesario enviarla al computador. Esta es enviada de forma serial por la tarjeta Arduino ya que internamente esta tarjeta emula un puerto serial son necesidad de alguna conexión extra de un módulo serial.

## **2.4. Diseño del prototipo por etapas**

El primer aspecto a considerar para el diseño del electromiógrafo es el tipo de electrodos con los que se va a trabajar.

### **2.4.1. Etapa de sensores bioeléctricos**

Para ello debe tomarse en cuenta que los electrodos deben tener la característica de ser utilizados sin la necesidad de supervisión médica; también, deben ser capaces de adquirir las señales con un nivel de ruido adecuado.

### 2.4.1.1. Requisitos de los electrodos

Los electrodos son el primer elemento del prototipo y se deben considerar ciertos aspectos físicos para realizar una selección apropiada de los mismos.

Tabla III. Requerimientos de los electrodos

Electrodos	Características
Numero	3 (bipolar y referencia)
Material	Ag/AgCl
Gel	Electrolítico
Adheribles	Fuerte adhesivo
Diámetro	40 mm máximo
Conector	Redondo
Distancia entre electrodos	20 mm – 30 mm
Ubicación	Longitudinal o transversal
Ubicación de electrodo de referencia	Área eléctricamente inactiva

Fuente: elaboración propia.

### 2.4.1.2. Selección de electrodos

Para la selección de los electrodos se analizaron las distintas opciones existentes en el mercado, dependiendo de la casa comercial los electrodos presentan diferentes características.

Tabla IV. Comparación entre electrodos comerciales

Casa comercial	Material	Gel	Diámetro	Adheribles	Conector
3M	Ag/AgCl	Hipo Alergénico	60mm	Fuerte/hipo alergénico	Redondo
Welch Allyn	Ag/AgCl	Gel de estrés	40mm	Fuerte	Redondo
SKINTACT	Ag/AgCl	Aqua-Tac	43mm	Estándar	Redondo

Fuente: elaboración propia.

Tomando en cuenta los requisitos propuestos para los electrodos y las opciones existentes, se optó por trabajar con electrodos desechables de superficie con placa Ag/AgCl de la marca Wech Allyn. Estos electrodos son muy usados para ECG pero también funcionan muy bien al momento de detectar señales de SEMG.

Figura 45. **Electrodos de superficie utilizados en el prototipo**



Fuente: elaboración propia.

Se utilizan tres electrodos para la adquisición de la señal: el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia. Estos serán ubicados siguiendo las recomendaciones de la SENIAM.

#### **2.4.2. Etapa de acondicionamiento de la señal**

La etapa de acondicionamiento, se divide en etapa de alimentación, etapa de preamplificación y etapa de amplificación. La señal después de haber sido

detectada por los electrodos, debe pasar por estas etapas para que pueda ser detectada y muestreada por la tarjeta de adquisición; caso contrario, la señal que detectaría la tarjeta sería solamente ruido. Todos estos procesos se llevarán a cabo con el sensor *myoware muscle sensor* (AT-04-001).

Para determinar los requisitos de la etapa de acondicionamiento se debe tomar en cuenta la señal con la que se va a trabajar así como la señal que se desea obtener en términos de rango, frecuencia y ruido. De esta manera, se determinaron los requisitos para cada una de las etapas, considerando las características de la señal SEMG detectada por los electrodos y los valores mínimos detectados por la tarjeta de adquisición en sus entradas analógicas.

#### 2.4.2.1. Alimentación del sistema

La etapa de alimentación del sistema es la encargada de suministrar energía al hardware del prototipo que cuenta con amplificadores operacionales.

Tabla V. **Requisitos etapa de alimentación**

<b>Características</b>	<b>Valores</b>
Alimentación de amplificadores	+ 2,9 V a +5,7 V
Alimentación del circuito	Unipolar
Corriente	Continua

Fuente: elaboración propia.

Un aspecto importante del diseño es la alimentación, el sistema del electromiógrafo tiene como fuente de alimentación una fuente que varía desde los +2,9 V hasta los 5,7 V es decir, puede ser alimentado con el mismo microcontrolador Arduino ya que este posee un pin de salida donde proporciona +5V.

### 2.4.2.2. Preamplificación

La etapa de preamplificación es probablemente la etapa más importante del hardware, ya que esta es la encargada de recibir las señales, amplificarlas y establecer una referencia de medición para el sistema.

Tabla VI. **Requisitos etapa de preamplificación**

Características	Valores
Amplificador	Instrumentación
Número de canales	1
Impedancia de entrada	$10^9 - 10^{12}$ ohmios
Ganancia	25
CMRR	$\geq 90$ dB
Corriente de polarización de entrada	$\leq 20$ mA

Fuente: elaboración propia.

El sensor *myoware muscle sensor* (AT-04-001) viene diseñado para trabajar en esta etapa con el amplificador de instrumentación AD8226, el cual puede percibir señales que posean amplitudes muy pequeñas.

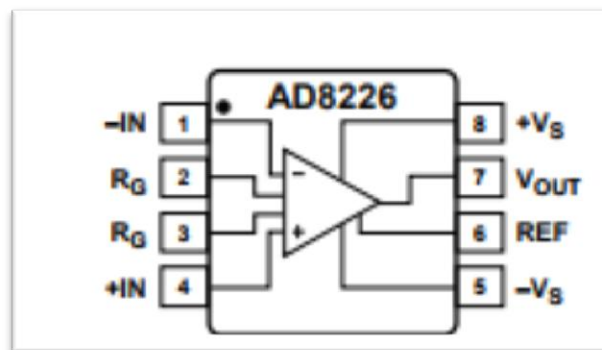
Tabla VII. **Valores amplificador AD8226**

Características	Valores
Número de canales	1
CMRR	120 dB
Impedancia de entrada	$10^{10}$
Corriente de polarización	5mA max
Ganancia	1 a 1 000
Protección	Sobrevoltaje

Fuente: *Datasheet AD8226*. <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/AD8226.pdf>. Consulta: 14 de junio de 2017.

Este amplificador está recomendado por el fabricante para instrumentación médica. De igual manera, trabaja con valores de voltaje bajos, su consumo de energía en estado inactivo es de  $700 \mu\text{V}$ , lo que lo hace ideal para sistemas que funcionan con baterías.

Figura 46. **Configuración interna AD8226**

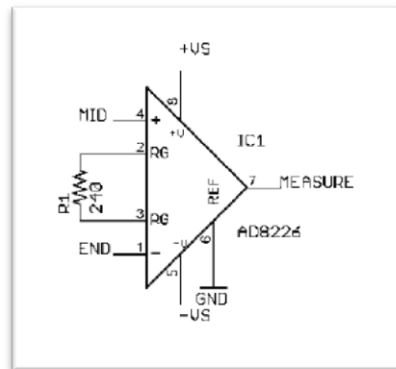


Fuente: *Datasheet AD8226*. <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8226.pdf>. Consulta: 20 de junio de 2017.

Los amplificadores operacionales AD8226 son amplificadores de bajo consumo que ofrecen una excelente precisión y son ideales para una gran variedad de aplicaciones, entre ellas las que tienen que ver con la instrumentación médica y adquisición de datos.

Donde  $R_G$  es el valor de la resistencia para fijar la ganancia deseada y  $G$  corresponde al valor de la ganancia.

Figura 47. Diagrama circuito preamplificación



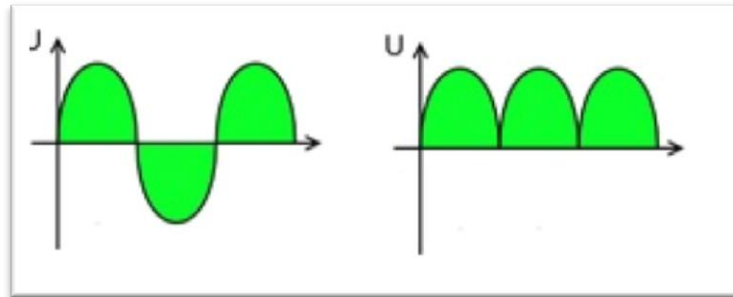
Fuente: *Datasheet Myoware Muscle sensor (AT-04-001)*. <https://es.scribd.com/document/340060397/AT-04-001>. Consulta: 22 de junio de 2017.

### 2.4.2.3. Rectificador de onda

Ya que la señal capturada por la etapa de preamplificación es en forma sinusoidal, es decir, contiene amplitudes positivas y negativas, y sabiendo que la tarjeta de adquisición de datos para el envío serial solo captura valores mayores a 0 voltios; es necesario realizar un tratamiento de la señal para obtener solo valores positivos.

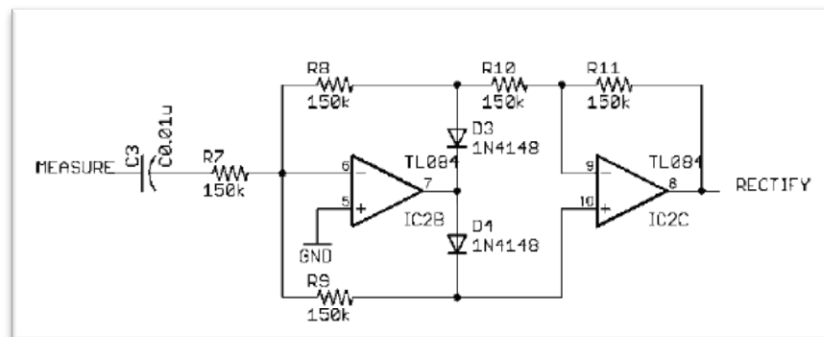
Esto se logra utilizando un rectificador de onda, que lo que hace es utilizar ambas mitades de la onda sinusoidal para obtener una salida unipolar, invierte los semiciclos negativos de la onda sinusoidal.

Figura 48. **Rectificación de onda**



Fuente: elaboración propia.

Figura 49. **Diagrama del circuito rectificador de onda**



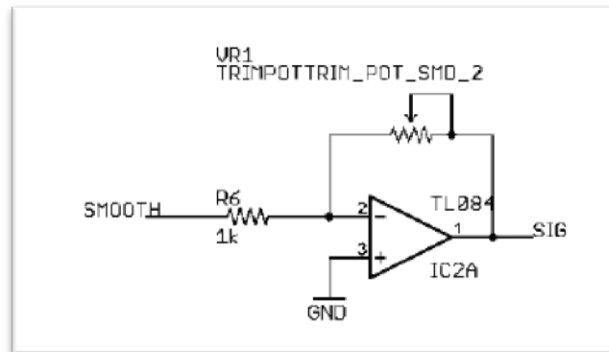
Fuente: *Datasheet Myoware Muscle sensor (AT-04-001)*. <https://es.scribd.com/document/340060397/AT-04-001>. Consulta: 25 de junio de 2017.

#### 2.4.2.4. **Amplificación**

A la salida de la etapa de rectificación se tiene una última fase de amplificación mediante un amplificador operacional en configuración inversora.



Figura 50. **Diagrama del circuito amplificación**

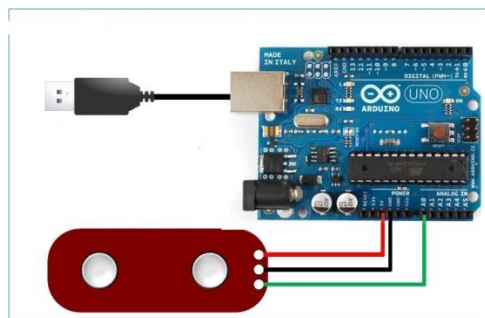


Fuente: *Datasheet Myoware Muscle sensor (AT-04-001)*. <https://es.scribd.com/document/340060397/AT-04-001>. Consulta: 27 de junio de 2017.

### 2.4.3. **Etapa de adquisición de datos**

La adquisición de datos se realiza mediante la tarjeta Arduino Uno, que se encarga del muestreo y la conversión análoga/digital de la señal.

Figura 51. **Diagrama de la etapa de adquisición de datos**



Fuente: *Arduino*. <http://www.theorycircuit.com/myoware-muscle-sensor-interfacing-arduino/>. Consulta: 28 de junio de 2017.

En donde el cable rojo indica la conexión a la salida del Arduino que proporciona +5V, el cable negro indica la conexión al pin de GND y el cable verde es el cable que va hacia un pin de lectura analógica en el cual se estará leyendo lo que el sensor nos proporcione.

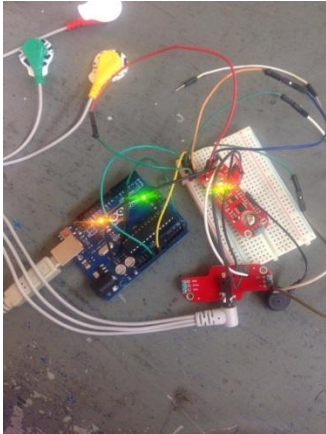
#### **2.4.4. Etapa de comunicación**

La etapa de comunicación se encarga del envío de la señal acondicionada desde la tarjeta al computador haciendo uso del puerto de comunicación serial. La tarjeta arduino cuenta con un emulador interno que se encarga de establecer la comunicación mediante UART (*Universal asynchronous receiver and transmitter*), de esta forma se evita el uso de un módulo externo para establecer comunicación con el computador.

#### **2.5. Implementación del prototipo**

Se realizaron pruebas de funcionamiento en un *protoboard*, demostrado que la implementación funciona se prosiguió a instalar y acomodar el sistema en una placa para evitar que puedan moverse.

Figura 52. **Implementación del prototipo en *protoboard***



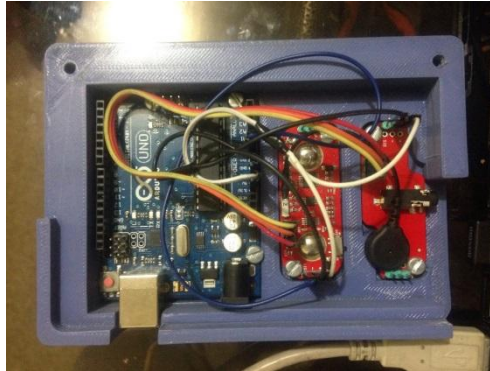
Fuente: elaboración propia.

Figura 53. **Implementación del prototipo en placa fija**



Fuente: elaboración propia.

Figura 54. **Conexión entre módulos**



Fuente: elaboración propia.

Ya que se ha implementado el prototipo y habiendo realizado las pruebas de funcionamiento, se procede a sellar la caja donde estará el prototipo. Esta fue diseñada en AutoDesk Inventor e impresa con impresora 3D.

Figura 55. **Prototipo terminado**



Fuente: elaboración propia.



### **3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO**

#### **3.1. Descripción del software del equipo**

El software diseñado para el prototipo consta de dos partes principales: la programación de la tarjeta de adquisición de datos y el programa el cual se encarga de recibir la señal en la computadora y visualización en tiempo real de la misma.

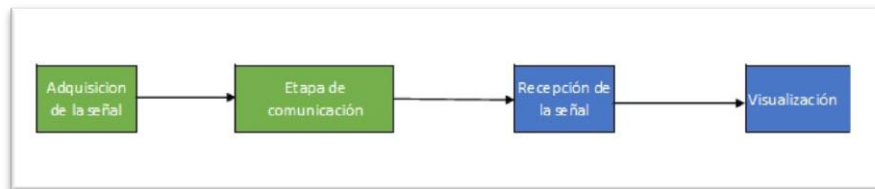
Una de las ventajas de trabajar con la tarjeta Arduino es la flexibilidad al momento de programar, ya que esta tarjeta posee un emulador de puerto serial dentro de ella misma, facilitando así el envío de la señal a nuestro ordenador.

Por otro lado, el programa de recepción de la señal en el ordenador se realiza mediante el software LabView, se decidió trabajar con este software ya que permite la creación de interfaces dinámicas y la visualización en tiempo real de señales.

#### **3.2. Diagrama de bloques del software**

El software para la adquisición de datos está formado por varias etapas, las cuales se presentan en la figura 56, la parte que está en color verde es la programación que se realiza con la tarjeta Arduino, lo que se encuentra en color azul es la programación realizada en LabView, esta programación es directamente realizada en el computador.

Figura 56. **Diagrama de bloques de software**



Fuente: elaboración propia.

- **Adquisición de la señal:** la adquisición de la señal trata básicamente el muestreo de la misma, la cual se realiza a través de los pines analógicos de la tarjeta Arduino, está activa su función de lectura en uno de los pines para posteriormente ser procesada, ya que el convertidor interno analógico/digital de la tarjeta es de 10 bits, se realiza un arreglo para que la información enviada al computador sea de 8 bits, esto debido a que el programa LabView en su comunicación serial maneja una tasa de información de 8 bits.
- **Etapa de comunicación:** esta etapa se encarga de establecer el canal por el cual será enviada la información que se está adquiriendo con la tarjeta Arduino hacia nuestro computador; la tarjeta Arduino posee un puerto serial emulado internamente que es el que se estará usando para poder llevar a cabo este enlace.
- **Recepción de la señal:** esta es la primera función que realiza el programa implementado en el computador, se trata de la configuración y apertura del puerto de comunicación y de la recepción de la información enviada.
- **Visualización:** se tiene la última etapa del prototipo que es la de visualización en tiempo real de la señal en el computador. Esta fase

contiene básicamente el HMI (Human Machine Interface) mediante el cual se va a interactuar. Para el diseño del HMI se debe tomar en cuenta los datos de la persona a la cual se le estará realizando la prueba, el nombre del músculo que se analizará y la pantalla de la visualización de la señal.

### **3.3. Diseño e implementación del software para la tarjeta de adquisición**

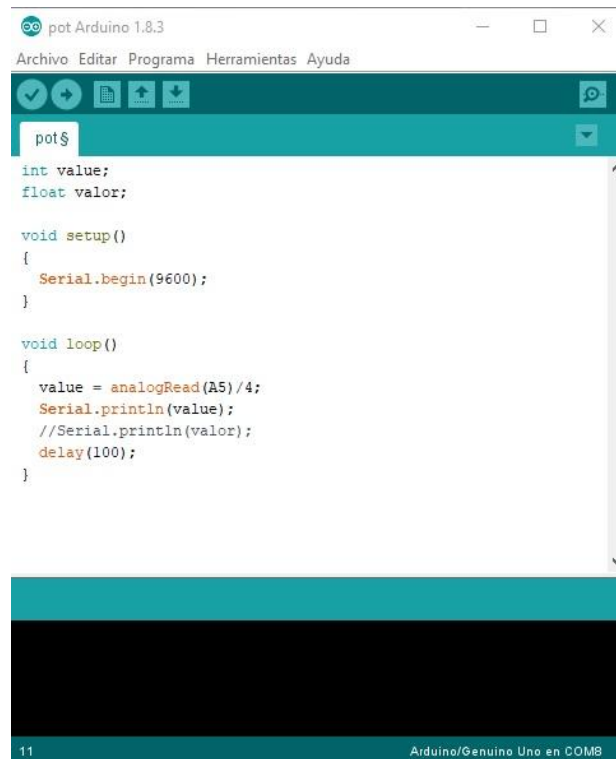
La adquisición de la señal que viene desde el hardware, se realizó mediante la tarjeta Arduino Uno, para luego ser procesada y ser enviada al computador y ser visualizada.

- Desarrollo del programa de adquisición de la señal: el proceso de la adquisición de la señal consiste en la recepción de las señales generadas por el músculo, transmitida por los electrodos y procesada por el sensor MyoWare el cual filtra y amplifica la señal, para que pueda ser detectada por la tarjeta Arduino.

En la figura 57 se observan las líneas de código que se emplearon para programar la tarjeta Arduino; básicamente, es iniciar la comunicación serial de la tarjeta y realizar la lectura del pin analógico en el cual se estará leyendo la señal enviada por el sensor.



Figura 57. Programación tarjeta Arduino



```
pot Arduino 1.8.3
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
pot$
int value;
float valor;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
  value = analogRead(A5)/4;
  Serial.println(value);
  //Serial.println(valor);
  delay(100);
}
```

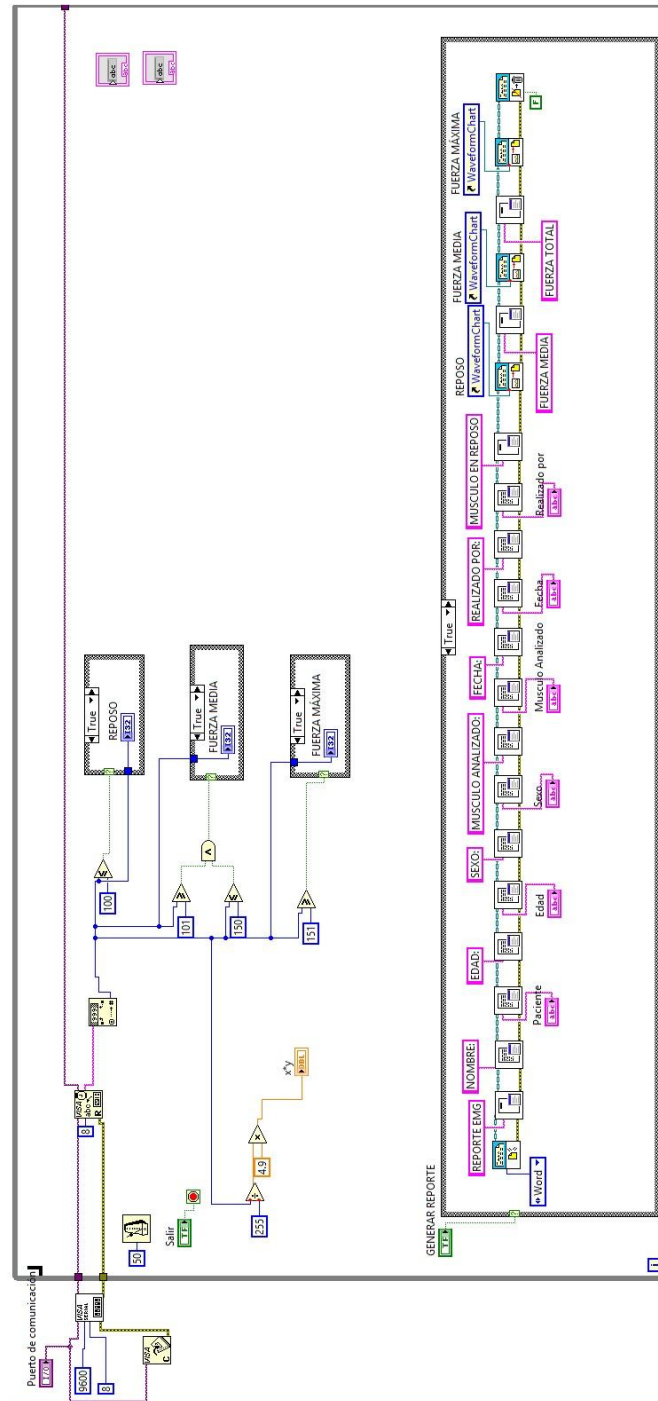
11 Arduino/Genuino Uno en COM8

Fuente: elaboración propia, utilizando software Arduino.

### 3.4. Diseño e implementación del software para la recepción de señales en el ordenador

Ya que la tarjeta ha procesado la señal adquirida de los músculos, es necesario que sea enviada al ordenador para su posterior visualización. La recepción de la señal en el ordenador se realiza en Labview, este programa configura y establece la comunicación serial entre el ordenador y la tarjeta Arduino, que permite visualizar la señal en tiempo real.

Figura 58. Diagrama etapa de comunicación tarjeta-ordenador

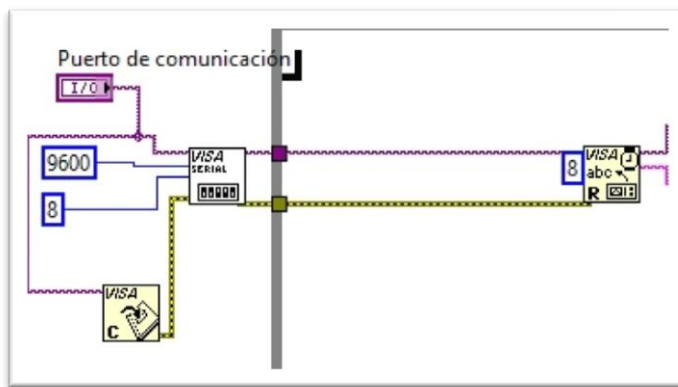


Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

### 3.4.1. Etapa de recepción de la señal

La comunicación entre la tarjeta Arduino y el computador se realiza mediante los bloques de comunicación del protocolo Serial de LabView.

Figura 59. Etapa de comunicación



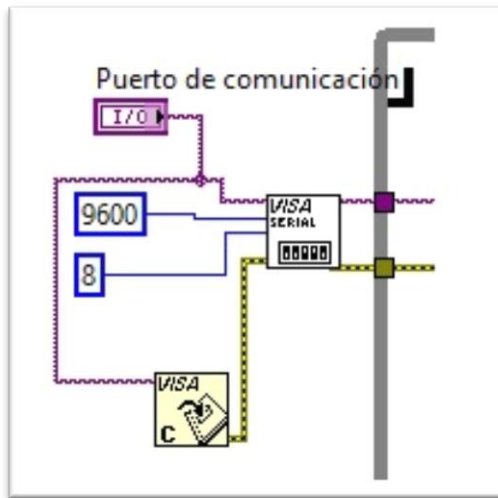
Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

Los bloques que se utilizaron para dicha comunicación serán explicados a continuación.

En la figura 60 se puede observar el bloque que permite inicializar la conexión y establecer comunicación entre ambos dispositivos. La tarjeta Arduino crea un puerto de comunicación serial virtual COM al momento de ser emparejado con el computador, se debe seleccionar el número de puerto COM con el que se haya inicializado nuestra tarjeta Arduino. De la misma forma, se configuró la velocidad de transmisión y el número de bits que van a ser recibidos, este prototipo envía paquetes de datos de 8 bits y la velocidad de

transmisión es de 9 600 baudios esta velocidad debe ser igual a la velocidad con la que la tarjeta está enviando los datos.

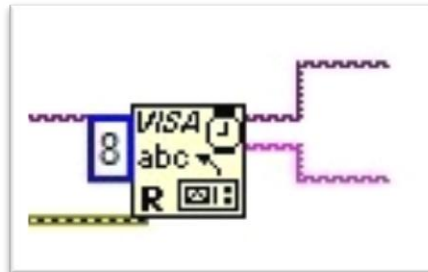
Figura 60. **Bloque de inicio de comunicación**



Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

En la figura 61 se observa el bloque de lectura, el cual permite realizar la lectura de los datos que llegan desde nuestra tarjeta Arduino al ordenador, la entrada de error y de canal deben conectarse al bloque de conexión y debe indicarse el número de bits a leer que debe ser el mismo número de bits que se configuró en el bloque de inicio de comunicación.

Figura 61. **Bloque de lectura de datos**



Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

Finalmente, en la figura 62, se observa el bloque con el cual se cerrará la comunicación entre la tarjeta y el ordenador.

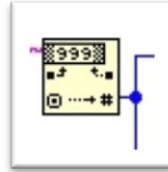
Figura 62. **Bloque cerrar comunicación**



Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

En la figura 63 se observa el bloque que realiza la conversión de una cadena de caracteres a un valor numérico para tratarlo con mayor facilidad.

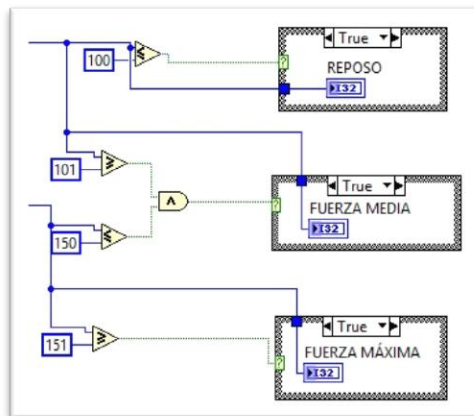
Figura 63. **Bloque de conversión string/number**



Fuente: elaboración propia utilizando software LabView

Teniendo los datos con un valor numérico es más sencillo poder manipularlos, para esta etapa se auxilia con las herramientas de comparación menor (<), mayor (>), mayor igual ( $\geq$ ), menor igual ( $\leq$ ); también se auxilia de la herramienta Case Structure esta herramienta ayudará a determinar la intensidad de la señal recibida y determinar si el músculo está en total reposo, está ejerciendo una fuerza media o si este está ejerciendo una fuerza máxima. En la figura 64 se observan los bloques utilizados para determinar la fuerza que está ejerciendo el músculo y ser mostrada en nuestra pantalla.

Figura 64. **Bloques de muestreo**

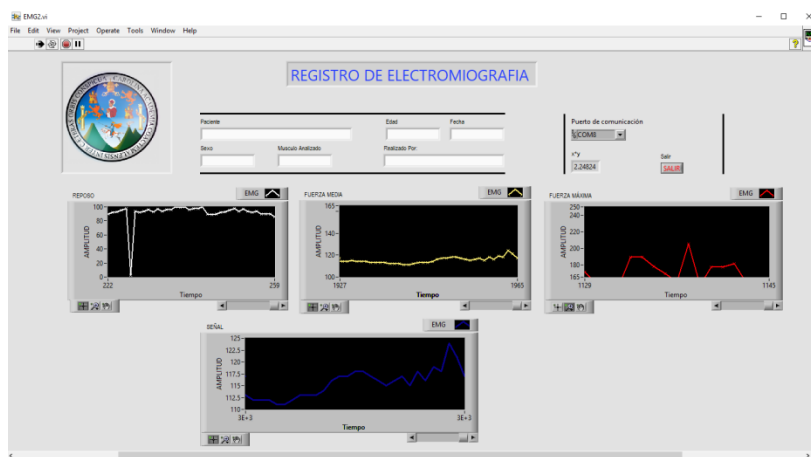


Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

### 3.4.2. Etapa de visualización

En la figura 65 se muestra la interfaz del usuario se diseñó con el objetivo de que fuera una interfaz sencilla de utilizar y que tuviera una presentación estética. Se toman en cuenta los datos que se necesitan ingresar del paciente. La pantalla consta de 4 visualizadores en donde se mostrará la señal SEMG en tiempo real, es posible ampliar la imagen y regresar para analizar por tramos la señal.

Figura 65. Interfaz gráfica para el usuario



Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

### 3.4.3. Etapa generar reporte

Esta etapa está enfocada en la recopilación de los datos del paciente: nombre del paciente, edad, nombre del músculo al cual se realizará el examen, la fecha y el nombre de la persona encargada de realizar cierto examen; en el reporte también se generarán 4 gráficas las cuales muestran el registro de la intensidad del músculo cuando está en reposo, cuando está aplicando una

fuerza media, cuando está aplicando una tensión total y la última gráfica es el registro total del análisis realizado. Esta sección ayuda a generar un archivo en formato Word para que pueda ser guardado y tener un registro del paciente o imprimirlo para que un médico especialista pueda analizarlo.





## 4. PRUEBAS Y RESULTADOS

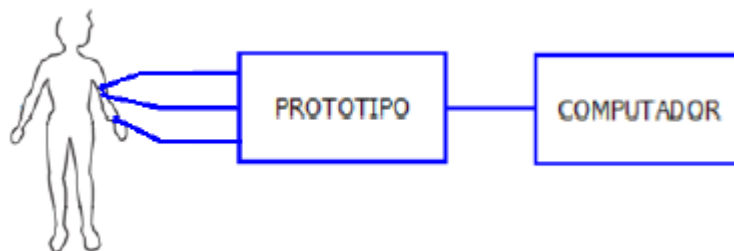
### 4.1. Pruebas de funcionamiento del prototipo

Durante el desarrollo del prototipo se fueron realizando varias pruebas en las diferentes etapas por las que está compuesto el prototipo, tanto de hardware como de software; presenta en cada una resultados satisfactorios.

#### 4.1.1. Pruebas de conectividad

Para realizar las pruebas de conectividad del prototipo se trabajó en primer lugar con los módulos Myoware con los cuales se puede capturar la señal de los músculos; estos módulos trabajan con amplificadores de instrumentación ya que son sensibles a voltajes con amplitudes muy pequeñas, estas señales son enviadas a una tarjeta Arduino la cual es únicamente un puente entre los módulos y la computadora ya que la tarjeta recibe la señal y la envía de forma serial a la computadora por medio de su puerto serial virtual.

Figura 66. **Conectividad del prototipo**

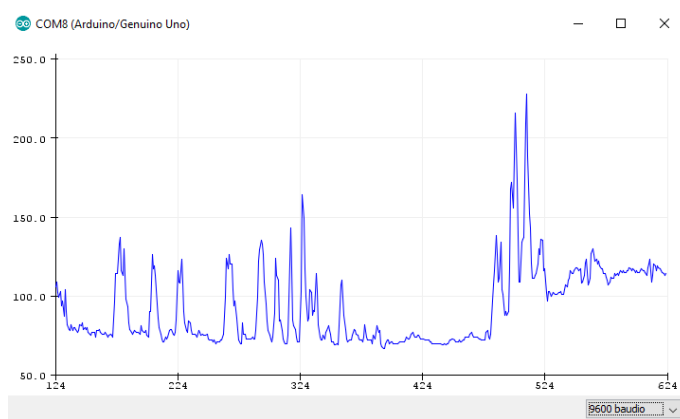


Fuente: elaboración propia.

#### 4.1.2. Pruebas integrales del prototipo

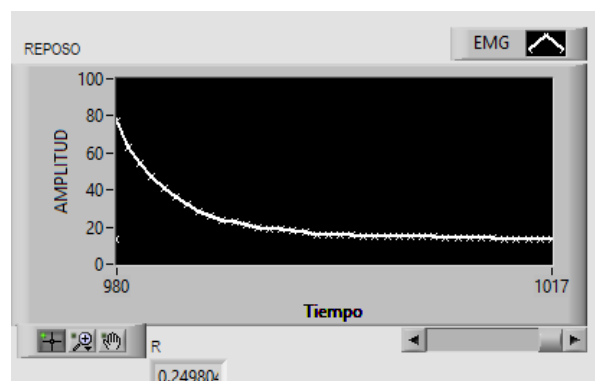
Estas pruebas se realizaron mediante el software de Serial Monitor de Arduino. El músculo en el que se trabajó fue el bíceps.

Figura 67. Señal obtenida con serial monitor de Arduino



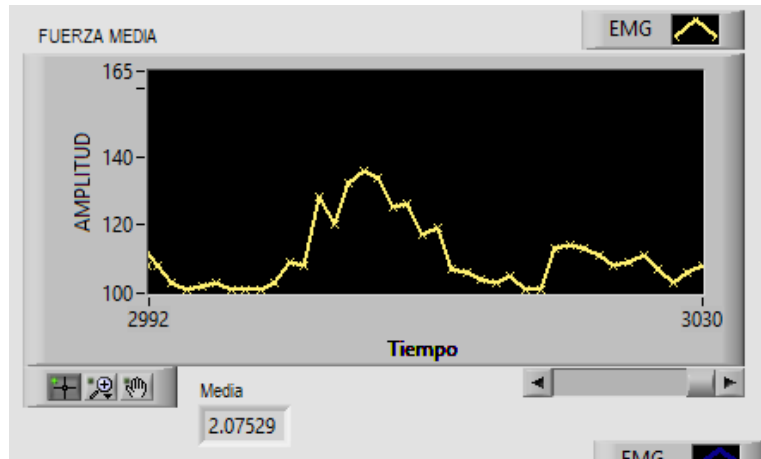
Fuente: elaboración propia, usando el software Serial Monitor para Arduino.

Figura 68. Prueba, músculo en reposo



Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

Figura 69. Prueba, músculo fuerza media



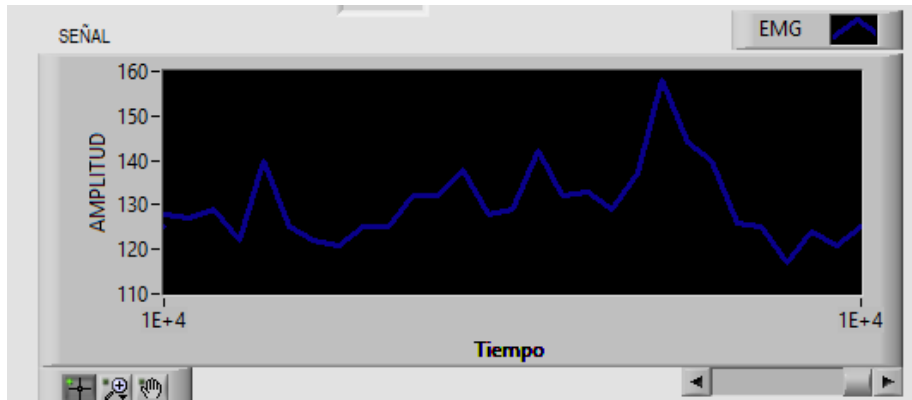
Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

Figura 70. Prueba, músculo con fuerza máxima



Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

Figura 71. Señal obtenida



Fuente: elaboración propia, utilizando software LabView.

## 5. COSTOS

El costo total de la inversión y la puesta en marcha del proyecto será estimado y presentado en las siguientes tablas que se basan en el método TCO (*total cost of ownership*); este método está diseñado para determinar los costos directos o indirectos y los beneficios, relacionados con la adquisición de software y hardware.

También, se presenta el resumen final, donde se refleja el costo total del proyecto; también, los aspectos de uso y mantenimiento que incluye formación para el usuario, el costo de operación y de los equipos o trabajos de consultoría necesarios.

Tabla VIII. **Supuestos por utilizar**

<b>Tabla de supuestos por utilizar en diversas categorías</b>	
Costo promedio anual de un ingeniero de proyectos	Q 115 000,00
Costo promedio por hora de un ingeniero de proyectos	Q 60,00
Costo promedio por hora de un ingeniero de soporte	Q 45,00
Número de años estimados de funcionamiento de la solución	3

Fuente: elaboración propia.

En la siguiente tabla, se detallan los equipos que se utilizarán para el proyecto; se hace un estimado del costo de dichos equipos.

Tabla IX. **Costo del hardware**

<b>Tabla de costos del hardware</b>			
<b>Concepto</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Costo unitario</b>	<b>Costo total</b>
Sensor de musculo MyoWare	1	Q 500,00	Q 500,00
Cable de sensor muscular MyoWare	1	Q 200,00	Q 200,00
Arduino Uno	1	Q 400,00	Q 400,00
		<b>Total hardware</b>	<b>Q 1 100,00</b>

Fuente: elaboración propia.

En la siguiente tabla, se muestran los datos de software utilizados para el desarrollo del proyecto.

Tabla X. **Costo del software**

<b>Tabla de costos del software</b>			
<b>Concepto</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Costo unitario</b>	<b>Costo total</b>
Creación de aplicación para análisis de datos y creación de reporte.	1	Q 5 000,00	Q 5 000,00
Mantenimiento de aplicación	1	Q 1 000,00	Q 1 000,00
		<b>Total software</b>	<b>Q 6 000,00</b>

Fuente: elaboración propia.

En la siguiente tabla, se muestran los gastos de instalación del prototipo, toma en cuenta que se debe tener un servicio con el que se realicen las respectivas pruebas; por lo tanto, se incorpora dentro del presupuesto un servicio para pruebas.

Tabla XI. **Costos de instalación**

<b>Tabla de costos de instalación</b>			
<b>Concepto</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Costo unitario</b>	<b>Costo total</b>
Servicio para pruebas	1	Q 500,00	Q 500,00
		<b>Total Instalación</b>	<b>Q 500,00</b>

Fuente: elaboración propia.

Tabla XII. **Costos de configuración**

<b>Tabla de costos de configuración</b>			
<b>Concepto</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Costo unitario</b>	<b>Costo total</b>
Servicio para pruebas	1	Q 500,00	Q 500,00
		<b>Total configuración</b>	<b>Q 500,00</b>

Fuente: elaboración propia.

Tabla XIII. **Costos iniciales del proyecto**

<b>Tabla de costos iniciales del proyecto</b>	
Costos del hardware	Q 1 100,00
Costos del software	Q 6 000,00
Costos de instalación	Q 500,00
Costos de configuración	Q 500,00
<b>Total costos iniciales</b>	<b>Q 8 100,00</b>

Fuente: elaboración propia.

Tabla XIV. **Costo de administración**

<b>Costos de administración</b>	
Costo promedio anual de un ingeniero	Q 115 000,00
Número de ingenieros	1
Porcentaje del tiempo dedicado a la administración de la solución	35 %



Continuación de la tabla XIV.

Costo promedio por año	Q 40 250,00
Número de años de la solución	3
Costo estimado en el tiempo de vida de la solución	Q 120 750,00

Fuente: elaboración propia.

Tabla XV. **Costo de operación**

<b>Costos de operación</b>	
Costo promedio por hora de un ingeniero de proyectos	Q 60,00
Número de incidentes promedio al año	10
Tiempo aproximado para resolver la falla (en horas)	4,00
Costo promedio por año	Q 2 400,00
Número de años de la solución	3
Costo estimado en el tiempo de vida de la solución	Q 7 200,00

Fuente: elaboración propia.

Tabla XVI. **Costo de soporte técnico**

<b>Costos de soporte técnico</b>	
Costo promedio por hora de un ingeniero de soporte	Q 45,00
Número de incidentes promedio al año	40
Tiempo aproximado para dar soporte técnico por incidente (en horas)	2
Costo promedio por año	Q 3 600,00
Número de años de la solución	3
Costo estimado en el tiempo de vida de la solución	Q 10 800,00

Fuente: elaboración propia.

En la siguiente tabla, se muestra el resumen de los distintos costos que se utilizarán para mantener el proyecto funcionando durante un estimado de 3 años.

Tabla XVII. **Costos de la solución**

<b>Resumen de costos de la solución</b>	
Costo inicial de la solución	Q 8 100,00
Costo de administración	Q 120 750,00
Costo de operación	Q 7 200,00
Costo de soporte	Q 10 800,00
Total de la solución	Q 146 850,00

Fuente: elaboración propia



## CONCLUSIONES

1. Se determinaron los parámetros médicos y electrónicos a usar en el diseño e implementación de un electromiógrafo que puedan cumplir los estándares requeridos para un análisis completo de nuestra señal.
2. Se implementó un acople para que la señal detectada de los músculos por los sensores pueda ser procesada y enviada al computador.
3. Se desarrolló una aplicación en la plataforma LabView que muestra al usuario la información en una interfaz gráfica lo cual facilita su comprensión para su respectivo análisis.



## RECOMENDACIONES

1. El manejo del equipo lo puede realizar una persona con los conocimientos básicos de biomédica; sin embargo, sería recomendable que una persona con conocimientos más profundos de medicina sea quien analice la señal muestreada.
2. Mejorar el control del hardware mediante el software implementando una comunicación *full dúplex* para manejar las variables de ganancia y periodo de muestreo ajustables.
3. Para la ubicación correcta de los electrodos ya sea de manera longitudinal o transversal, se deben seguir las recomendaciones para la ubicación de sensores del proyecto SENIAM, tomando en cuenta que los electrodos estén conectados a la entrada que le corresponde a cada uno.
4. Para que futuros estudiantes puedan presentar un equipo más completo basándose en los resultados obtenidos se podría implementar el estudio y análisis de neuroconducción en los músculos.



## BIBLIOGRAFÍA

1. Academia. *señales bioelectricas*. [En línea]. <[https://www.academia.edu/5049945/Se%C3%B1ales\\_bioelectricas\\_I](https://www.academia.edu/5049945/Se%C3%B1ales_bioelectricas_I)>. [Consulta: 15 de junio de 2016].
2. Bioingeniería. *Instrumentación biomédica*. [En línea]. <<http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%201%20-%20introduccion%20a%20la%20instrumentacion.pdf>>. [Consulta: 5 de febrero de 2017].
3. Blog de sistema instrumento-hombre. *El sistema instrumento hombre*. [En línea]. <<https://mail.google.com/mail/u/0/#search/cristian+de+le%C3%B3n/15ed13f6931c3a7a?projector=1&messagePartId=0.1>>. [Consulta: 20 de diciembre de 2016].
4. BOYLESTAD, Robert L. y NASHELSKY, Louis. *Electrónica: teoría de circuitos y dispositivos electrónicos*. 10 ed. México: Pearson Educación, 2009. 732 p.
5. Carefirst. *electromyography*. [En línea]. <<http://carefirst.staywellsolutionsonline.com/Spanish/TestsProcedures/92,P09194>>. [Consulta: 15 de julio de 2016].
6. Cdn.sparkfun. *Sensor for microcontroller applications*. [En línea]. <<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/Myoware/UserManualAT-04-001.pdf>>. [Consulta: 05 de agosto de 2017].



7. Clínica Universidad de Navarra. *Electromiografía y electroneurografía*. [En línea]. <<https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/pruebas-diagnosticas/electromiografia-electroneurografia>>. [Consulta: 13 julio de 2016].
8. Elsevier. *Electromiografía clínica*. [En línea]. <<http://www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-electromiografia-clinica-130-82-198>>. [Consulta: 28 septiembre de 2016].
9. FLOYD, Thomas L. *Dispositivos electrónicos*. 8a ed. México: Pearson Educación, 2008. 800 p.
10. MALVINO, Albert Paul. *Principios de electrónica*. 6a ed. Madrid, España: McGraw-Hill, 2000. 850 p.
11. SEDRA, Adel S. *Circuitos microelectrónicos*. 4a ed. México: Oxford University Press, 1998. 120 p.
12. Wikipedia. *Electromiografía*. [En línea]. <<https://es.wikipedia.org/wiki/Electromiograf%C3%ADa>>. [Consulta: 25 mayo de 2016].

# APÉNDICES

## Apéndice 1. Programa propuesto

En el código 1 se muestra el código del programa propuesto para la lectura con la tarjeta Arduino de la señal biomédica.

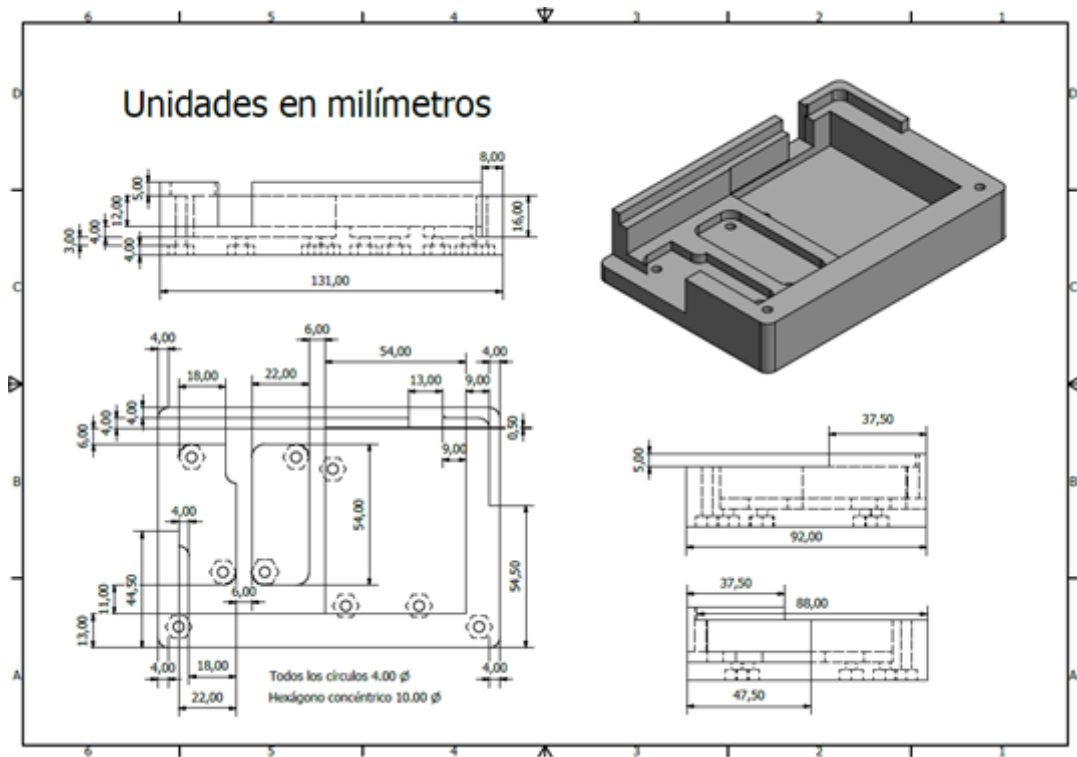
Código 1: Programa para lectura de señal biomédica

```
int value;  
float valor;  
  
void setup()  
{  
  Serial.begin(9600);  
}  
  
void loop()  
{  
  value = analogRead(A5)/4;  
  Serial.println(value);  
  delay(100);  
}
```

Fuente: elaboración propia.

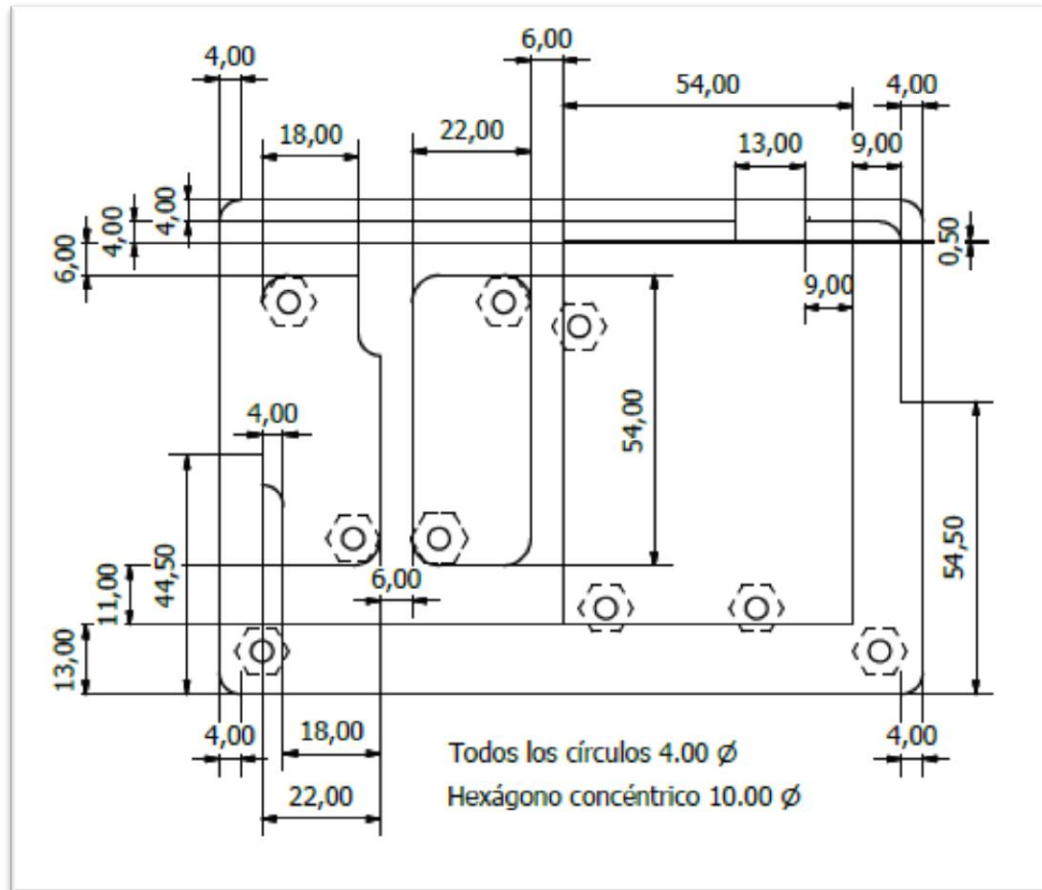
## Apéndice 2. Plano parte inferior de caja

Se muestran las diferentes vistas del diseño realizado con el software AutoDesk Inventor, de la parte inferior de la caja en donde se colocarán los módulos que conforman el prototipo.



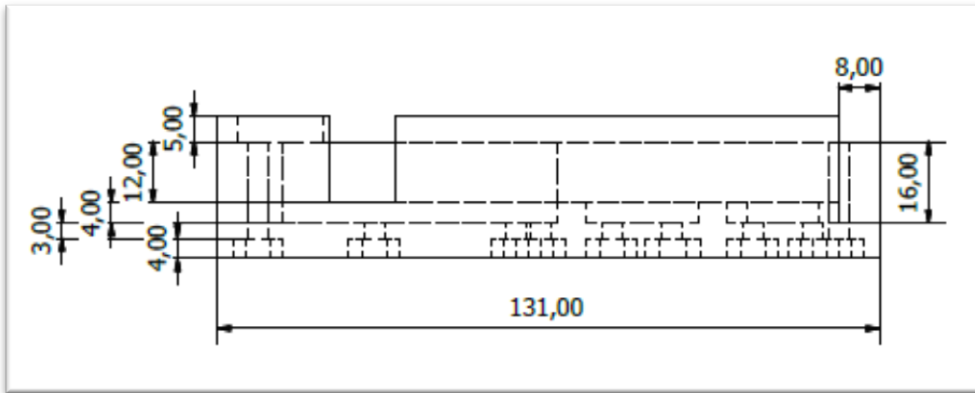
Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.

Apéndice 3. Vista de planta de la parte inferior de la caja



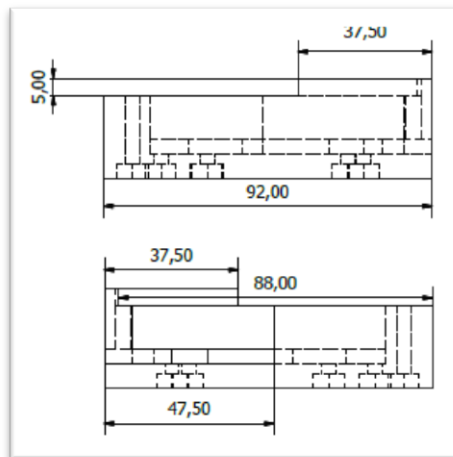
Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.

Apéndice 4. **Vista de alzado de la parte inferior de la caja**



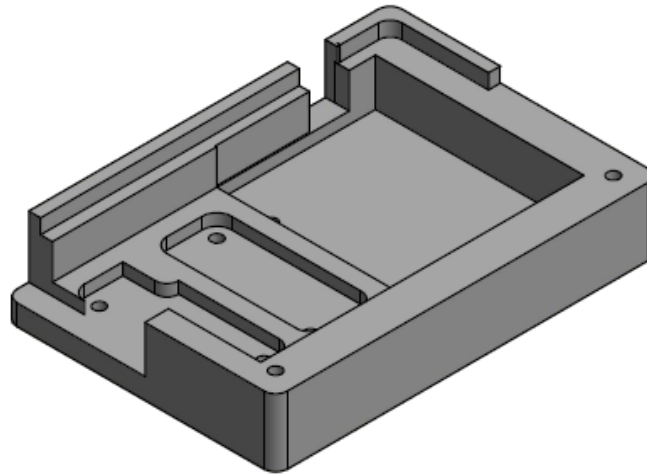
Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.

Apéndice 5. **Vista de perfil de la parte inferior de la caja**



Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.

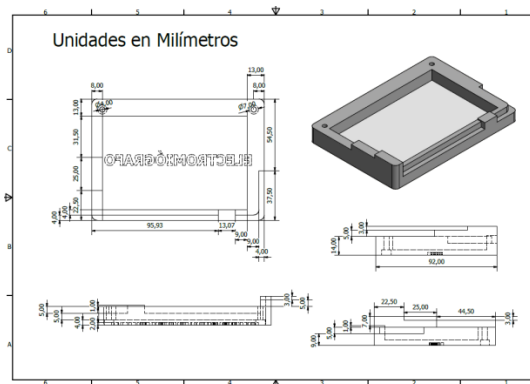
Apéndice 6. **Vista en 3D de pieza terminada**



Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.

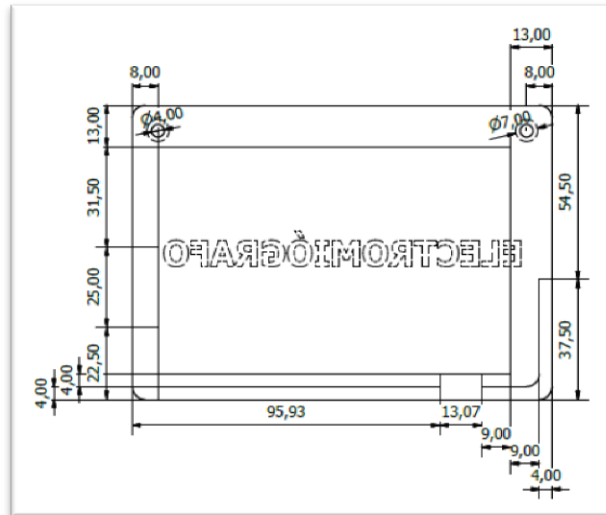
Apéndice 7. **Plano parte superior de caja**

Se muestran las diferentes vistas del diseño realizado con el software AutoDesk Inventor, de la parte superior de la caja en donde se colocarán los módulos del prototipo.



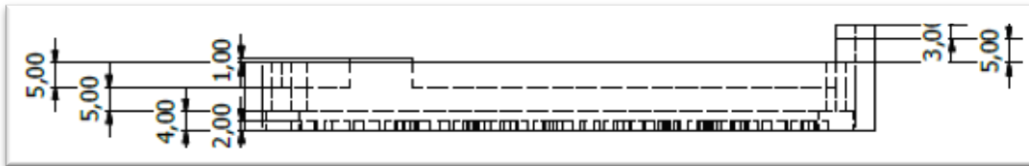
Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.

Apéndice 8. **Vista de planta de la parte superior de la caja**



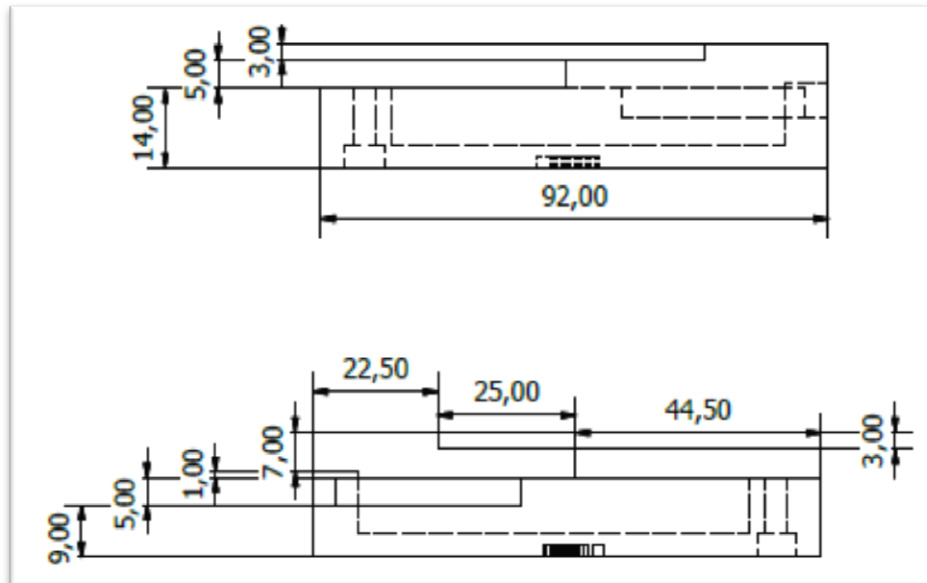
Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.

Apéndice 9. **Vista de alzado de la parte superior de la caja**



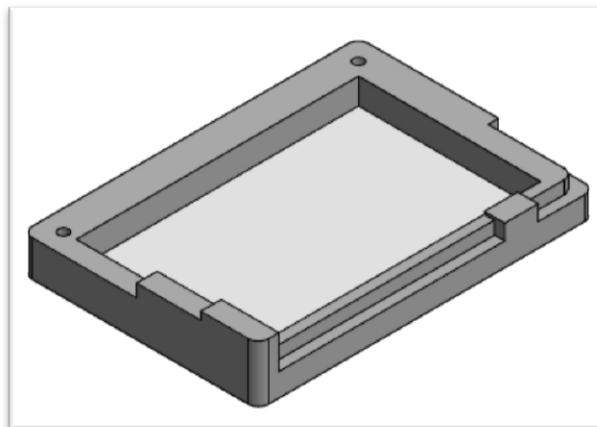
Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.

Apéndice 10. **Vista de perfil de la parte inferior de la caja**



Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.

Apéndice 11. **Vista en 3D de pieza terminada**



Fuente: elaboración propia, utilizando software AutoDesk Inventor.



