

# **Prototipo portátil para medida de señales generadas por el tríceps sural en actividades de ganancia de masa muscular**

**BRAYAN SANCHEZ RUIZ**

**OSCAR DANIEL PEREZ VARGAS**

**Universidad De Cundinamarca**  
Ingeniería Electrónica  
Cundinamarca  
Fusagasugá, Colombia  
2022

# **Prototipo portátil para medida de señales generadas por el tríceps sural en actividades de ganancia de masa muscular**

Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar por el título de  
Ingeniero Electrónico

**Autor (es)**

**BRAYAN SANCHEZ RUIZ**

**OSCAR DANIEL PEREZ VARGAS**

Director:

Andrés Felipe Guerrero Guerrero

Co-director:

Ismael Enrique Roa Laguado

Asesores:

Entrenadora Dana Yulieth Orjuela Silva  
Fisioterapeuta Yeimi Julieth Guarín Acero

Diseño e instrumentación y control

**Universidad De Cundinamarca**

Ingeniería Electrónica

Cundinamarca

Fusagasugá, Colombia

2022

# **Agradecimientos**

Agradecemos a nuestros padres y hermanos, gracias a sus enseñanzas, sus consejos y su inmenso amor que tuvieron con nosotros en nuestra carrera universitaria y este trabajo de grado.

Agradecemos al profesor Andrés Felipe Guerrero Guerrero e Ismael Enrique Roa Laguado por su gran compromiso y dedicación.

# Resumen

La electromiografía superficial EMG es el análisis de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos y se utilizan para la valoración del estado de salud, dolencias, desbalances musculares además realizar estudios de la activación muscular en ejercicios que buscan la ganancia de masa muscular.

En este trabajo de grado se desarrolló un dispositivo prototipo de prueba inalámbrico, inicialmente se realiza el análisis de entorno con el propósito de brindar comodidad y seguridad al atleta al momento de ejercitarse además se define el grado de protección IP.

Por otra parte, se diseñan e implementan las diferentes etapas que conforman el dispositivo, las cuales son: suministro de energía, etapa análoga y etapa digital. la señal es visualizada en una computadora mediante la plataforma de desarrollo licenciado LabVIEW, se monitorea la señal generada por el tríceps sural y los datos son registrados en un archivo de medición binaria (TDMS) con extensión (.tdms) para visualizarlo en una hoja de cálculo de Excel.

Finalmente se realizan las pruebas de validación donde se observa la actividad eléctrica muscular generada por el tríceps sural en tres atletas en un ambiente controlado, utilizando dos métodos de entrenamiento, estrés metabólico y tensión mecánica. Para la realización del estudio se tuvo el acompañamiento de un entrenador quien analizó la biomecánica del ejercicio (caracterización y mejora de las técnicas del movimiento a partir de conocimientos científicos) a realizar y un fisioterapeuta encargado de la localización de los electrodos.

El dispositivo permitió analizar los diferentes métodos de entrenamiento y verificar la forma óptima en la que el tríceps sural se activa, dando como resultado una mayor activación a la hora de ejecutar el método de entrenamiento tensión mecánica en cada uno de los ejercicios.

El dispositivo resultó cómodo en el momento de realizar el ejercicio sin embargo se puede mejorar su tamaño.

# Abstract

Superficial EMG electromyography is the analysis of the electrical activity produced by skeletal muscles and is used to assess the state of health, ailments, muscle imbalances, as well as conduct studies of muscle activation in exercises that seek to gain muscle mass. In this degree work, a prototype wireless test device was developed, initially the environment analysis is carried out with the purpose of providing comfort and safety to the athlete when exercising, in addition, the degree of IP protection is defined. On the other hand, the different stages that make up the device are designed and implemented, which are: power supply, analog stage and digital stage. the signal is visualized on a computer using the licensed LabVIEW development platform, the signal generated by the triceps surae is monitored, and the data is recorded in a binary measurement file (TDMS) with an extension (.tdms) to be viewed on a spreadsheet. Excel calculation.

Finally, validation tests are carried out where the muscular electrical activity generated by the triceps surae is observed in three athletes in a controlled environment, using two training methods, metabolic stress and mechanical tension. To carry out the study, we had the support of a trainer who analyzed the biomechanics of the exercise (characterization and improvement of movement techniques based on scientific knowledge) and a physiotherapist in charge of locating the electrodes. The device allowed us to analyze the different training methods and verify the optimal way in which the triceps surae is activated, resulting in greater activation when executing the mechanical tension training method in each of the exercises. The device was comfortable at the time of the exercise, however its size can be improved.

# Contenido

Resumen.....	4
INTRODUCCIÓN.....	12
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	13
OBJETIVOS DEL ESTUDIO .....	16
Objetivo general.....	16
Objetivos específicos.....	16
JUSTIFICACIÓN .....	17
ALCANCES Y LIMITACIONES .....	18
1. MARCO REFERENCIAL .....	19
1.1. ESTADO DEL ARTE.....	19
1.2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....	25
1.2.1 TIPOS DE MÚSCULO.....	25
1.2.2 FIBRAS MUSCULARES.....	26
1.2.3 ELECTRODOS Y SU LOCALIZACIÓN .....	26
2 DISEÑO METODOLÓGICO.....	30
2.2 METODOLOGÍA .....	30
3 DESARROLLO DEL PROTOTIPO EMG .....	32
3.1 ANÁLISIS DE LOS REQUERIMIENTOS TÉCNICOS, DE SEGURIDAD Y TAMAÑO DEL DISPOSITIVO .....	32
3.1.1 REQUERIMIENTOS TÉCNICOS DE CONSUMO ENERGÉTICO.....	33
3.1.2 REQUERIMIENTOS DE SEGURIDAD PARA USAR EN PERSONAS .	34
3.1.3 CLASIFICACIÓN DE EQUIPOS ELECTROMÉDICOS .....	36
3.1.4 CLASIFICACIÓN DEL GRADO DE PROTECCIÓN IP MEDIANTE EL ESTÁNDAR ESTADOUNIDENSE ANSI/60529-2004.....	37
3.1.5 PARÁMETROS NECESARIOS PARA EL DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA.....	38
3.2 DISEÑO.....	39

3.2.1	PARÁMETROS ESENCIALES PARA EL DISEÑO DEL ELECTROMIÓGRAFO .....	40
3.2.2	DISEÑO DE LA ETAPA DE SUMINISTRO DE ENERGÍA .....	41
3.2.3	DISEÑO DE LA ETAPA ANÁLOGA.....	41
3.2.4	DISEÑO DE LA ETAPA DIGITAL.....	52
3.2.5	ALGORITMO DE LA TARJETA DE DESARROLLO ARDUINO.....	53
3.2.6	DISEÑO INTERFAZ GRÁFICA .....	55
3.2.7	DISEÑO DE LA CAJA .....	57
3.3	IMPLEMENTACIÓN .....	58
3.4	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y DESEMPEÑO .....	60
3.4.1	PRUEBAS DE PROTECCIÓN ANTE OBJETOS SÓLIDOS Y LÍQUIDOS	60
3.4.2	CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	61
3.4.3	PASOS PRE-ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.....	61
3.4.4	PRUEBAS .....	63
4	ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	71
5	CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	74
5.1	CONCLUSIONES.....	74
5.2	PERSPECTIVAS DE TRABAJO FUTURO .....	75
	BIBLIOGRAFÍA.....	76

# Lista de figuras

Figura 1 Ejercicio puntillas en un step [5].	14
Figura 2 Ejercicio elevación de talón sentado [7].	15
Figura 3 Esquema de un electromiógrafo [17]	20
Figura 4 Sensores de superficie [18]	20
Figura 5 Interfaz gráfica en LabVIEW [18]	21
Figura 6 Sensores de superficie y toma de pruebas [19]	22
Figura 7 Interfaz gráfica en NetBeans JAVA[20].	23
Figura 8 Interfaz gráfica y ejercicio press de banca con barra [21].	24
Figura 9 Electrodo superficial [26].	27
Figura 10 Gastrocnemio medial [26]	28
Figura 11 Gastrocnemio lateral [26].	28
Figura 12 Músculo soleo [26]	29
Figura 13 Diseño metodológico por fases.	30
Figura 14 Protección IP	37
Figura 15 sistema para la adquisición de la señal	39
Figura 16 Baterías lipo de 3.7 V.	41
Figura 17 diagrama circuito análogo	42
Figura 18 Diseño esquemático amplificador INA 128	43
Figura 19 Diseño esquemático amplificador operacional TL084 [35].	44
Figura 20 Filtro pasa altas de segundo orden estructura sellen-key	46
Figura 21 Filtro pasa bajas de segundo orden estructura Sallen-Key.	47
Figura 22 Rectificador de onda completa	48
Figura 23 Simulación circuito análogo	49
Figura 24 Señal de entrada vs la señal amplificada.	50
Figura 25 Diagrama de Bode filtro pasa altas	50
Figura 26 Diagrama de bode filtro pasa bajas	51
Figura 27 Señal del rectificador de onda completa	51
Figura 28 Diseño PCB y 3D del circuito análogo (agujero pasante)	52
Figura 29 Microcontrolador Arduino pro mini	52
Figura 30 Sensor Bluetooth HC05	53
Figura 31 PCB circuito digital.	53
Figura 32 Diagrama de flujo programa de Arduino.	54
Figura 33 Imagen programación de la interfaz gráfica.	56
Figura 34 Imagen interfaz gráfica	57
Figura 35 Imagen caja modelada en Adobe Illustrator.	58
Figura 36 Conexión baterías lipo de 3.7 V.	58
Figura 37 Ensamble etapa analoga	59

Figura 38 Ensamble etapa digital.....	59
Figura 39 Circuito ensamblado .....	60
Figura 40 Borde de la carcasa sellado.....	61
Figura 41 Preparación del paciente .....	62
Figura 42 Electrodo de superficie 3M™ 2228 [37]. .....	62
Figura 43 Imagen de ejemplos de grabaciones de EMG sin procesar del sóleo y el gastrocnemio lateral [39] .....	63
Figura 44 Ejercicio para la toma de la contracción voluntaria máxima isométrica (MVC) en el gastrocnemio lateral.....	64
Figura 45 Ejercicio para la toma de la contracción voluntaria máxima isométrica (MVC) en el sóleo. ....	64
Figura 46 Pruebas MVC - Señal EMG sin procesar del gastrocnemio lateral .....	65
Figura 47 Pruebas MVC - Señal EMG sin procesar del Sóleo.....	66
Figura 48 Imagen ejecución del ejercicio puntillas en un step .....	67
Figura 49 Imagen señal EMG y señal envolvente - Ejercicio puntillas en un Step Atleta - 1 (tensión mecánica) .....	68
Figura 50 Imagen Señal EMG y señal envolvente-Ejercicio puntillas en un Step..	68
Figura 51 Ejecución del ejercicio elevación de talón sentado .....	69
Figura 52 Señal EMG y señal envolvente- Ejercicio elevación de talón sentado Atleta-1 (tensión mecánica) .....	70
Figura 53 Señal EMG y envolvente- Ejercicio elevación de talón sentado Atleta-1 (estrés metabólico) .....	70
Figura 54 Activación muscular del sóleo.....	73
Figura 55 Activación muscular del gastrocnemio.....	73

## Lista de tablas

Tabla 1 Tipo de fibras musculares .....	26
Tabla 2 Parámetros esenciales utilizados en electromiografía .....	32
Tabla 3 Valores admisibles de corrientes en miliamperios (mA).....	35
Tabla 4 Clasificación de equipos electromédicos .....	36
Tabla 5 Simbología del dispositivo.....	37
Tabla 6 Comparación de los elementos.....	40
Tabla 7 comparación de precios en tecnología de agujero pasante y tecnología SMT .....	48
Tabla 8 Picos máximos de contracción del gastrocnemio .....	72
Tabla 9 Picos máximos de contracción del sóleo .....	72

## Lista de ecuaciones

Ecuación (1) Duracion de la bateria.....	33
Ecuación (2) Potencia de la bateria .....	33
Ecuación (3) Potencia del circuito.....	33
Ecuación (4) Ganancia amplificador de instrumentacion .....	43
Ecuación (5) Ganancia definida por la resistencia .....	43
Ecuación (6) Frecuencia de corte filtro pasa bajas .....	44
Ecuación (7) Resistencia en factor a la frecuencia de corte filtro pasa bajas .....	45
Ecuación (8) Factor de calidad .....	45
Ecuación (9) Capasiitor en factor a factor de calidad.....	45
Ecuación (10) Resistencias en factor a la rectificacion de onda .....	47
Ecuación (11) Frecuencia de muestreo .....	56

# INTRODUCCIÓN

La electromiografía superficial a lo largo de los años ha permitido avanzar en estudios destinados al funcionamiento del sistema nervioso periférico, evalúa la salud de los músculos y las células nerviosas. Su funcionamiento consiste en que las neuronas motoras transmiten señales eléctricas produciendo que los músculos realicen una contracción voluntaria, la señal emitida se capta mediante un electrodo. Su señal es procesada y transmitida mediante un electromiógrafo, dispositivo electrónico que mediante amplificadores operacionales procesa la señal de entrada y la envía, bien sea a un monitor o cualquier dispositivo en el que se puede visualizar la señal.

Adicionalmente la electromiografía permite corregir desbalances musculares deportes como son el atletismo, ciclismo y en el ámbito de deportes de musculación con miras a la ganancia muscular. Es una gran herramienta permitiendo visualizar el pico máximo de contracción en el que un musculo puede ser estimulado, en la búsqueda de la lectura del mayor estímulo del músculo.

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La ganancia de masa muscular en atletas que realizan ejercicios de musculación está relacionada con diferentes factores como: una correcta alimentación, un buen descanso y un entrenamiento bien estructurado. Teniendo en cuenta que los atletas ya tienen una dieta bien estructurada y una buena planeación de los entrenamientos, la ganancia de masa muscular se basaría en otros aspectos como: la elección correcta de los ejercicios, número de repeticiones y ángulos de trabajo adecuados [1].

Una de las problemáticas más particulares de los atletas en la búsqueda de ganancia muscular es el criterio de la elección de los ejercicios. El Dr. Federico Javier Orquín Castrillón de la Universidad Católica de Murcia plantea que la selección de los ejercicios tiene tres criterios fundamentales: efectividad, seguridad y evidencia científica; un ejercicio es efectivo cuando impacta el músculo de forma moderada con una activación electromiográfica máxima entre 30% y 60%. Por otro lado, el ejercicio es seguro cuando el rango de movimiento y la técnica de este, no alteran el funcionamiento del cuerpo, por último, la evidencia científica engloba los dos criterios anteriores debido a la gran variedad de estudios que certifican la seguridad y efectividad de los ejercicios [2].

Para Farid Nafah uno de los músculos que tienen menor crecimiento y en el cual es más difícil ganar masa muscular es el comúnmente llamado gemelo o pantorrilla (tríceps sural) el cual está compuesto por el soleo y el gastrocnemio, sin embargo, hay atletas que tienen muy buena genética en este músculo y con un estímulo mínimo ven ganancias al poco tiempo [3].

Farid Nafah respalda que el gastrocnemio se debe entrenar con ejercicios de pie y el soleo con ejercicios sentados tomando como base estudios de electromiografía en este músculo. El gastrocnemio se compone de fibras musculares más largas lo que quiere decir que se trabaja con alto repeticiones y menos peso, el soleo se compone de fibras musculares más cortas y se trabaja con menos repeticiones y más peso. El tríceps sural también debe tener una planeación, así como los demás músculos para evitar adaptaciones [3].

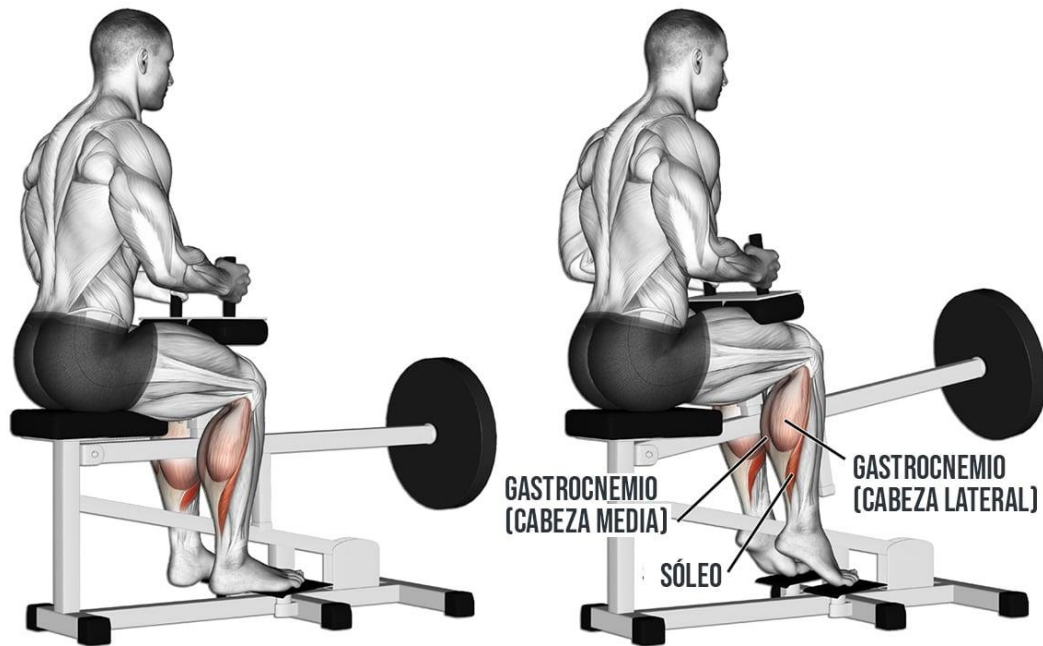
Es necesario orientar el gastrocnemio con el ejercicio puntillas en un step Figura 1, el cual se basa en apoyar solo las puntas de los pies en un escalón y realizar elevaciones principalmente enfocándose en el estrés metabólico (altas repeticiones con bajas cargas) [4].

Figura 1 Ejercicio puntillas en un step [5].



En el soleo con el ejercicio de elevación de talón sentado Figura 2, el movimiento se debe hacer sentado en una silla o banco y colocar las puntas de los pies sobre un escalón o cuña colocando peso sobre el cuádriceps teniendo las piernas flexionadas a 90 grados enfocándose ahora en la tensión mecánica (bajas repeticiones con cargas altas) [6].

Figura 2 Ejercicio elevación de talón sentado [7].



Para supervisar la activación en el tríceps sural el atleta tiene algunas limitaciones como los costos de las herramientas que permitan registrar la señal eléctrica en el músculo. Adicionalmente, al llevar este dispositivo al campo del deporte surgen algunas complicaciones como lo es la comodidad del atleta y el manejo óptimo del dispositivo [8], [9].

Partiendo de lo anterior surge la siguiente pregunta

¿Cómo desarrollar una herramienta portátil que permita supervisar la activación del tríceps sural en actividades de atletas enfocadas en ganancia de masa muscular?

# **OBJETIVOS DEL ESTUDIO**

## **Objetivo general**

Desarrollar un dispositivo prototipo portátil de monitoreo y registro de la señal eléctrica generada por el tríceps sural, para garantizar la correcta elección de los ejercicios enfocados en maximizar la ganancia de masa muscular

## **Objetivos específicos**

- Establecer requerimientos técnicos y de seguridad para garantizar un correcto funcionamiento del dispositivo prototipo a desarrollar.
- Diseñar un electromiógrafo que permita medir y observar la señal eléctrica del músculo mediante una interfaz gráfica.
- Implementar un dispositivo portátil con el fin de verificar su desempeño en el entorno real, supervisando las pruebas por un fisioterapeuta encargado de corregir la postura y localización de los electrodos.

## JUSTIFICACIÓN

El estudio de electromiografía se basa en captar la señal eléctrica producida por los músculos al realizar una contracción voluntaria utilizando electrodos para su registro, sus estudios han permitido avanzar en obtenciones de masa muscular [10].

Con esta primera parte se puede empezar a realizar investigaciones, aunque este estudio se enfoca en la pantorrilla, la Universidad de Cundinamarca podrá ser líder en estudios de electromiografía en diferentes grupos musculares.

Además, esta línea de investigación podría fusionarse con líneas de investigación en carreras como Ciencias del Deporte y Educación Física y generar un conocimiento tanto local como nacional.

Los principales beneficiados serían los deportistas de los gimnasios del municipio de Soacha, en la actualidad existe una gran cantidad de gimnasios y dentro del top 10 se encuentran dos cadenas grandes como lo son Smart Fit con una sede y Bodytech con dos sedes [11]

Smart Fit cuenta con 62 sedes en Colombia y finaliza el año 2018 con 172.000 usuarios y 1.200 empleados a nivel nacional. Por otro lado, Bodytech para el año 2020 termina con 96 sedes y con 200.000 afiliados en Colombia [12].

La electromiografía estudia el sistema nervioso periférico que hace referencia al nervio y al músculo, el prototipo desarrollado puede traer beneficios en el área de salud médica para diagnosticar enfermedades que tengan que ver con debilidad y pérdida de fuerza, también podría ser utilizada para localizar lesiones y enfermedades [13].

## ALCANCES Y LIMITACIONES

La herramienta portátil desarrollada permite registrar los pulsos eléctricos generados por el tríceps sural, la exactitud del dispositivo permitió evidenciar si el ejercicio se estaba realizando de forma adecuada. Se realizó el proceso de acondicionamiento y caracterización de la señal muscular utilizando un sistema de comunicación inalámbrico a través del estándar Bluetooth 2.0, la señal es visualizada en una computadora mediante la plataforma de desarrollo licenciado LabVIEW, se monitorea la señal generada y los datos son registrados en un archivo de medición binaria (TDMS) con extensión (.tdms) para visualizarlo en una hoja de cálculo de Excel.

La herramienta es cómoda y fácil de manejar para que cualquier persona pueda monitorear y ver sus resultados en tiempo real sin ninguna complicación. Además, se realizó un estudio de activación muscular con diferentes ejercicios que intervengan en mayor medida el tríceps sural (pantorrilla), analizando contracciones rápidas y lentas, con altas y bajas cargas, con ejercicios de pie y sentados. De esta manera se determinó el método de entrenamiento y posición que produce mayor activación del músculo.

El estudio se llevó a cabo a corto plazo en tres atletas con una planificación de ganancia muscular bien estructurada en un rango de edad entre los 18 y 35 años teniendo en cuenta el estudio “Aging and exercise” que define este rango de edad óptimo para la ganancia de masa muscular [14].

Es un prototipo inicial de prueba que cumple su propósito de dispositivo de apoyo. Las pruebas se deben realizar bajo la supervisión de un experto que guíe el ejercicio, corrija la postura y garantice una correcta localización de los electrodos [15].

El dispositivo no puede ser expuesto al agua y a ambientes con exceso de ruido o que intervengan con el registro de la señal, para ello se clasificó el grado de protección IP en un rango entre IP63 e IP65 mediante el estándar estadounidense ANSI/605292004, diseñado para que pueda resistir el tiempo de entrenamiento que dura entre 30 a 60 minutos funcionando con baterías recargables.

# 1.MARCO REFERENCIAL

---

En esta parte del documento se consultan diferentes investigaciones sobre electromiografía superficial además los procedimientos que se deben tener en cuenta, localización de sensores y tipos de músculos para la correcta adquisición de la señal, esto con el fin de llevar a cabo el proyecto con éxito.

## 1.1. ESTADO DEL ARTE

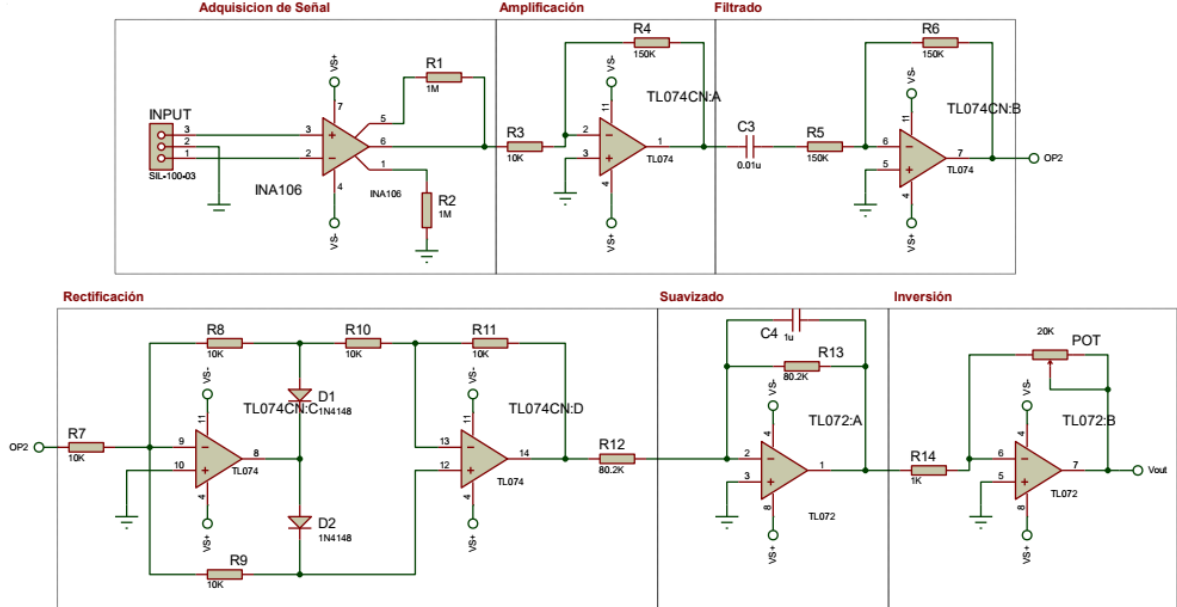
En el transcurso del tiempo, los estudios con electromiografía en el deporte han avanzado en mayor medida debido a que generan una muestra eficaz y confiable de la activación muscular permitiendo a los atletas corregir puntos débiles en el momento de realizar un ejercicio.

En este sentido se destacan diferentes investigaciones realizadas como la de Zulay Damaris quien para su proyecto de grado realiza un estudio de electromiografía ejecutando el diseño y la implementación de un circuito electrónico, utilizando amplificadores operacionales para adquirir señales EMG. El sistema se divide en 5 etapas: amplificador de instrumentación, filtro pasa banda, filtro pasa bajas y rectificador de precisión [16].

Para la conexión inalámbrica se utilizó un módulo Xbee de versión regular y su complemento de recepción USB Spark Fun Xbee las señales transmitidas se visualizaron en tiempo real con una interfaz gráfica ejecutada con el Software Processing 2.2. Explorer. Se logra validar el funcionamiento del dispositivo en todas sus fases como lo es la adquisición, transmisión y procesamiento, aunque se deben tener algunas consideraciones como lo es disponer de un ambiente controlado para la correcta adquisición de la señal. Los autores además sugieren que el dispositivo debe ser pequeño para generar una mayor comodidad al atleta en el momento de ejercitarse.

En su trabajo de León Manuel y otros [17] realiza el accionamiento de mecanismos electromecánicos a través de señales de electromiografías con una interfaz en Arduino Mega 2560 Rev. 3.0. Utilizan la amplitud de las señales EMG y definen su variación desde los  $\mu\text{V}$  hasta un rango de 10 mV, su circuito se realiza en 6 etapas que se pueden observar en la Figura 3.

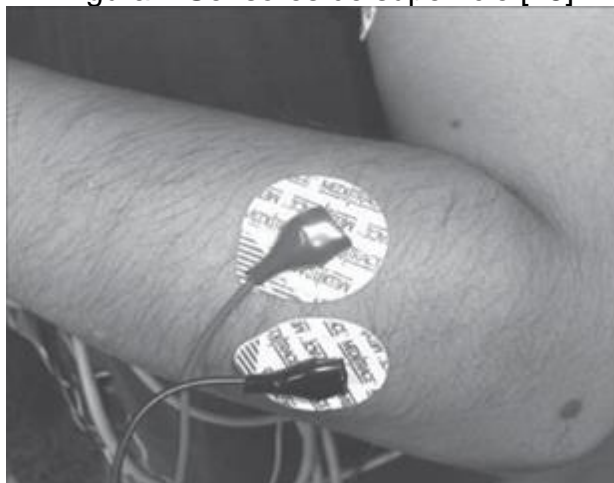
Figura 3 Esquema de un electromiógrafo [17]



Para la adquisición de la señal se analizaron variables como tiempo, intensidad de la contracción muscular y propiedades de la piel, se concluye que los resultados obtenidos permitirán avanzar en prótesis electrónicas mejorando la calidad de vida en personas con discapacidad.

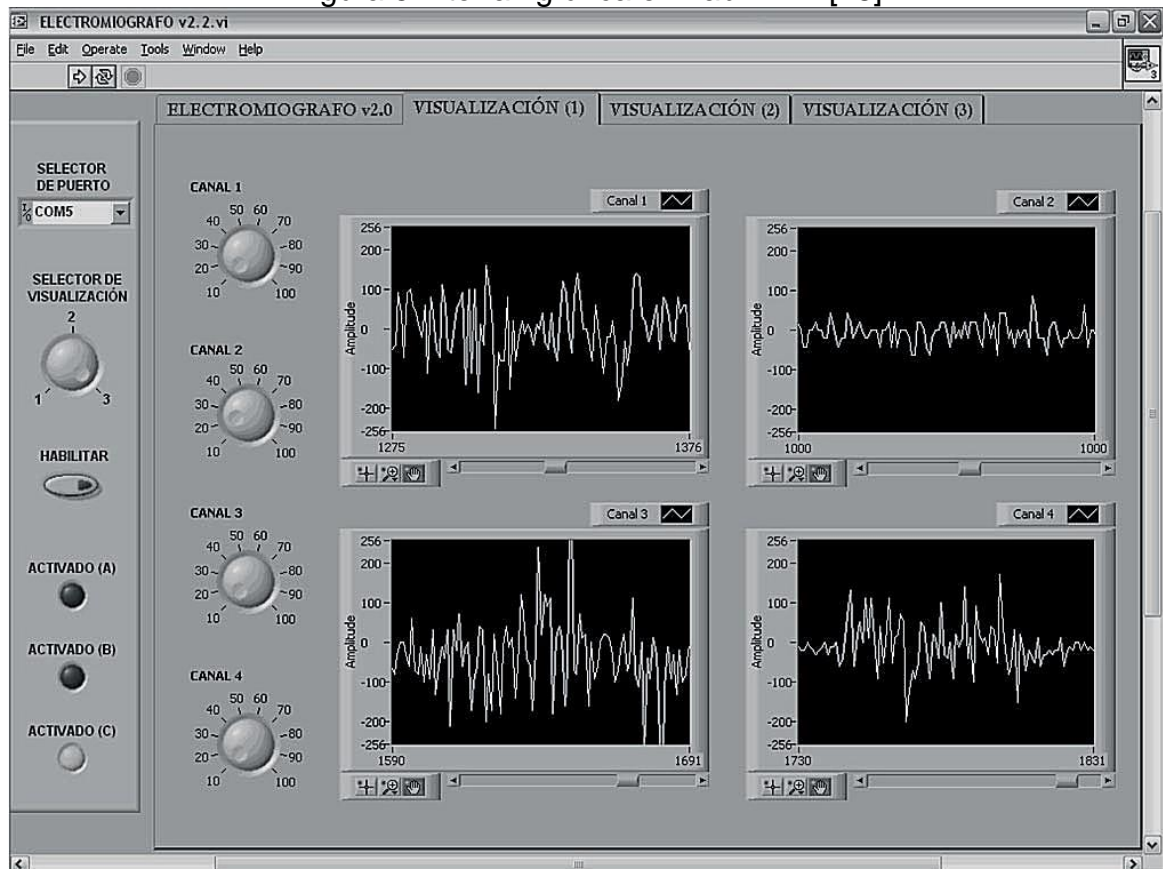
Para estudios EMG se utilizan sensores de superficie los cuales ocupan un área de alrededor de 1 cm cuadrado como lo muestra en su investigación [18], los sensores se aplican a la piel con una separación de pocos centímetros como se observa en la Figura 4.

Figura 4 Sensores de superficie [18]



El modelamiento del dispositivo fue llevado a cabo con cuatro canales, esto con el fin de visualizar mediante un monitor las señales generadas por las contracciones musculares. Para la inspección de las señales se utiliza una interfaz gráfica en LabVIEW sistema de programación gráfica que permite la adquisición, control, análisis y presentación de datos como se puede observar en la Figura 5.

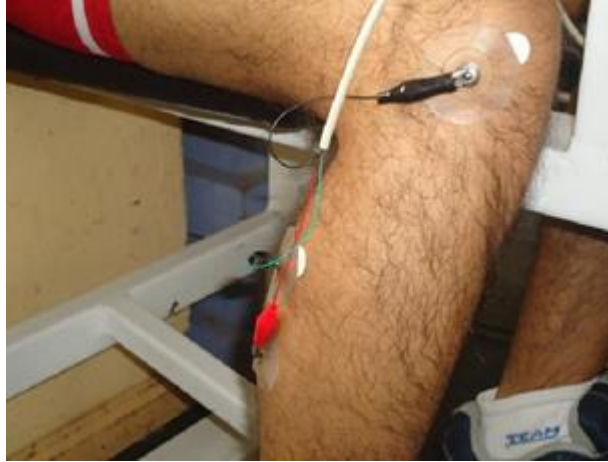
Figura 5 Interfaz gráfica en LabVIEW [18]



Los autores concluyen que para una exitosa adquisición de la señal EMG es necesario realizar buenas conexiones internas y externas con el objetivo de evitar ruido e interferencias en el momento de realizar la adquisición de la señal. De igual manera se sugiere tener conocimiento para el análisis e interpretación de datos [18].

Para realizar un correcto estudio de electromiografía se deben tener en cuenta diferentes variables como los tipos de músculo, entrenamiento y sensores como lo menciona Carlos Tipan y Washington Ortega [19]. En su trabajo de tesis utilizaron sensores de superficie como se observan en la Figura 6.

Figura 6 Sensores de superficie y toma de pruebas [19]



Para las pruebas Carlos Tipan y Washington Ortega realizaron ejercicios en los cuales analizaron diferentes pesos y manejaron un rango de 1 a 12 repeticiones dividido 9 iteraciones por grupo muscular para un total de 108 repeticiones. Utilizaron la interfaz LabVIEW e Intouch se obtuvo un 85 % de fidelidad en los datos obtenidos, esto ayudará a que las personas puedan ver su activación muscular en el momento de realizar el ejercicio.

En Colombia se han realizado muy pocos estudios de electromiografía a pesar de que su demanda es grande, debido a esto Esperanza Casallas, Lizeth Puente, Sergio Pulido [20] realizan un electromiógrafo con el fin de adquirir señales EMG de fibras musculares en extremidades inferiores procesándolas y almacenándolas en una memoria microSD siendo posteriormente analizadas por un especialista en lectura EMG.

Estas señales son visualizadas mediante una interfaz gráfica sencilla y amigable para el usuario, programada en NetBeans JAVA anexando un marcador de paso y además un aislamiento eléctrico para proteger al paciente de descargas eléctricas. La interfaz gráfica se muestra en la Figura 7.

Figura 7 Interfaz gráfica en NetBeans JAVA[20]



Se concluye que el uso de electromiografía ayuda a diagnosticar problemas musculares que se pueden adquirir a largo plazo y obtener una corrección de forma inmediata. La comprobación de los datos se realizó mediante la asistencia de un especialista en ortopedia.

El Doctor Henry León y Farid Nafah Realizan una sesión exploratoria de electromiografía utilizando un dispositivo de 3 canales que registra la activación muscular del deltoides, tríceps y pecho al realizar el ejercicio press de banca plano con barra como se observa en la Figura 8. Realizaron ejercicios de estrés metabólico y tensión mecánica con una misma ejecución en todas las repeticiones [21].

Figura 8 Interfaz gráfica y ejercicio press de banca con barra [21]



Analizando diferentes tipos de agarres en el momento de realizar el ejercicio. Con un agarre biacromial (ancho de los hombros), se observa una gran activación del pecho y deltoides pero no del tríceps. Con un agarre más abierto del ancho biacromial el tríceps se ve un poco más comprometido en la última fase de la extensión y por último un agarre más cerrado que el ancho biacromial el tríceps y el deltoides prima en su activación en comparación al pecho.

Se puede concluir que la activación muscular del pecho es más alta y menos lesiva con un agarre biacromial, aunque el deltoides en todos los ejercicios presenta una gran activación. Con esta primera sesión podrán realizarse investigaciones de electromiografía de diferentes grupos musculares y analizar diferentes variables de entrenamiento además la prevención de lesiones.

Con las diferentes investigaciones consultadas se puede iniciar un estudio de electromiografía superficial mediante un dispositivo inalámbrico de un canal registrando la señal emitida. Se tendrán en cuenta las diferentes recomendaciones como la preparación del atleta, control de ambiente y materiales especiales para el uso de la electromiografía.

## 1.2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Los músculos del cuerpo humano cuentan con características específicas según el grupo muscular, en esta parte del documento observaremos cada una de ellas además el uso y localización de electrodos en el tríceps sural.

### 1.2.1 TIPOS DE MÚSCULO

El cuerpo humano se contiene de muchos y diferentes tipos de músculos como son los músculos esqueléticos, músculos lisos y músculos cardiacos [22].

#### **Músculos lisos**

Los músculos lisos se encuentran en las paredes internas de viseras y órganos del cuerpo humano, sus contracciones son involuntarias generadas por el sistema nervioso autónomo y una de las acciones más conocida es la motilidad que permite movilizar los alimentos por el aparato digestivo [22].

#### **Músculos cardiacos**

Los músculos cardiacos principalmente se ubican en el corazón y se dividen en tres capas diferentes endocardio, miocardio y pericardio. Este músculo se encarga de realizar una contracción en respuesta a las fibras que dan señales de conducción y contracción con el fin de realizar el ciclo cardiaco [22]

#### **Músculos esqueléticos**

Los músculos esqueléticos están constituidos por fascículos musculares formados, que a su vez conforman conjuntos de fibras musculares las cuales se insertan en el hueso por los tendones, recorridos por vasos sanguíneos y fibras nerviosas, la fibra muscular esquelética y sus características principales es la excitabilidad que se refiere a percibir un estímulo y responder al mismo [23].

La contractibilidad es la capacidad de contraerse con fuerza especialmente en el tejido muscular elasticidad que se define como la capacidad que tiene el músculo de acortarse y recuperar su longitud de descanso. La extensibilidad es la propiedad que tiene las fibras musculares se estiran más allá de la longitud del descanso, plasticidad propiedad que tiene el cuerpo de adaptarse algún tipo de esfuerzo [23].

## 1.2.2 FIBRAS MUSCULARES

Dentro de los grupos musculares existen distintos tipos de fibras y estas se clasifican en función de miosina presente en la célula y de la velocidad de acortamiento de la fibra existen fibras musculares en humanos: tipo I tipo IIA tipo IIX [24].

### Fibras musculares tipo I

Fibras musculares lenta contiene gran número de mitocondrias debido a esto su metabolismo aeróbico es alto y con una mayor resistencia a la fatiga [24].

### Fibras musculares tipo II

Fibras musculares rápidas con numero exceso de mitocondrias por ende metabolismo aeróbico bajo y menor resistencia a fatiga.

Fibras musculares con mezcla entre el tipo II y tipo I y realizan estados transitorios entre ellas.

Se puede observar las diferentes características de las fibras en la Tabla 1 [24].

Tabla 1 Tipo de fibras musculares

Tipo de fibras musculares			
Características	Tipo I, contracción lenta	Tipo II, contracción rápida	Tipo IIb, contracción rápida
Capacidad oxidativa	Alta	Moderadamente alta	Baja
capacidad glucolítica	Baja	Alta	Muy alta
Velocidad contráctil	Lenta	Rápida	Rápida
Resistencia a la fatiga	Alta	Moderada	Baja
Fuerza de la unidad motora	Baja	Alta	Alta

## 1.2.3 ELECTRODOS Y SU LOCALIZACIÓN

Para obtener señales electromiografías se pueden utilizar electrodos de superficie o intramusculares como lo define el Grupo de Investigación Biomédica. La amplitud y la anchura de una señal EMG no solo está definida por fuentes electrofisiológicas sino también por los tipos y tamaños de electrodos los electrodos están hechos de

cloruro de plata con pasta de cloruro debido a su reducción de ruido y propiedad de estabilidad [25].

Los electrodos de superficie se utilizan para estudiar el músculo superficial la dilatación entre estos determina la recepción del tejido, de preferencia para adquirir señales EMG se utilizan los electrodos circulares 10 mm [25].

La distancia entre los electrodos se define como la distancia de centro a centro entre las áreas conductoras (electrodos) que suele tener una distancia de 20 mm como se muestra en la Figura 9. La distancia de los electrodos no debe exceder  $\frac{1}{4}$  de la longitud de la fibra muscular con el fin de evitar grabaciones inestables [26].

Figura 9 Electrodo superficial [26]

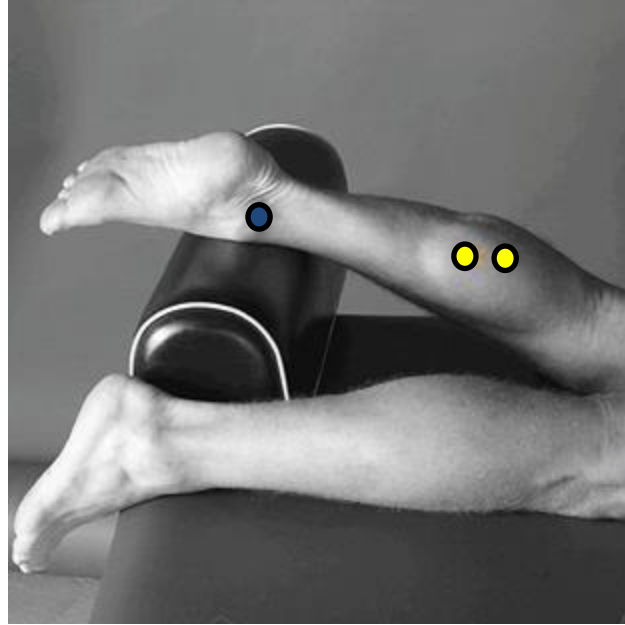


El electrodo debe colocarse en un lugar en el que se pueda obtener una buena señal EMG además debe ser estable y define estos factores en la presencia de puntos motores y tendones musculares además de otros músculos activos cerca del sensor [26].

### **Localización de los electrodos**

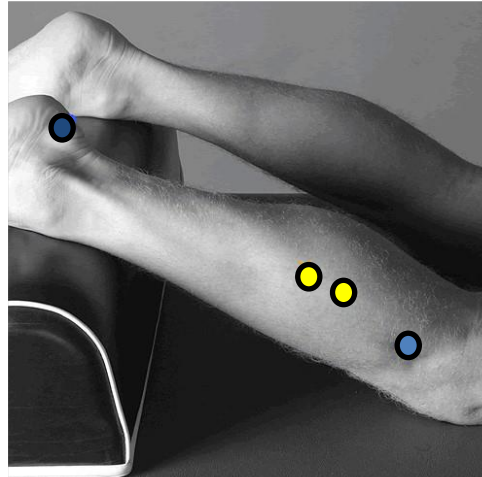
Para el Gastrocnemio medial Seniam define su localización de los electrodos en la protuberancia más prominente del músculo como se muestra en la Figura 10 en dirección de la pierna y el electrodo de referencia alrededor del tobillo [26].

Figura 10 Gastrocnemio medial [26]



Para la ubicación del sensor en el músculo gastrocnemio lateral deben colocarse a  $1/3$  de la línea entre la cabeza del peroné y el talón como se muestra en la Figura 11, se puede fijar el electrodo con cinta, anillos de doble cara o banda elástica [26].

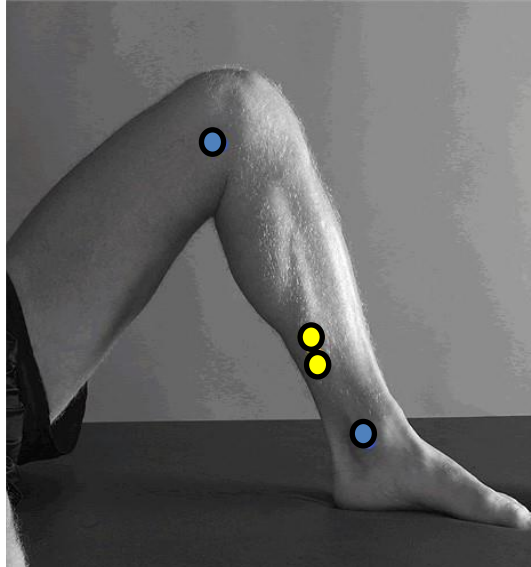
Figura 11 Gastrocnemio lateral [26]



Para la ubicación del sensor en el soleo deben colocarse a  $2/3$  de la línea entre el cóndilo medial del fémur y el maléolo medial en dirección de la línea dentro del cóndilo y el maléolo mediales. El electrodo de referencia se colocó alrededor del tobillo la distancia de los electrodos es de 20 mm [26].

El músculo soleo tiene la función de realizar la flexión de la articulación del tobillo como se muestra en la Figura 12, se puede fijar el electrodo con cinta, anillos de doble cara o banda elástica [26] .

Figura 12 Músculo soleo [26]



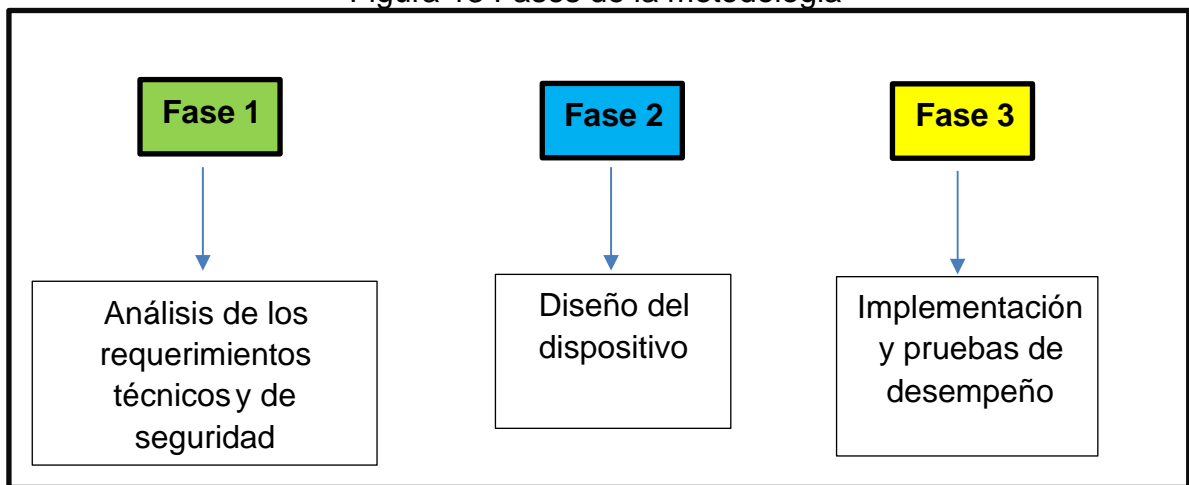
## 2 DISEÑO METODOLÓGICO

---

### 2.2 METODOLOGÍA

El proyecto se desarrolló de forma progresiva, cumpliendo cada uno de los objetivos específicos y de acuerdo con 3 fases como se observa en la Figura 13.

Figura 13 Fases de la metodología



Se describe cada una de las fases.

#### ■ Análisis de los requerimientos técnicos y de seguridad.

Inicialmente, se realiza el análisis del entorno donde funciona el dispositivo con el fin de generar comodidad en el atleta, se definen las dimensiones del dispositivo y se seleccionan los materiales para garantizar un grado de protección IP contra objetos sólidos y líquidos.

Garantizar la seguridad del atleta es lo primordial por lo tanto el dispositivo es seguro para ser usado en personas, para ello se seleccionan los valores mínimos de tensión y corriente de operación.

Finalmente, se seleccionan los componentes adecuados del dispositivo y la localización de los sensores en el músculo para permitir el correcto procesamiento de la señal.

## ■ **Diseño del dispositivo**

Se diseña el circuito esquemático electrónico por etapas basado en la adquisición, amplificación y transmisión de la señal en el programa LTspice, posteriormente se diseña la tarjeta electrónica con representación 3D en PCB de la etapa análoga y digital. Teniendo en cuenta el tamaño de los componentes seleccionados anteriormente, se diseña la caja en el programa Adobe Illustrator y se diseña la interfaz gráfica utilizando el programa LabVIEW.

## ■ **Implementación y pruebas de desempeño.**

Se realiza el proceso de acondicionamiento y caracterización de la señal muscular utilizando un sistema de comunicación inalámbrico para la transmisión de datos. Además, se ensambla el equipo con base en los materiales anteriormente seleccionados de protección IP, se realizan las pruebas de protección contra los objetos sólidos y líquidos.

Posteriormente se realizan las pruebas de desempeño con la participación autorizada de tres atletas, se les informa sobre los riesgos y beneficios que tiene el proceso de la adquisición de la señal EMG mediante el consentimiento informado MCTr053\_V2 y ESGrSSI-F012\_V1.

Por último, las pruebas son supervisadas por la fisioterapeuta encargada de la localización de los electrodos, la entrenadora se encarga de dirigir el ejercicio.

### 3 DESARROLLO DEL PROTOTIPO EMG

---

En este capítulo se presentan cada una de las fases planteadas en la anterior sección, desarrollando las actividades con el fin de implementar el dispositivo.

#### 3.1 ANÁLISIS DE LOS REQUERIMIENTOS TÉCNICOS, DE SEGURIDAD Y TAMAÑO DEL DISPOSITIVO

Las señales bioeléctricas son señales muy pequeñas producidas por los músculos y que se pueden observar mediante el dispositivo biomédico electromiógrafo (EMG).

Según la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica (International Society of Electrophysiological Kinesiology) la señal EMG debe cumplir con los parámetros que se muestran en la Tabla 2 [27].

Tabla 2 Parámetros esenciales utilizados en electromiografía

<b>Parámetros iniciales</b>	<b>Tipo de valor</b>
Ganancia de salida total	51 dB-77 dB (500 veces-7000 veces)
Frecuencia central de la señal bioeléctrica	5 Hz-500 Hz
Ruido ambiental	60 Hz
Frecuencia de corte más baja	5 Hz
Frecuencia de corte superior	1500 Hz
Tipo de electrodo	Electrodo de superficie gelificado
Configuración de electrodos	2 electrodos señal y 1 de tierra
Configuración de los filtros	Butterworth

Según los componentes seleccionados se plantea un tamaño de 6 cm de ancho, 8 cm de largo y 3 cm de alto, el circuito electrónico será reducido y se dividirá el espacio de tal forma que se puedan integrar los componentes, el dispositivo debe ser de un tamaño que permita al atleta hacer ejercicio y sentirse cómodo.

### 3.1.1 REQUERIMIENTOS TÉCNICOS DE CONSUMO ENERGÉTICO

La duración de las baterías para que el dispositivo funcione adecuadamente estará dada por la ecuación (10).

$$H = \frac{W_B}{W_C} \quad (1)$$

Para encontrar las horas de duración de las baterías primero se halla la potencia que puede suministrar la batería, a partir de la multiplicación de su voltaje y corriente de operación como se observa en la ecuación (2).

$$W_B = 3.7 V \times 800 mA \quad (2)$$

Se obtiene,

$$W_B = 2.96 Wh$$

Luego se halla la potencia del circuito a partir de la multiplicación del voltaje que otorga la batería y la corriente que requiere el circuito como se observa en la ecuación (3).

$$W_C = V_B \times I_C \quad (3)$$

Remplazando,

$$W_C = 3.7 V \times 62 mA$$

Se obtiene,

$$W_C = 229.3 mW$$

Por último, se hallan las horas de trabajo con el dispositivo encendido remplazando los valores de la ecuación (10), a partir de la división de las potencias encontradas anteriormente.

$$H = \frac{2.96 Wh}{229.3 mW}$$

Se obtiene,

$$H = 12.9 \text{ Horas}$$

Donde:

- $V_B$  = voltaje de la batería
- $I_C$  = Corriente consumida del circuito 62 mA (suma del consumo de cada componente)
- $I_B$  = corriente de la batería
- $W_B$  = Potencia de la batería
- $W_C$  = Potencia consumida de la batería
- $H$  = Horas de consumo

### **3.1.2 REQUERIMIENTOS DE SEGURIDAD PARA USAR EN PERSONAS**

La electromiografía de superficie tiene varias ventajas y una de estas es el bajo riesgo de corrientes eléctricas sin embargo existe una norma técnica de seguridad eléctrica NTC-IC-60601-1[28] la cual describe los requerimientos de seguridad para equipos electromédicos asegurando la protección del paciente, del operador y el entorno[29].

Para Las pruebas de seguridad eléctrica se determinó si el dispositivo bajo prueba cumple con valores máximos de tensión, corriente y resistencia definidos en esta norma NTC-IC-60601-1.

Para verificar la seguridad en equipos electromédicos se utiliza el analizador FLUKE ESA601. Este analizador verifica las múltiples fugas eléctricas, el cual presenta una resistencia interna que simula la impedancia baja que se podría presentar en condiciones críticas. Estas fugas eléctricas son las siguientes.

- Tensión de red: Tensión medida sobre la red del circuito.
- Corriente de fuga: corriente que no es funcional, se definen de fuga las corrientes de fuga a tierra.
- Corriente de fuga envolvente: corriente que circula desde una de sus partes a tierra través de una conexión conductora externa diferente al conductor de protección de tierra.
- Corriente auxiliar de paciente: corriente que circula por el paciente, no destinada a producir efecto fisiológico.
- Corriente de fuga de paciente: corriente que circula desde la parte aplicable a tierra del paciente.

Los valores admisibles de estas diferentes corrientes de fuga permanentes se dan en miliamperios y se pueden observar en la Tabla 3.

Los valores se toman en dos condiciones. Condición normal (C.N) en la cual todos los medios proporcionados para la protección contra riesgos de seguridad están instalados. Condición de primer defecto (C.P.D) en la que el dispositivo presenta una condición anormal externa o uno de los medios de protección es defectuoso, defínase notas 2, 3, 4 y 5, como las observaciones del documento NTC-IC-60601-1 [28].

Tabla 3 Valores admisibles de corrientes en miliamperios (mA)

Corriente		Tipo B		Tipo BF		Tipo CF	
		C.N	C.P. D	C.N	C.P. D	C.N	C.P. D
Corriente de fuga a la tierra general		0.5	11	0.5	11	0.5	11
Corriente de fuga a tierra para equipos según las notas 2 y 4		2.5	5	2.5	5	2.5	5
Corriente de fuga a tierra para equipos según las notas 3		5	10	5	10	5	10
Corriente de fuga de la envolvente		0.1	0.5	0.1	0.5	0.1	0.5
Corriente de fuga de paciente de acuerdo con la nota 5	Corriente continua	0.01	0.05	0.1	0.5	0.1	0.5
	Corriente alterna	0.1	0.5	0.1	0.5	0.001	0.005
Corriente de fuga de paciente (Tensión de alimentación en la parte de entrada o salida de la señal)		-	5	-	-	-	-
Corriente de fuga de paciente (tensión de alimentación en la parte aplicable)		-	-	-	5	-	0.05
Corriente auxiliar de paciente de acuerdo con la nota 5		0.01	0.05	0.01	0.05	0.01	0.05

### 3.1.3 CLASIFICACIÓN DE EQUIPOS ELECTROMÉDICOS

La norma NTC-IC-60601-1 clasifica los diferentes equipos electromédicos según la clase y tipo. La electromiografía hace parte de la clase I y tipo CF. En la Tabla 4 se puede observar su clasificación [28]

Tabla 4 Clasificación de equipos electromédicos

Equipo	Clasificación	
Electrofisiógrafo Datalab 2000	Clase I	Tipo CF
Fibroscopio AMD 400S	Clase I	Tipo BF
Ultrasonido Terason US System 128 4C2	Clase I	Tipo BF
Estetoscopio smarhsteth	Clase II	Tipo BF

Clase I se define como “Equipo en el que la protección contra las descargas eléctricas no se apoya únicamente en el aislamiento básico, sino que incluye una medida de seguridad adicional consiste en la conexión del equipo conductor a tierra, que forma parte del cableado fijo de instalación, en forma que las partes metalizadas accesibles no puedan hacerse activas en caso de un fallo de aislamiento básico” [28].


De tipo CF se define como “proporcionan el más alto grado de protección al paciente este grado de protección se alcanza incrementando el aislamiento de las partes puestas a tierra y de otras partes accesibles del equipo, limitando además la magnitud del flujo posible de corriente a través del paciente” [28].

#### **Simbología para el dispositivo**

Los símbolos se utilizan para obviar las diferencias de lenguaje y permitir comprensión de alguna indicación para el caso de dispositivo de tipo CF se puede observar en la Tabla 5 [28].

- 878 se refiere a Símbolos gráficos para los equipos eléctricos en la práctica médica
- 02 05 ubicación en la norma IEC

Tabla 5 Simbología del dispositivo

Símbolo	IEC	Descripción
	878 02 05	Equipo con partes aplicables de tipo CF

### 3.1.4 CLASIFICACIÓN DEL GRADO DE PROTECCIÓN IP MEDIANTE EL ESTÁNDAR ESTADOUNIDENSE ANSI/60529-2004.

El dispositivo desarrollado no podrá ser expuesto al agua y a ambientes con exceso de ruido y polvo o que intervengan con el registro de la señal para esto servirá clasificar el grado de protección IP.

El estándar ANSI/60529-2004 se utiliza para el equipamiento eléctrico y/o electrónico de diferentes dispositivos de uso industrial.

En la actualidad la gran mayoría de sensores que hay en el mercado tiene un nivel mínimo de protección IP67, de modo que están hechos para resistir ambientes agresivos de la industria.

La nomenclatura estándar ANSI/60529-2004 se establece con las siglas IP (Ingress Protection) seguidas de dos números como se muestra en la Figura 14, el primero hace referencia al nivel de protección contra ingresos de objetos sólidos con un nivel de 0-6 y el segundo hace referencia al nivel de protección contra ingresos de objetos líquidos con un nivel de 0-8 [30].

Figura 14 Protección IP



Se selecciona un grado de IP65 después de haber hecho la selección del componente y el análisis de entorno donde funcionará el dispositivo, con un nivel 6 contra objetos sólidos quiere decir que el polvo no podrá entrar en ninguna circunstancia. Por otro lado, con un nivel de 5 contra el ingreso de agua, ya que el sudor del atleta o algún tipo de líquido derramado por error sobre el dispositivo no

debe entrar al dispositivo comprometiendo el funcionamiento y pudiendo generar algún corto u otro tipo de falla.

### **3.1.5 PARÁMETROS NECESARIOS PARA EL DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA**

La grafica se compone de un eje X y un eje Y. El eje X de la gráfica hace referencia al intervalo de tiempo de análisis del ejercicio y está dado en ms (milisegundos), el eje Y hace referencia a la amplitud relacionada al pico de voltaje que se amplifica de la contracción muscular y está dada en veces en un rango de 0 a 1000.

La interfaz deberá mostrar el voltaje máximo amplificado que oscila entre 0 y 3 V ya que esta es la ventana de voltaje proporcionada por las baterías, este voltaje está asociado con la ganancia, siendo 3 V el equivalente de 600 veces de ganancia. El dispositivo está diseñado con el fin de amplificar hasta 1000 veces siempre y cuando se utilicen unas baterías con mayor voltaje.

La aplicación debe tener dos gráficas, la primera muestra la señal EMG amplificada y la segunda muestra la envolvente de esta señal observadas en la sección 3.2.6, Figura 34 donde se pueden leer los picos de contracción más alta de cada pulso.

## 3.2 DISEÑO

Se tiene en cuenta el sistema para la adquisición de la señal EMG desde la toma de la señal en el atleta hasta la visualización, como se muestra en la Figura 15, El dispositivo cuenta con tres etapas, la primera es la etapa de suministro de energía, la segunda es la etapa análoga que va desde la adquisición de la señal hasta el acondicionamiento de la señal y la tercera es la etapa digital que es la conexión inalámbrica [31].

Figura 15 sistema para la adquisición de la señal



### 3.2.1 PARÁMETROS ESENCIALES PARA EL DISEÑO DEL ELECTROMIÓGRAFO

Se usan amplificadores operacionales y de instrumentación para la adquisición de la señal porque proporcionan gran ganancia de entrada permitiendo amplificar la señal del músculo ya que es muy pequeña. No hay un esquema circuital general para electromiografía, este depende de cada diseñador siempre y cuando cumpla con los parámetros de instrumentación emg de la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica [27].

Normalmente se diseña un filtro notch (rechaza banda) para reducir la interferencia de línea eléctrica (50 Hz o 60 Hz). Preferiblemente, no debería utilizarse ya que la señal puede contener elementos de gran relevancia en estas frecuencias, además la fase tiende a cambiar abruptamente en la frecuencia rechazada y puede distorsionar la señal [27].

Se comparan los componentes que cumplan con los parámetros esenciales y que estén disponibles en el mercado como se observa en la Tabla 6, para la comparación se tienen en cuenta los siguientes parámetros.

- Para el amplificador de instrumentación factor de rechazo en modo común por sus siglas en inglés Common Mode Rejection Ratio (CMRR) alto, esto para rechazar el mayor ruido posible en la señal de entrada.  $CMRR > 120$  dB.
- Para todos los amplificadores ancho de banda de ganancia de superficie por sus siglas en inglés Gain Bandwidth Product (GBP)-  $GBP > 1$  MHz
- Corriente de polarización de entrada baja  $I_b < 7$  nA
- Fuente de alimentación de 3.7V.

Tabla 6 Comparación de los elementos

<b>AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN</b>				
	CMRR	GBP	$I_b$	Alimentación
AD620	130 dB	1MHz	13nV	2.3 V – 18 V
INA114	110 dB	1MHz	3mA	15 V
INA128	120 dB	1.3MHz	5nA	12 V
<b>AMPLIFICADOR OPERACIONAL</b>				
	CMRR	GBP	$I_b$	Alimentación
AD8574	140 dB	1.5 MHz	1 nA	18 V
LM348	120 dB	1 MHz	30 mA	15 V
TL084	86 dB	3 MHz	400 pA	12 V

De la Tabla 6 se seleccionan el amplificador de instrumentación INA 128 y el amplificador operacional TL084, El diodo Schottky 1N5819 fue elegido debido a su baja caída de tensión en directa y precisión para rectificar la señal.

Los materiales son seleccionados con el fin de obtener el menor consumo posible, maximizar la duración de las baterías y cumplir con los parámetros esenciales utilizados en electromiografía que se observan en Tabla 2.

### 3.2.2 DISEÑO DE LA ETAPA DE SUMINISTRO DE ENERGÍA

Se conectan 2 baterías lipo de 3.7 V a 400mA/h que se observa en la Figura 16, estas dos baterías se conectan en serie con una tierra en común, al conectar las baterías de esta forma se obtienen 400mA/h con un voltaje simétrico de  $\pm 3.7V$  respectivamente. Se seleccionan porque sus medidas de 43 x 21 x 9 mm son óptimas para minimizar el espacio.

Figura 16 Baterías lipo de 3.7 V

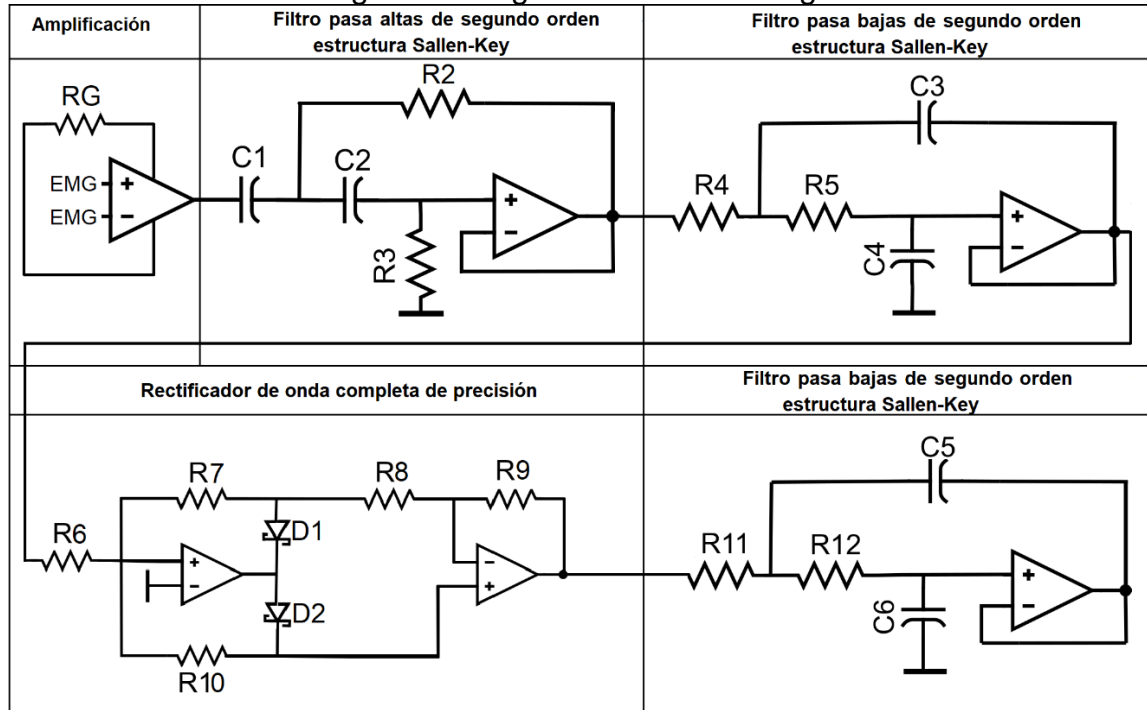


### 3.2.3 DISEÑO DE LA ETAPA ANÁLOGA

Esta etapa consiste en la adquisición y acondicionamiento de la señal, el circuito fue diseñado con base al libro guía amplificadores operacionales y circuitos integrados [32], principios de electrónica [33] y según los parámetros a cerca de los filtros de la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica [27].

El circuito está compuesto por un amplificador de instrumentación, un filtro pasa altas activo de segundo orden estructura Sallen-Key con aproximación de Butterworth, un filtro pasa bajas activo de segundo orden estructura Sallen-Key con aproximación de Butterworth, un rectificador de onda completa de precisión y por último un filtro pasa bajas activo de segundo orden estructura Sallen-Key con aproximación de Butterworth, el diagrama del circuito se puede observar en la Figura 17.

Figura 17 diagrama circuito análogo



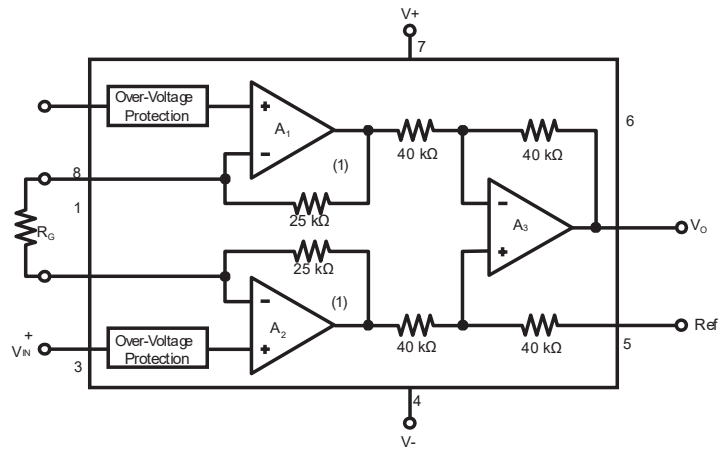
## ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL (AMPLIFICACIÓN)

Se selecciona el Amplificador de instrumentación INA 128. Cuenta con:

- Voltaje de alimentación doble 2.7 V a 12 V
- Ancho de banda: 1.3 MHz
- CMRR: 120 dB
- Temperatura de operación: -40 °C a 85 °C

Su diseño esquemático se puede observar en la Figura 18 [34].

Figura 18 Diseño esquemático amplificador INA 128



### Amplificación

Según la hoja de datos del amplificador de instrumentación INA 128, la ganancia se ve afectada por la  $R_G$  (elemento con el que se fija la ganancia diferencial del amplificador), este amplificador elimina ruido por su alto CMMR (factor de rechazo al modo común), lo que se busca es una ganancia de 1000 veces para cumplir con los parámetros mínimos según la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica como se observa en Tabla 2.

La ecuación (4) corresponde a la ganancia del amplificador de instrumentación.

$$G = \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} - 1 \quad (4)$$

Se despeja  $R_G$  como se observa en la ecuación (5).

$$R_G = \frac{50 \text{ k}\Omega}{(G+1)} \quad (5)$$

Reemplazando,

$$R_G = \frac{50 \text{ k}\Omega}{(1000+1)}$$

Se obtiene,

$$R_G = 47 \text{ }\Omega$$

## Acondicionamiento de la señal (filtrado y rectificación)

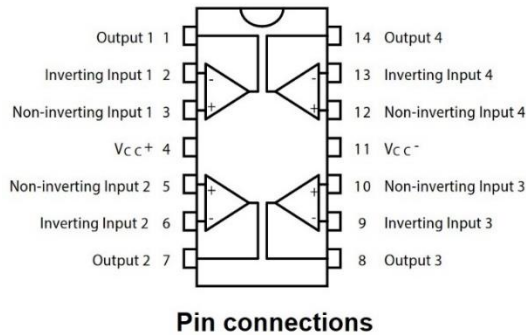
Se elimina el ruido del ambiente y de otras señales que no son de electromiografía con el amplificador operacional cumpliendo con los parámetros esenciales utilizados en electromiografía como se observa en la Tabla 2.

Se selecciona el amplificador operacional TL084. Cuenta con:

- Voltaje de alimentación doble 2.7 V a 12 V.
- Ancho de banda: 4 MHz
- CMRR: 98 dB
- Temperatura de operación: -40 °C a 85 °C

Su diseño esquemático se puede observar en la Figura 19.

Figura 19 Diseño esquemático amplificador operacional TL084 [35].



Se utilizan filtros con aproximación de Butterworth porque presenta una amortiguación crítica máximamente plana sobre la curva de magnitud dentro de la banda de paso, ya que esta configuración permite que la ganancia sea unitaria es el más adecuado para el dispositivo según la sociedad internacional de Kinesiología Electrofisiológica como se observa en la Tabla 2.

El valor del factor de calidad Q depende de la aproximación Butterworth, para esta se utilizan  $Q= 0.7071$  y  $R = R_1= R_2$ .

La frecuencia de corte para el filtro pasa bajas 723 Hz y pasa altas 15 Hz está dado por la ecuación (6).

$$f_c = \frac{1}{2\pi R\sqrt{C_1 C_2}} \quad (6)$$

Despejando R de (6) se obtiene la ecuación (7).

$$R = \frac{1}{2\pi f_c \sqrt{C_1 C_2}} \quad (7)$$

La ecuación del factor de calidad Q está dada por la ecuación (8).

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{C_1}{C_2}} \quad (8)$$

Despejando C2 de (8) se obtiene la ecuación (9).

$$C_2 = 0.5 \frac{C_1}{Q^2} \quad (9)$$

### **Filtro pasa altas de segundo orden estructura sellen-key**

Se diseña un filtro pasa altas activo de segundo orden estructura Sallen-Key con aproximación de Butterworth que se puede observar en la Figura 20, el cual atenúa las frecuencias por debajo de 15 Hz y permite el paso de la señal con frecuencia superior a  $f_c$  (frecuencia de corte).

Se calcula  $C_2$  a partir de la ecuación (9), reemplazando  $C_1 = 100 \text{ nF}$  y  $Q = 0.7071$ ,

$$C_2 = 0.5 \frac{100 \text{ nF}}{0.7071^2}$$

Se obtiene,

$$C_2 = 100 \text{ nF}$$

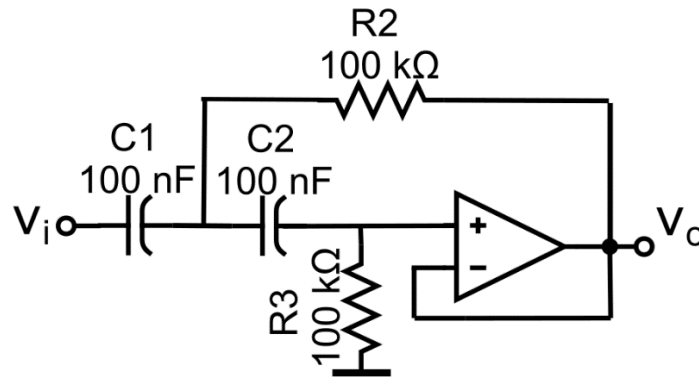
Se calcula R a partir de la ecuación (6) reemplazando  $C_1 = 100 \text{ nF}$ ,  $C_2 = 100 \text{ nF}$  y  $f_c = 15 \text{ Hz}$ ,

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot 15 \text{ Hz} \sqrt{100 \text{ nF} \cdot 100 \text{ nF}}}$$

Se obtiene,

$$R = 106 \text{ K}\Omega \approx 100 \text{ K}\Omega$$

Figura 20 Filtro pasa altas de segundo orden estructura sellen-key



### Filtro pasa bajas de segundo orden estructura sellen-key

Se diseña un filtro pasa bajas activo de segundo orden con aproximación de Butterworth que se puede observar en la Figura 21, el cual atenúa las frecuencias por encima de 723 Hz y permite el paso de la señal por debajo de  $f_c$  (frecuencia de corte), se hace con base a esta frecuencia para cumplir con los parametros de la Sociedad Internacional de kinesiología Electrofisiológica como se observa en la Tabla 2.

Se calcula  $C_4$  a partir de la ecuación (9), reemplazando  $C_3= 220 \text{ nF}$  y  $Q= 0.7071$ ,

$$C_4 = 0.5 \frac{220 \text{ nF}}{0.7071^2}$$

Se obtiene,

$$C_4 = 220 \text{ nF}$$

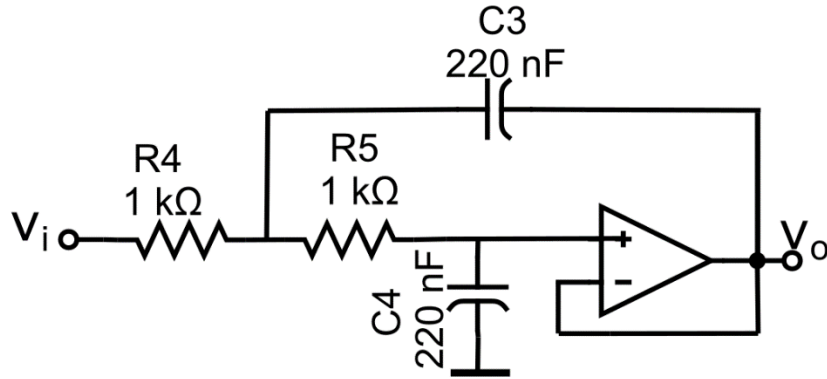
Se calcula R a partir de la ecuación (6) reemplazando  $C_1= 220 \text{ nF}$ ,  $C_2= 220 \text{ nF}$  y  $f_c= 723 \text{ Hz}$ ,

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot 723 \text{ Hz} \cdot \sqrt{220 \text{ nF} \cdot 220 \text{ nF}}}$$

Se obtiene,

$$R = 1 \text{ k}\Omega$$

Figura 21 Filtro pasa bajas de segundo orden estructura Sallen-Key



### Rectificador de onda completa de precisión

Convierte corriente alterna CA en corriente continua CC y transforma la forma de ondas negativas a positivas. La variación de amplitud de la señal rectificada de onda completa proporciona una buena indicación de los cambios en el nivel de contracción muscular además permite que el usuario observe de una mejor forma la señal, además, junto al último filtro pasa bajas son esenciales para generar la señal envolvente.

El esquema se puede observar en la Figura 22.

Los valores de las resistencias están dados por la ecuación 10 donde  $R = R_7 = R_8 = R_9 = R_{10}$

$$R = 2R_6 \quad (10)$$

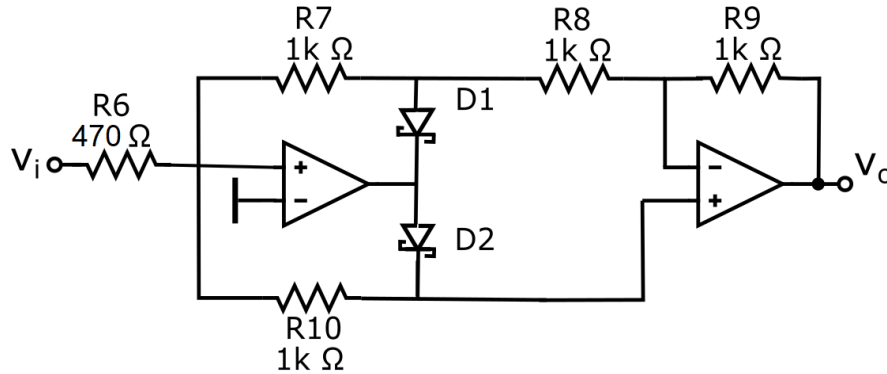
Asumiendo  $R_6 = 470 \Omega$ ,

$$R = 2(470 \Omega)$$

Se obtiene,

$$R = 940 \Omega \approx 1 \text{K}\Omega$$

Figura 22 Rectificador de onda completa



### Simulación

La simulación del circuito fue realizada en LTspice dado que es gratuito y presenta un alto desempeño comparado con otros softwares de versión paga [36] y debido al nivel de experticia para su manejo.

El circuito analógico está diseñado para operar con alimentación simétrica de  $\pm 3.7$  V, la señal de entrada simulada fue una señal de CA de 2 mV pico a pico a 160 Hz. Los componentes utilizados fueron de la tecnología de agujero pasante ya que el costo para realizar el montaje y el envío en tecnología montaje superficial (SMT) de sus siglas en inglés (surface-mount technology) era muy alto y no se contaba con los instrumentos para implementarlo la comparación de precios se puede observar en la Tabla 7, el costo total en tecnología (SMT) se obtuvo de una cotización con la empresa JLCPCB en donde incluía componentes, ensamble y envío.

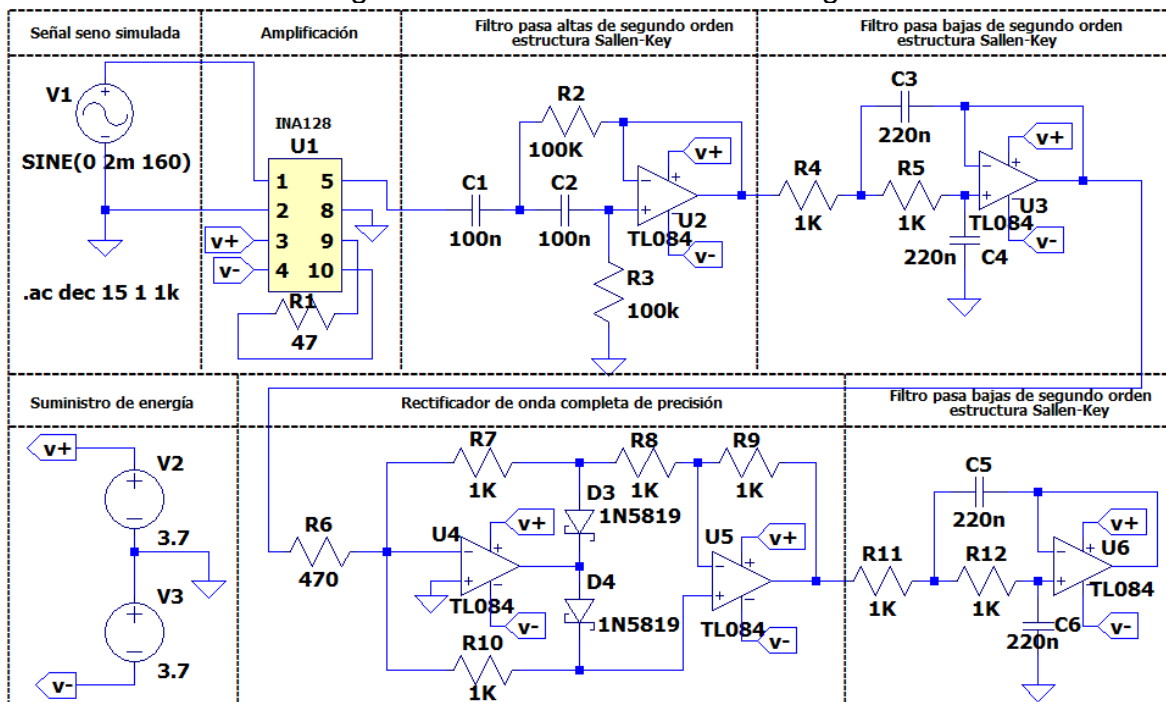
Tabla 7 comparación de precios en tecnología de agujero pasante y tecnología SMT

	Tecnología agujero pasante	Equivalente	Tecnología SMT
Amplificador de instrumentación INA128	\$12.000 pesos	Amplificador de instrumentación AD620	\$16.000 pesos
Amplificador operacional TL084 * 3 unidades	\$6.000 pesos	Amplificador operacional LM324*2 unidades	\$10.000 pesos
Resistencias * 12 unidades	\$600 pesos	Resistencias * 12 unidades	\$2.000 pesos

Condensadores * 5	\$1000 pesos	Condensadores * 5	\$2.000 pesos
Impresión PCB	\$10.000 pesos	Impresión PCB	\$142.000 pesos
Ensamble de componentes y envío	Recursos propios	Ensamble de componentes y envío	\$489.000
total	\$29.600 pesos	total	\$661.000 pesos

La simulación del circuito análogo se puede observar en la Figura 23.

Figura 23 Simulación circuito análogo

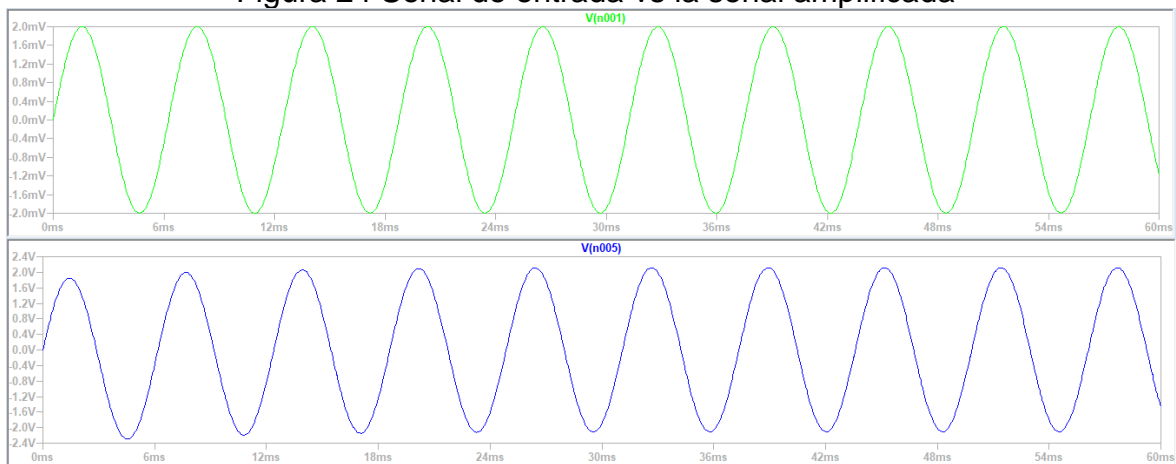


Las pruebas de la simulación se evidencian primero con la repuesta en el tiempo del amplificador de instrumentación seguido de la respuesta en frecuencia del filtro pasa altas y el filtro pasa bajas, luego se evidencia la respuesta en el tiempo del rectificador de onda completa.

Para verificar si atenúa la frecuencia de corte, se observa si la amplitud de la señal de salida es 0.707 veces de la señal de entrada 0.707(1000) que equivale a 57 dB y se resta con la ganancia de la de señal de entrada (1000 veces) que equivale a 60 dB, por lo tanto, la frecuencia empieza atenuar cuando la curva pasa por  $-3$  dB.

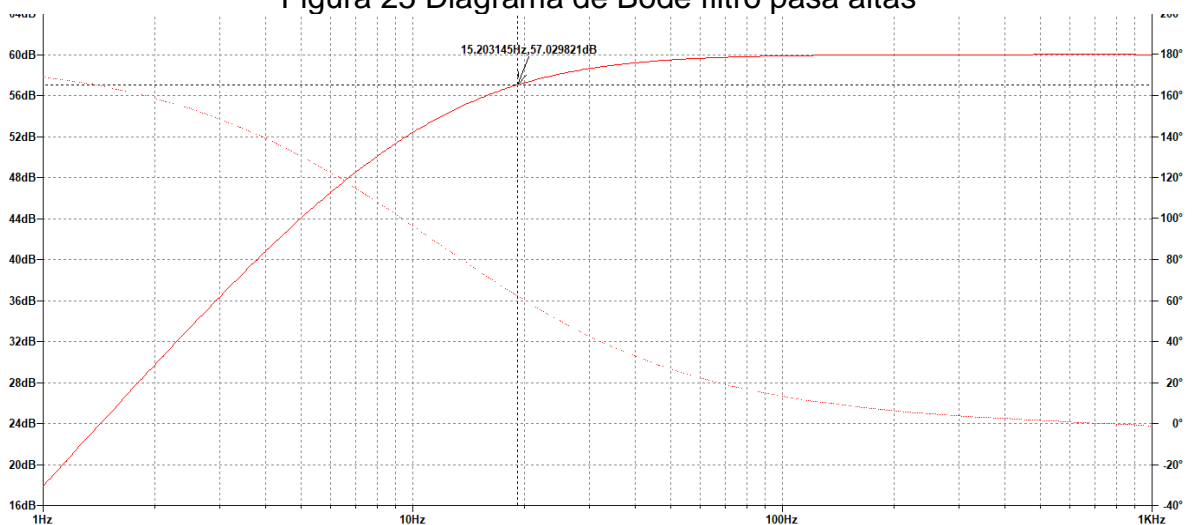
La señal verde corresponde a la señal de entrada que oscila a 2 mV pico y la azul corresponde a la señal amplificada que amplifica 1000 veces la señal de entrada y oscila a 2 V pico como se observa en la Figura 24.

Figura 24 Señal de entrada vs la señal amplificada

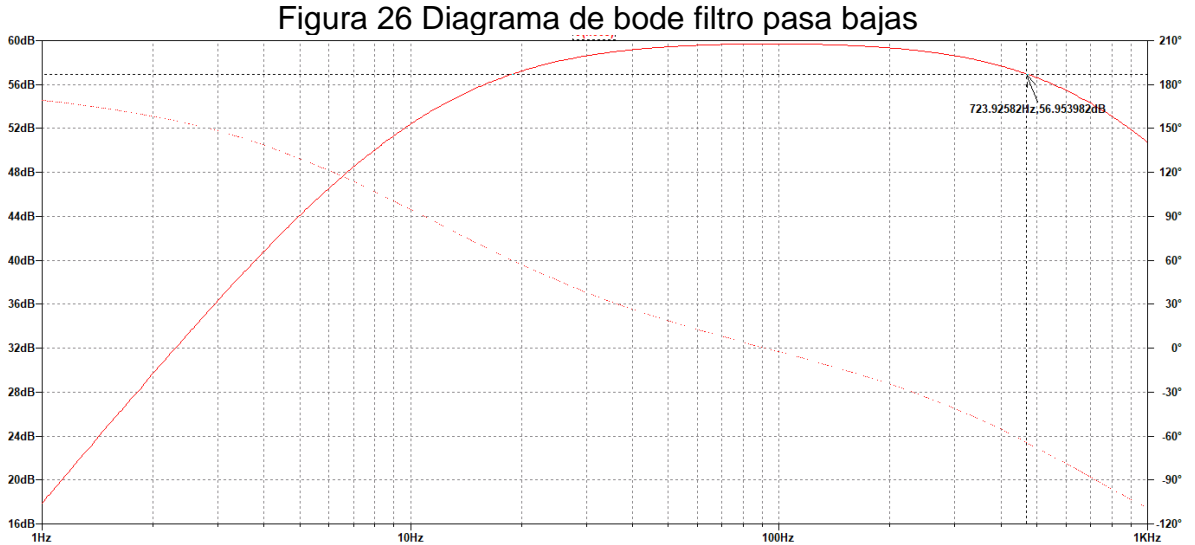


En la siguiente etapa de filtrado (el filtro de pasa altas de segundo orden con ganancia unitaria), atenúa las frecuencias por debajo de la de  $f_c$  (15 Hz) como se observa en la respuesta en frecuencia de la Figura 25.

Figura 25 Diagrama de Bode filtro pasa altas



El filtro pasa bajas de segundo orden con ganancia unitaria, atenúa las frecuencias por encima de  $f_c$  (723 Hz) como se observa en la respuesta en frecuencia de la Figura 26.



El rectificador de onda completa convierte la corriente alterna (CA) en corriente continua (CC) con forma de ondas positivas como se observa en la Figura 27 Señal del rectificador de onda completa, la RG del amplificador de instrumentación se usa para graduar la ganancia manualmente con un trimmer.



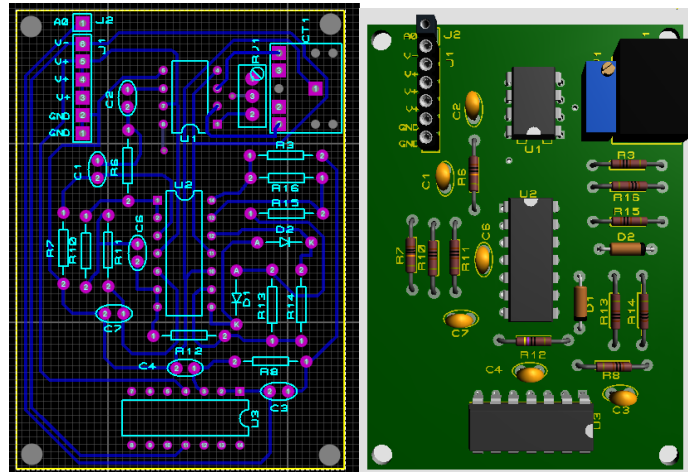
### Diseño PCB etapa analógica

Para el diseño de la PCB se utilizó el programa Proteus 8 profesional (versión de prueba), el cual permite situar los componentes de manera libre para optimizar el espacio.

El circuito analógico tiene un Jack hembra de 3.5mm para conectar el cable EMG que corresponde a la Pre-adquisición de la señal y pines de alimentación para la alimentación del circuito, el bluetooth y el Arduino, sus dimensiones son de 4.69 cm

x 6.51 cm como se muestra en la Figura 28 Diseño PCB y 3D del circuito análogo (agujero pasante)Figura 28.

Figura 28 Diseño PCB y 3D del circuito análogo (agujero pasante)



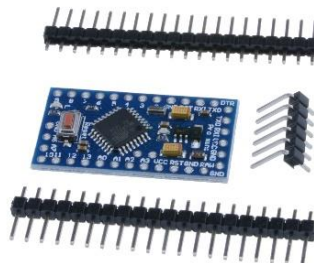
### 3.2.4 DISEÑO DE LA ETAPA DIGITAL

La etapa digital la conforma el Arduino pro mini y el Bluetooth HC05 son usados porque utilizan una comunicación en serie UART que los hace compatibles, utilizan fuente de alimentación de 3 V consumo de corriente 50mA; adecuada para el circuito, además se utilizan en sistemas de instalación permanentes.

Microcontrolador Arduino pro mini que se observa en la Figura 29, cuenta con:

- Voltaje de operación: 3 V
- Pines digitales I/O: 14(6 PWM)
- Frecuencia de reloj: 8 MHz

Figura 29 Microcontrolador Arduino pro mini



Bluetooth HC05 que se observa en la Figura 30, cuenta con:

- Voltaje de operación: 3 V – 6 V
- Frecuencia: Banda ISM 2.4 GHz
- Potencia de transmisión: 4 dBm
- Alcance 10 metros
- Velocidad de transmisión: 1200 bps hasta 1.3 Mbps
- Dimensiones: 37\*16 mm
- Peso: 3.6 gramos

Figura 30 Sensor Bluetooth HC05

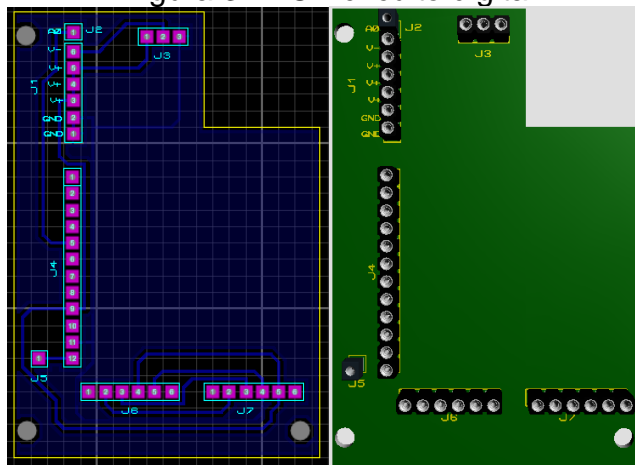


Esta etapa consiste en convertir la señal análoga a digital con el Arduino pro mini y transmitirla a través del Bluetooth HC05 hacia la interfaz gráfica.

### Diseño PCB etapa digital

El circuito que se observa en la Figura 31, consta de 18 pines para conectar el Arduino pro mini y 6 pines para conectar el bluetooth HC05, además de 7 pines utilizados para conectarse con la etapa análoga y 3 pines más que sirven para alimentar todo el circuito

Figura 31 PCB circuito digital

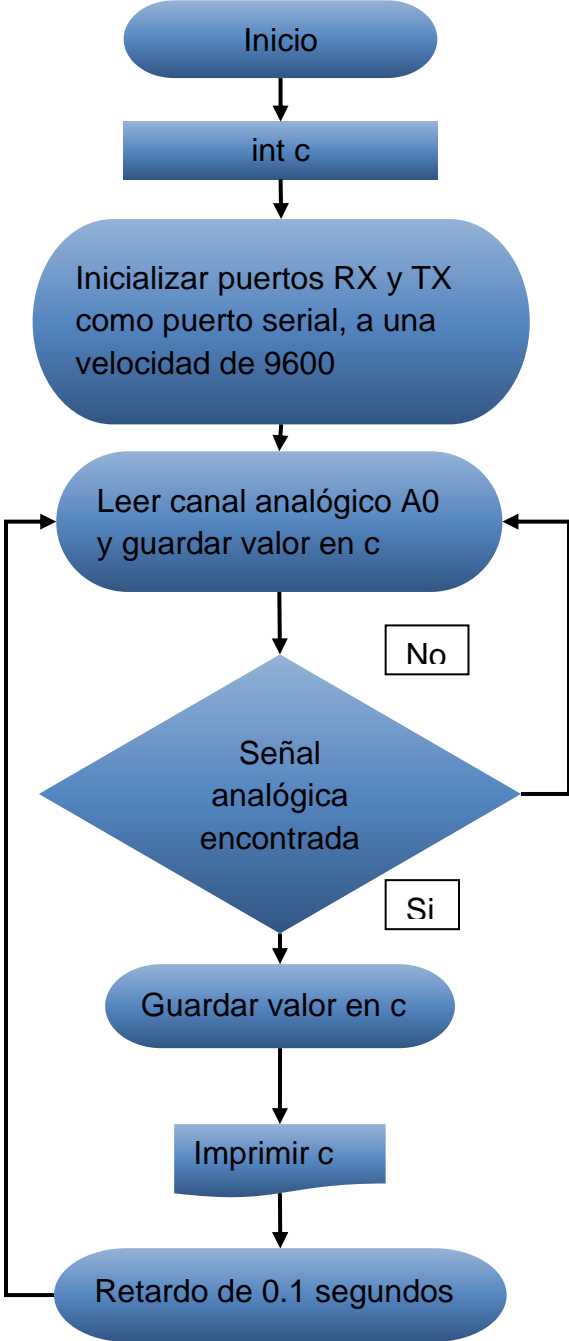


## 3.2.5 ALGORITMO DE LA TARJETA DE DESARROLLO ARDUINO

El código utilizado transforma la señal análoga a una señal digital a través del puerto análogo digital A0 del Arduino y luego es transmitida a través de los puertos de

transmisión (Tx) y recepción (Rx) del Bluetooth HC05, el diagrama de flujo del programa se observa en la Figura 32.

Figura 32 Diagrama de flujo programa de Arduino.



### 3.2.6 DISEÑO INTERFAZ GRÁFICA

Para el diseño de la interfaz se tuvieron en cuenta diferentes características como lo son:

- la interfaz gráfica debe ser amigable (fácil de comprender) para el usuario.
- observar las señales procesadas y la envolvente.
- observar el punto de contracción máxima.
- almacenar los datos de la muestra tomada.

Se visualiza en la plataforma y entorno de desarrollo LabVIEW que cuenta con un lenguaje de programación visual gráfico, el entorno gráfico permite agregar imágenes y ubicar los elementos de manera libre, además, permite convertir el archivo en una aplicación portable con extensión (Exe).

Se decide utilizar el entorno de desarrollo LabVIEW que cuenta con un lenguaje de programación visual gráfico, el entorno gráfico permite agregar imágenes y ubicar los elementos de manera libre además permite llevar un monitoreo y registro de los datos de señal al instante, además la universidad cuenta con licencia.

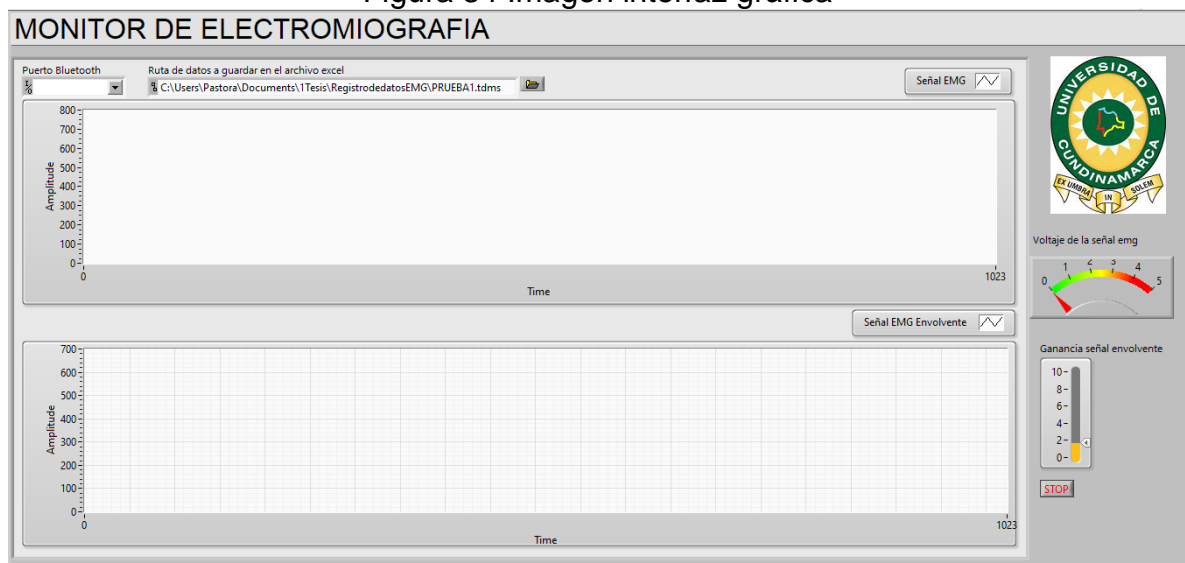
La programación del backend se desarrolla en la pestaña Block Diagram como se observa en la Figura 33, donde se asignan los diferentes bloques de programación y parámetros para la lectura y registro de la señal EMG, los bloques (Visa) permiten la lectura del puerto COM del PC destinado al bluetooth, el bloque Write To Measurement escribe los datos en este caso en un archivo de medición binaria (TDMS) con extensión de archivo (.tdms) para visualizarlo en una hoja de cálculo de Excel.

Para la procesar la señal y obtener la señal envolvente se convierten los datos que se reciben en formato string a número, son suministrados en arreglo y procesados por un bloque que mide el poder eléctrico de la señal electromiográfica mediante la media cuadrática (RMS) por sus siglas en ingles Root mean square.



La programación del frontend se desarrolla Front Panel como se observa en la Figura 34, con el bloque Waveform chart se grafican los datos recibidos que son leídos con la ayuda del bloque Visa Resource que funciona como dispositivo de entrada, su función es leer los datos que llegan a los puertos COM del PC, en este caso el bloque es sincronizado con el puerto COM destinado a al Bluetooth del PC. La ruta de datos y el puerto bluetooth están localizados en la parte izquierda superior para ser más amigable e intuitivo con el usuario, los indicadores de señal están ubicados en la parte superior derecha y hacen referencia a la señal sin procesar y a la señal envolvente procesada.

Figura 34 Imagen interfaz gráfica

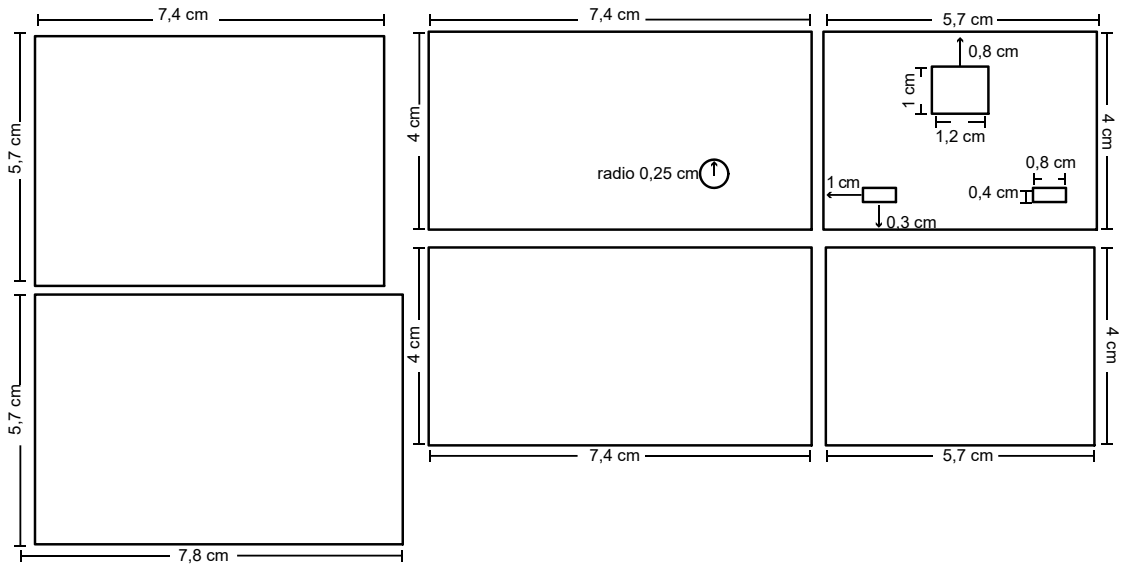


### 3.2.7 DISEÑO DE LA CAJA

Según lo planificado anteriormente de acuerdo con el tamaño de los circuitos impresos y los materiales la medida de la caja es de 6 cm de ancho, 8 cm de largo y 3 cm de alto, el diseño se hizo en el programa editor de gráficos vectoriales Adobe Illustrator para seleccionar el trazado de corte del acrílico, como se observa en la Figura 35.

El acrílico fue soldado con cloruro de metileno que permitió unir químicamente las piezas.

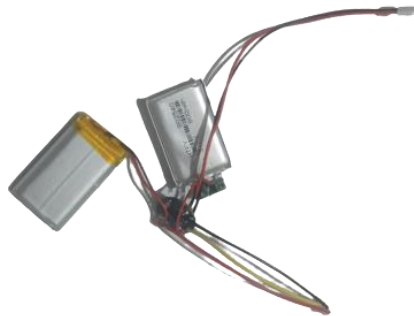
Figura 35 Imagen caja modelada en Adobe Illustrator



### 3.3 IMPLEMENTACIÓN

En esta fase se unen las diferentes etapas del dispositivo. La etapa de suministro de energía consiste en 2 baterías lipo de 3.7 V a 400mA/h, estas dos baterías se conectan en serie con una tierra en común como se observa en la Figura 36, al conectar las baterías de esta forma se obtienen 400mA/h con un voltaje simétrico de  $\pm 3.7V$  respectivamente.

Figura 36 Conexión baterías lipo de 3.7 V.



La etapa análoga funciona con un amplificador de instrumentación (INA128P) para amplificar la señal y 5 amplificadores operacionales (TL084) como se observa en la Figura 37. Para la primera etapa se utiliza un amplificador de instrumentación con ganancia ajustable que recibe la señal transmitida por los electrodos de superficie. Seguido de un filtro pasa altas activo no inversor que atenúa la frecuencia por

debajo de  $f_c$  (frecuencia de corte) 15 Hz y permite el paso de la señal por encima de  $f_c$  (frecuencia de corte). Un filtro pasa bajas de segundo orden que atenúa la frecuencia por encima de  $f_c$  (frecuencia de corte) 723 Hz y permite el paso de la señal por debajo de  $f_c$  (frecuencia de corte). Pasando así a un rectificador de onda completa que convierte CA (corriente alterna) en CC (corriente continua) con forma de ondas positivas esto con el fin de tener una mejor visualización de la señal EMG. Por último, se utiliza un filtro pasa bajas de segundo orden para disminuir el ruido en la señal de salida.

Figura 37 Ensamble etapa analoga



La etapa digital la conforma el Arduino pro mini y el Bluetooth HC05 como se observa en Figura 38, consiste en convertir la señal análoga a digital mediante la tarjeta de desarrollo Arduino pro mini y transmitirla a través del Bluetooth HC05 hacia la interfaz gráfica en LabVIEW.

Figura 38 Ensamble etapa digital



Se ensamblan cada una de las etapas como se observa en la Figura 39, la etapa de suministro de energía, la etapa analógica y la etapa digital además de la caja.

Figura 39 Circuito ensamblado



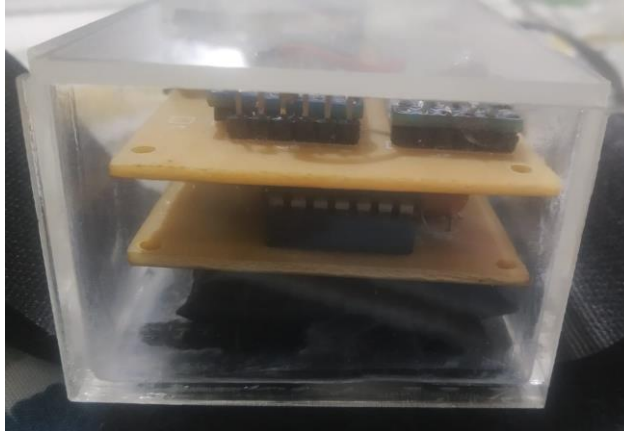
### **3.4 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y DESEMPEÑO**

Se realizan las pruebas de protección contra objetos sólidos y líquidos seguido de las pruebas de desempeño del dispositivo, con la participación autorizada de tres atletas, se les informa sobre los riesgos y beneficios que tiene el proceso de la adquisición de la señal EMG mediante el consentimiento informado, además se tiene en cuenta el proceso de la pre-adquisición de la señal.

#### **3.4.1 PRUEBAS DE PROTECCIÓN ANTE OBJETOS SÓLIDOS Y LÍQUIDOS**

El grado de protección IP seleccionado es IP65, con un nivel 6 contra objetos sólidos y un nivel de 5 contra el ingreso de agua. Se verificó que el sellamiento de la carcasa cumple con el nivel de protección de diseño, el borde de la carcasa sellada se puede observar en la Figura 40.

Figura 40 Borde de la carcasa sellado



### **3.4.2 CONSENTIMIENTO INFORMADO**

Debido a que se realizó una recolección de datos, los atletas y asesores “objeto de estudio” firman los formatos MCTr053\_V2 “consentimiento informado para la participación en una investigación” y ESGrSSI-F012\_V1 “autorización para el tratamiento de datos personales” con lo cual se garantiza que la información recolectada tendrá el tratamiento adecuado de conformidad con la ley 1581 de 2012, del decreto 1377 de 2013 y el decreto único reglamentario 1074 de 2015 en los capítulos 25 y 26.

### **3.4.3 PASOS PRE-ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL**

Las pruebas realizadas consisten en las mediciones realizadas en el tríceps sural a 3 atletas de alto rendimiento con ejercicios de pie y sentado con altas y bajas repeticiones con el fin de determinar el tipo de ejercicio y posición que produce mayor activación del músculo, analizando contracciones rápidas y lentas, con altas y bajas cargas.

Por otro lado, se prepara al atleta para conectar el dispositivo al cuerpo correctamente y tener valores exactos de la señal.

#### **Paso 1: Preparación del Atleta**

Antes de colocar los electrodos, la piel debe estar seca y limpia, seguido de aplicar un gel de electrodos pre gelificados o no pre gelificados o alcohol, esto con el fin de reducir la impedancia que existe entre la piel y el electrodo como se observa en la Figura 41. Si es necesario se rasura la zona del músculo a muestrear.

Figura 41 Preparación del paciente



La preparación de la piel para el estudio de electromiografía superficial es primordial para obtener un buen registro de señal en términos de: características de amplitud, interferencia eléctrica. Cabe aclarar que los sensores deben ser adhesivos (electrodos superficiales), esto con el fin de garantizar un buen contacto entre la piel y el electrodo priorizando los puntos mencionados anteriormente.

### **Paso 2: Localización de los sensores**

Para registrar la actividad eléctrica en el tríceps sural se utilizan tres electrodos 3M™ 2228 con soporte de espuma, de 3,3 x 4 cm que se observan en la Figura 42. El fabricante garantiza un excelente contacto con la piel y trazados de calidad.

Figura 42 Electrodo de superficie 3M™ 2228 [37].



Dos de estos se localizan en dos puntos motores del músculo, un electrodo será activo (cátodo) el cual acumula cargas negativas y tiene una localización proximal (punto más cercano del músculo a evaluar), el otro electrodo (ánodo) que acumula cargas positivas y tiene una localización distal (lejos del músculo a observar). De esta manera circulará una corriente eléctrica entre ellos que despolariza e

hiperpolariza el nervio, estos dos electrodos son receptores del estímulo provocado por el músculo.

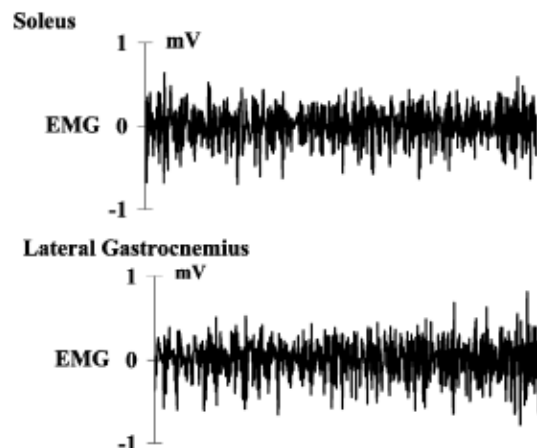
El otro electrodo hace referencia a la tierra, que proporciona una referencia entre los dos electrodos (ánodo y cátodo), con el propósito de suministrar seguridad al atleta.

### 3.4.4 PRUEBAS

Cuando la señal eléctrica muscular excede el doble o el triple de la señal en reposo (cuando el músculo no está contraído) se define que el dispositivo es funcional y el musculo se activa correctamente, además las señales son no deterministas quiere decir que no tienen que ser completamente iguales a las de otros dispositivos, el prototipo sirve de herramienta para los especialistas que son los encargados de leer las señales.

Se toma la contracción voluntaria máxima isométrica por sus siglas en inglés Maximum Voluntary Contraction (MVC) del gastrocnemio lateral y soleo de los tres atletas y es comparada con un estudio realizado por la Revista de Electromiografía y Kinesiología donde realizan pruebas a 8 personas sobre la contracción voluntaria máxima isométrica en estos mismos músculos como se observa en la Figura 43. De esta manera se puede identificar el pico de contracción máxima que equivale al 100% de la actividad muscular. [38].

Figura 43 Imagen de ejemplos de grabaciones de EMG sin procesar del soleo y el gastrocnemio lateral [39] .



Las señales EMG de superficie fueron captadas por electrodos de superficie (diámetro de captación de 3 mm, distancia entre electrodos de 30 mm), colocados sobre las protuberancias mayores del gastrocnemio lateral y del sóleo, el electrodo

de referencia se colocó sobre el cóndilo lateral del fémur para las mediciones del sóleo y en el tobillo para las mediciones del gastrocnemio lateral.

La ejecución de los ejercicios fue supervisada por la entrenadora Danna Julieth Orjuela Silva y la fisioterapeuta Yeimi Julieth Guarín Acero encargada de localizar correctamente los electrodos.

Las pruebas para la toma de la contracción voluntaria máxima isométrica (MVC) en el gastrocnemio lateral se realizaron a los tres atletas sobre un disco de 15 kg utilizado como un escalón como se observa en la Figura 44.

Figura 44 Ejercicio para la toma de la contracción voluntaria máxima isométrica (MVC) en el gastrocnemio lateral.



Las pruebas para la toma de la contracción voluntaria máxima isométrica (MVC) en el sóleo se realizaron en la máquina para la elevación de talón sentado sin peso como se observa en la Figura 45.

Figura 45 Ejercicio para la toma de la contracción voluntaria máxima isométrica (MVC) en el sóleo.



Los atletas realizaron una contracción voluntaria máxima isométrica (MVC) de 3 a 4 segundos para cada ejercicio. Las señales registradas por el prototipo se observan en la Figura 46 y Figura 47.

Figura 46 Pruebas MVC - Señal EMG sin procesar del gastrocnemio lateral

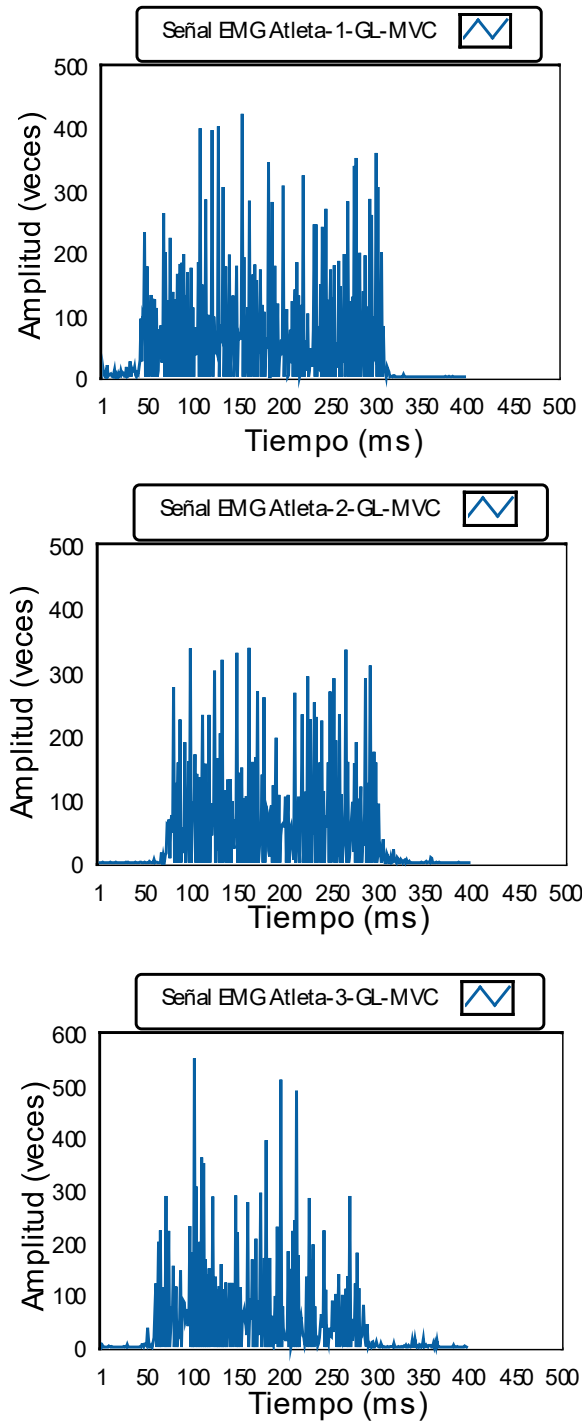
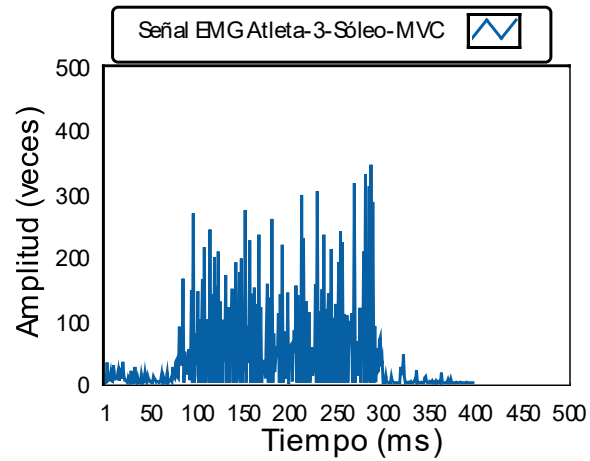
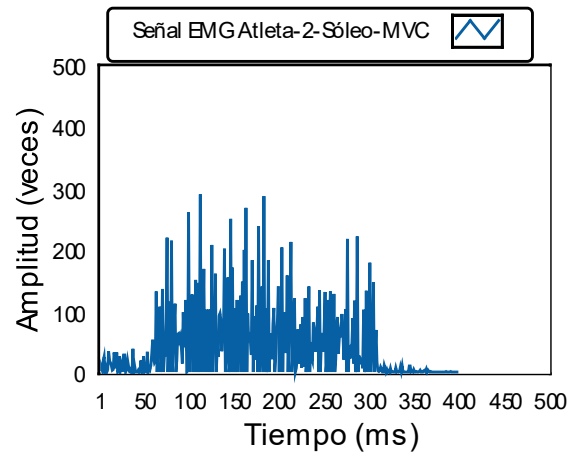
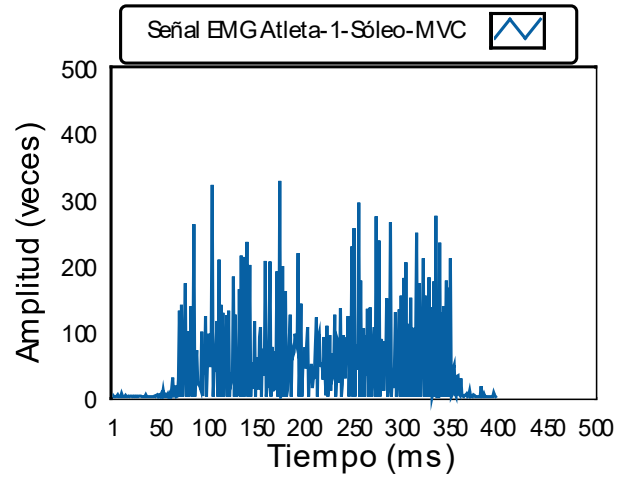


Figura 47 Pruebas MVC - Señal EMG sin procesar del Sóleo



Las señales sin procesar obtenidas presentan un comportamiento similar en la activación muscular respecto a la Revista, no obstante, todos los dispositivos son escalados de forma diferente y el prototipo fue creado para ver la amplitud en términos de ganancia y en la Revista en términos de mV.

Los atletas primero ejecutan el método de entrenamiento (tensión mecánica) que consiste en utilizar cargas elevadas y hacer pocas repeticiones con un peso de 100 kg en la barra. Después de una recuperación de 5 minutos los atletas ejecutan el mismo ejercicio, pero esta vez con el método de entrenamiento (estrés metabólico) que consiste en utilizar cargas bajas y hacer muchas repeticiones con un peso de 20 kg en la barra

### **Ejercicio puntillas en un step**

Se basa en apoyar solo las puntas de los pies en un escalón realizando elevaciones como se observa en la Figura 48.

Figura 48 Imagen ejecución del ejercicio puntillas en un step



Los atletas 1,2 y 3 realizan 9, 10, 8 repeticiones respectivamente para el método de entrenamiento (tensión mecánica), la señal EMG se puede observar en la Figura 49. Luego ejecutan el método de entrenamiento (estrés metabólico) y realizan 20, 18 y 12 repeticiones respectivamente la señal EMG se puede observar en la Figura 50.

Figura 49 Imagen señal EMG y señal envolvente - Ejercicio puntillas en un Step  
Atleta - 1 (tensión mecánica)

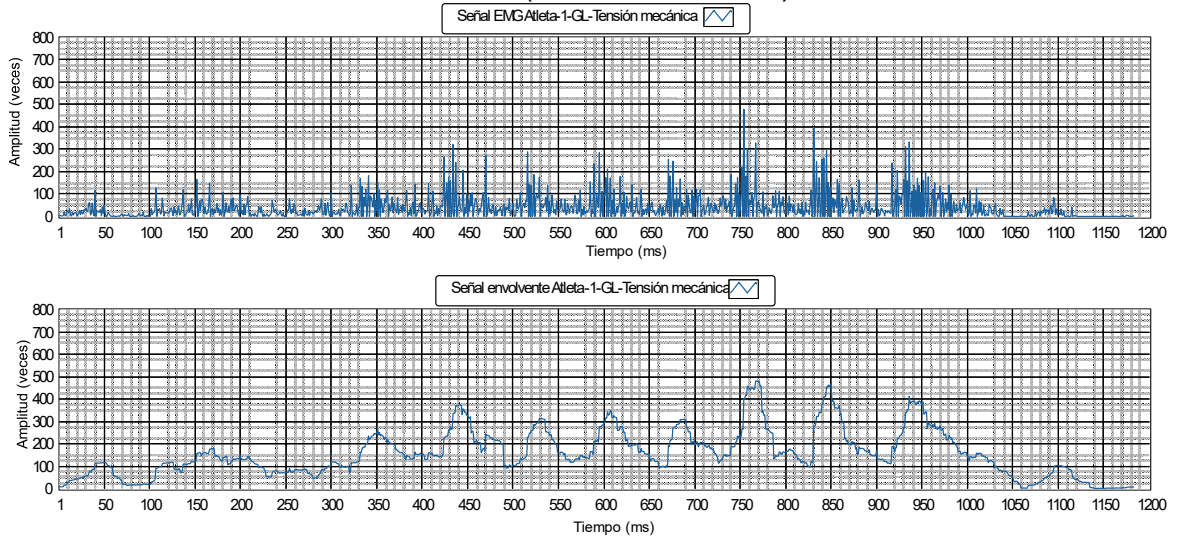
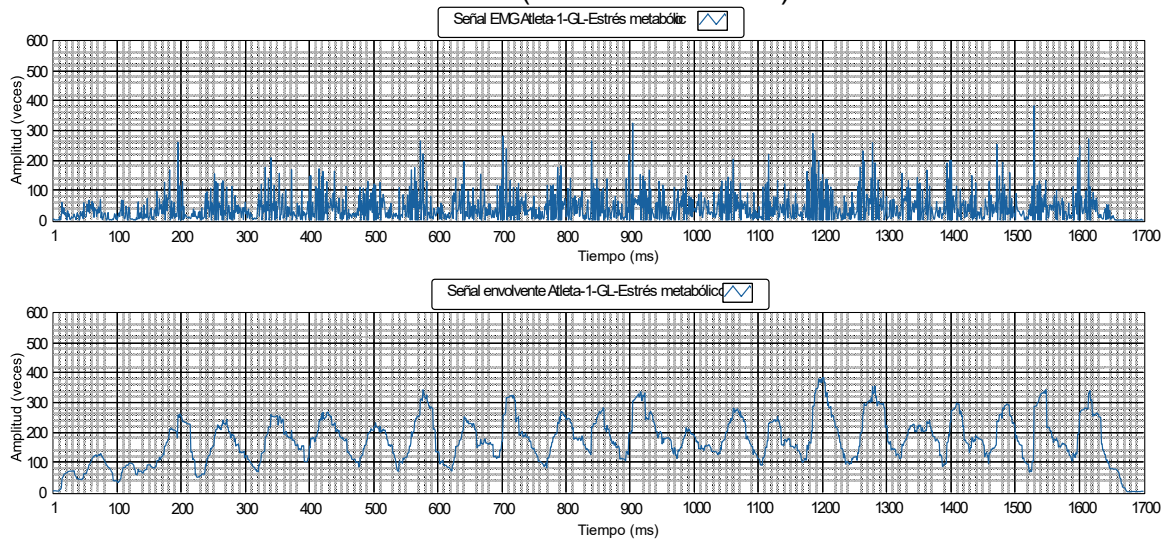


Figura 50 Imagen Señal EMG y señal envolvente-Ejercicio puntillas en un Step  
Atleta - 1 (estrés metabólico)



### Ejercicio elevación de talón sentado

El ejercicio consiste en hacer una elevación de talón sentado en una silla o banco y colocar las puntas de los pies sobre un escalón o cuña colocando peso sobre el cuádriceps teniendo las piernas flexionadas a 90 grados como se observa en la Figura 51. En este ejercicio se activa el músculo sóleo.

Figura 51 Ejecución del ejercicio elevación de talón sentado



Los atletas 1,2 y 3 realizan 8, 11, 9 repeticiones respectivamente para el método de entrenamiento (tensión mecánica), la señal EMG se puede observar en la Figura 53. Luego ejecutan el método de entrenamiento (estrés metabólico) y realizan 20, 16 y 14 repeticiones respectivamente la señal EMG se puede observar en la Figura 53.

Figura 52 Señal EMG y señal envolvente- Ejercicio elevación de talón sentado  
Atleta-1 (tensión mecánica)

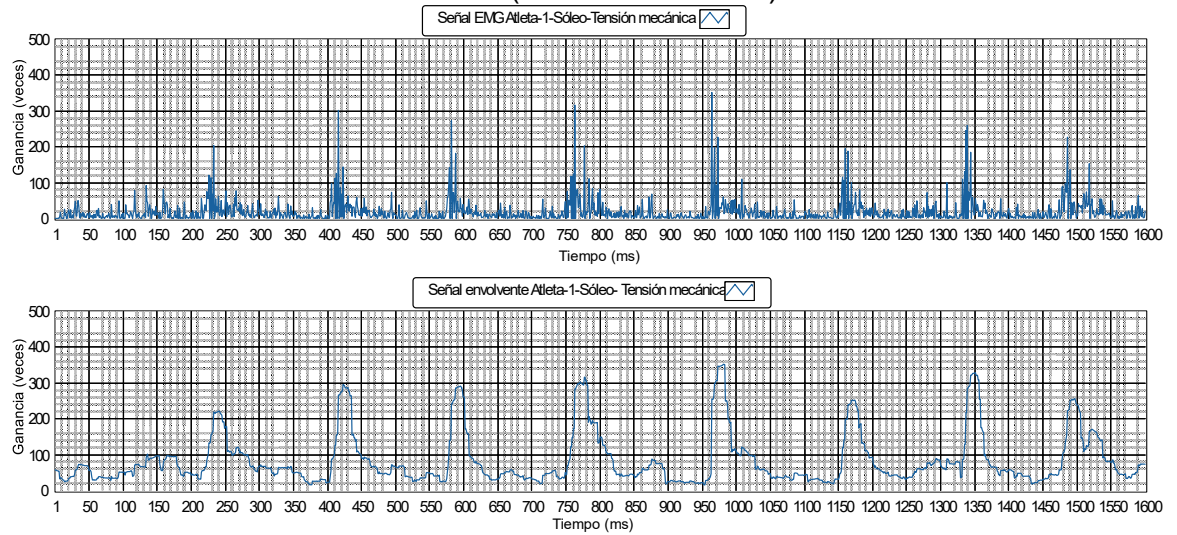
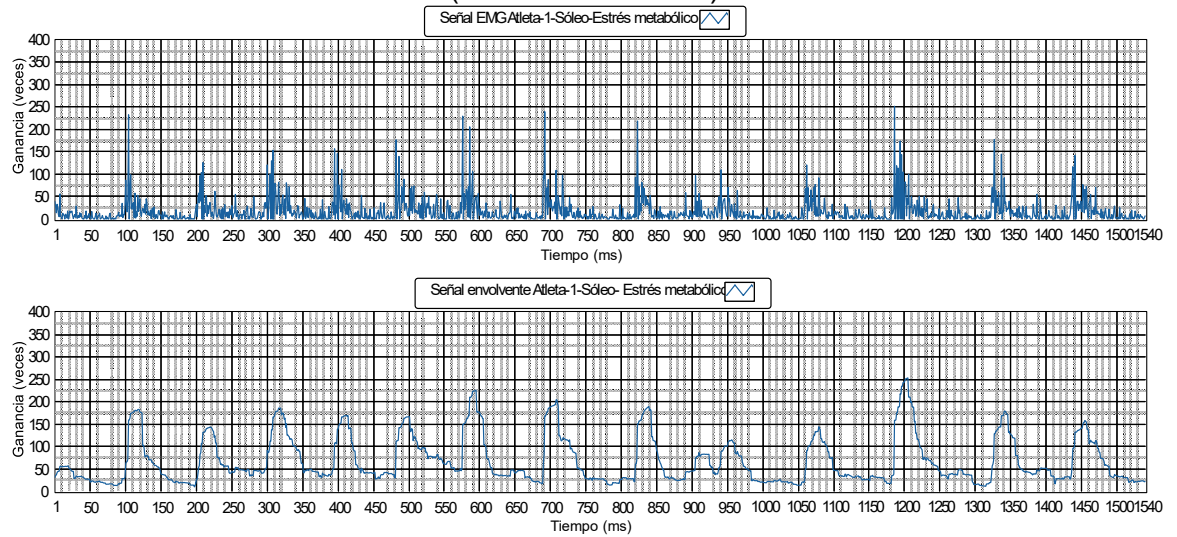


Figura 53 Señal EMG y envolvente- Ejercicio elevación de talón sentado Atleta-1  
(estrés metabólico)



## 4 ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---

Los ejercicios son analizados por la entrenadora Dana Yulieth Orjuela Silva con estudios en entrenamiento especial para musculación y entrenamiento personalizado corporal capacitada para analizar la efectividad y eficacia de las técnicas de ejecución de los ejercicios.

Para que un ejercicio sea efectivo debe presentar una activación electromiográfica entre un 30% y 60%, esto solo sería valido promediando la señal de la ejecución del ejercicio sin compararla con la (MVC), cuando la activación es mayor al 100% se está comparando la señal resultante de la ejecución del ejercicio con la contracción máxima voluntaria isométrica (MVC). Para este caso, en el prototipo se ha ajustado la ganancia con el tirimer para que sea 600 veces o menor dependiendo del atleta. Los ajustes de ganancia se realizaron debido a que la ventana de voltaje (rango de voltaje en el que se muestra la señal) depende plenamente del voltaje de las baterías (3.7 V), la señal bioeléctrica del cuerpo ronda entre 1 mV y 5 mV, si es amplificada 1000 veces alcanzaría los 5 V, con lo cual se recortaría. Por lo tanto, para que la señal de activación electromiográfica no se recorte debería amplificarse 600 veces o menos.

Se analizan los resultados de la señal electromiográfica comparándolos con la máxima contracción voluntaria isométrica (MVC) de cada atleta en cada ejercicio y en cada método de entrenamiento.

Se toman los valores de cada pico de contracción de la señal a la hora de ejecutar los ejercicios en los dos métodos de entrenamiento y el pico con mayor activación se compara con el pico mayor tomado en la prueba de la máxima contracción voluntaria isométrica (MVC) que equivale al 100%. Dependiendo del resultado anterior se calcula el porcentaje de la señal tomada al hacer el ejercicio y se define si el ejercicio es efectivo y si en algún momento logra activarse por encima del 100%.

En la Tabla 8 y la Tabla 9 se pueden observar el pico máximo de contratación al ejecutar los ejercicios y el porcentaje de estos con respecto a la contracción máxima voluntaria isométrica (MVC) de cada uno de los atletas en el método de entrenamiento de tensión mecánica y estrés metabólico.

Tabla 8 Picos máximos de contracción del gastrocnemio

Ejercicio puntillas en un step				
Método de entrenamiento	Pruebas	Atleta		
		1	2	3
Tensión mecánica	Pico de contracción máximo	479	368	592
	Porcentaje comparado con (MVC)	112.97%	108%	106%
Estrés metabólico	Pico de contracción máximo	383	365	567
	Porcentaje comparado con (MVC)	90.3%	107%	102%

Los atletas presentan una contracción voluntaria máxima isométrica (MVC) de 424, 339 y 554 veces de amplitud respectivamente que equivalen al 100%.

Tabla 9 Picos máximos de contracción del sóleo

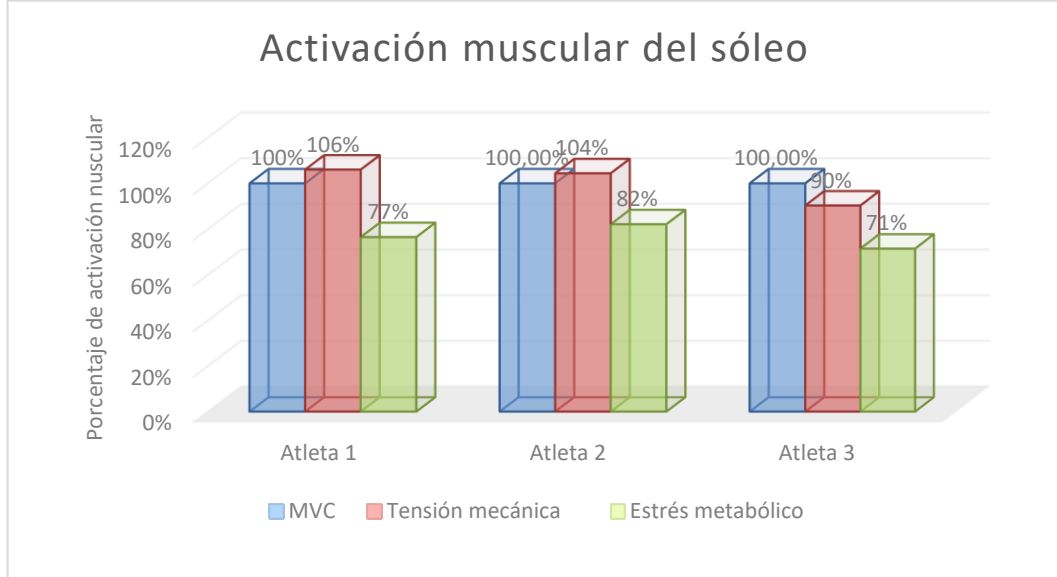
Ejercicio elevación de talón sentado				
Método de entrenamiento	Pruebas	Atleta		
		1	2	3
Tensión mecánica	Pico de contracción máximo	352	304	307
	Porcentaje comparado con (MVC)	106%	104.4%	90.29%
Estrés metabólico	Pico de contracción máximo	252	239	243
	Porcentaje comparado con (MVC)	76.5%	82.1%	71.47%

Los atletas presentan una contracción voluntaria máxima isométrica (MVC) de 329, 291 y 340 veces de amplitud respectivamente que equivalen al 100%.

Se puede concluir que en los dos ejercicios los músculos gastrocnemio y soleo en la mayoría de los casos presentan mayor activación cuando es llevado a la técnica de entrenamiento (tensión mecánica). El ejercicio de elevación de talón sentado se manejó con las mismas cargas que el ejercicio de puntillas en un step, en las investigaciones realizadas anteriormente afirmaban que el soleo era más resistente a altas cargas porque se compone de fibras musculares más cortas, por esta razón el músculo no fue activado de la manera que se esperaba en el tercer atleta [3].

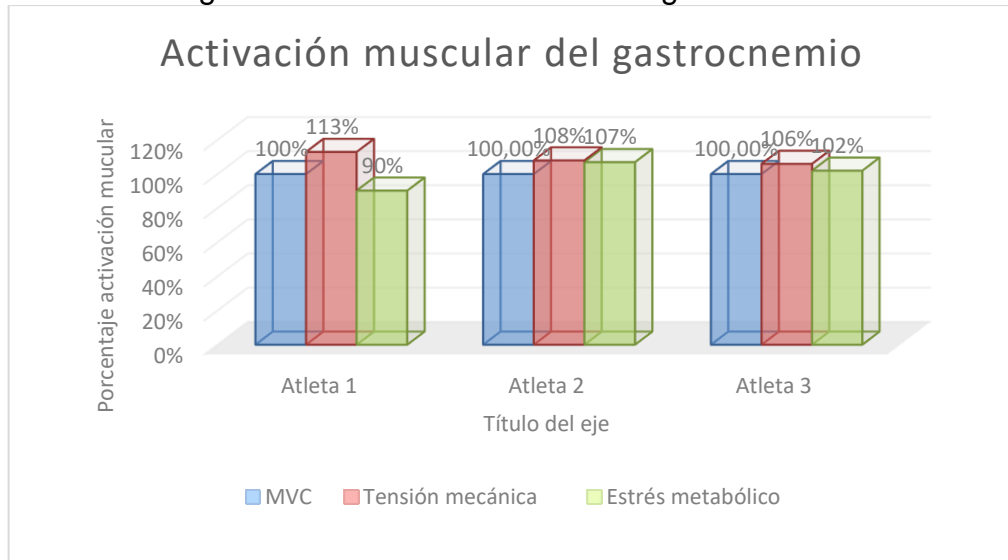
La activación mayor al 100% indica que el ejercicio pudo activar más fibras musculares, se evidencia que el soleo por ser de fibras musculares más cortas presenta mayor activación en el método de entrenamiento tensión mecánica en los tres atletas como se observa en la Figura 54.

Figura 54 Activación muscular del soleo



No obstante, el gastrocnemio debería ser más activado en el método de estrés metabólico, pero se presenta una mayor activación en el método de tensión mecánica, lo curioso es que el atleta 1 presentó menos activación en este método en comparación al método de tensión mecánica como se observa en la Figura 55. Un factor podría ser las cargas utilizadas ya que cada atleta tiene diferentes capacidades para movilizar las cargas y debería haber ejecutado el ejercicio con cargas más altas. Otro factor importante es el porcentaje de grasa que cubre el músculo, por lo que la ganancia en la señal se evidencia en picos más altos o bajos según sea el caso.

Figura 55 Activación muscular del gastrocnemio



## 5 CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

---

### 5.1 CONCLUSIONES

- A partir del análisis de las necesidades y requerimientos técnicos y de seguridad, un prototipo portátil de monitoreo y registro de señal eléctrica generada por el tríceps sural ha sido desarrollado. El prototipo está conformado por tres etapas: etapa de suministro de energía, la etapa análoga y la etapa digital visualizadas mediante un PC.
- El funcionamiento del dispositivo y la comunicación inalámbrica entre el dispositivo fue exitoso, pero no solo se debe al diseño electrónico también la preparación del atleta permite tener una buena adquisición de la señal, la comodidad, el espacio adecuado para la realización del ejercicio y la correcta localización de los electrodos. Es de gran importancia contar con la ayuda de los especialistas para garantizar la postura del ejercicio y un buen registro de la señal.
- El dispositivo es totalmente funcional, monitorea la señal en el entorno gráfico de LabVIEW, registra los datos monitoreados en Excel para analizar los diferentes parámetros de las señales.
- Con el dispositivo se pudieron analizar los ejercicios y las técnicas de entrenamiento que mejor activación electromiográfica generan, las señales obtenidas presentaron mayor activación en el método de entrenamiento tensión mecánica como se observa en la sección 4.
- La máxima contracción voluntaria isométrica (MVC) permitió evidenciar el máximo pico capaz de ejercer cada atleta en el tríceps sural, este permitió analizar la efectividad de cada ejercicio detalladamente evaluada mediante porcentajes máximos.

## 5.2 PERSPECTIVAS DE TRABAJO FUTURO

A partir del desarrollo de este trabajo surgen interrogantes adicionales que merecen ser profundizados en investigaciones futuras, a continuación, se presentan los aspectos más relevantes.

Analizar cada grupo muscular a largo plazo para estructurar una rutina eficaz y evidenciar ganancias musculares con mayor rapidez, complementando esta con más técnicas de entrenamiento y de intensidad.

Evaluar cada músculo sobre fatiga y descansado para comprobar que grupos musculares son más resistentes y que grupos musculares tienden a lesionarse con sobre fatiga.

La electromiografía no simplemente sirve para seleccionar el ejercicio o la técnica de entrenamiento adecuada, también es una alternativa para analizar la fatiga presente en el músculo, las lesiones musculares y las enfermedades presentes en los músculos, el prototipo podría servir de ayuda a especialistas en el área para evaluar a deportistas después de una competencia de gran esfuerzo.

El dispositivo podría ser diseñado con tecnología SMD (tecnología de montaje superficial), servirá para optimizar el tamaño del dispositivo y hacerlo más cómodo para el deportista.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] GESTORA CLUBS DiR, “El blog del DiR - El blog per cuidar-se llegint,” Feb. 05, 2020. <https://www.dir.cat/blog/es/> (accessed Feb. 25, 2022).
- [2] Orquín Castrillón Fco Javier, “Criterios de selección de los ejercicios de musculación. Parte 1. | UCAM Sports Center,” Mar. 02, 2017. <https://www.sportscenter.ucam.edu/blog/criterios-de-seleccion-de-los-ejercicios-de-musculacion-parte-1> (accessed Feb. 25, 2022).
- [3] Farid Naffah, “Crecimiento de pantorrilla ,” Mar. 23, 2018. <https://faridnaffah.com/2018/03/23/crecimiento-de-pantorrilla/> (accessed Feb. 25, 2022).
- [4] Benítez Carmen, “4 ejercicios para fortalecer gemelos - Blog de EFAD Deportes,” Aug. 24, 2020. <https://www.efadeporte.com/blog/deporte-y-salud/4-ejercicios-para-fortalecer-gemelos> (accessed Feb. 25, 2022).
- [5] P. Gentil *et al.*, “Multi-and single-joint resistance exercises promote similar plantar flexor activation in resistance trained men,” *Int J Environ Res Public Health*, vol. 17, no. 24, pp. 1–10, Dec. 2020, doi: 10.3390/ijerph17249487.
- [6] O. Morán Esquerdo, *Enciclopedia de ejercicios de musculación*. Pila Teleña, 2008.
- [7] “Elevación de talones sentado – EresFitness.” <https://eresfitness.com/elevacion-de-talones-sentado/> (accessed Nov. 19, 2022).
- [8] “ENTENDIENDO LA ELECTROMIOGRAFÍA | Power Explosive.” <https://powerexplosive.com/entendiendo-la-electromiografia/> (accessed Jul. 14, 2022).
- [9] “2011-7531-sun-34-03-753”.
- [10] L. Gila, A. Malanda, I. R. Carreño, J. R. Falces, and J. Navallas, “Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas Electromyographic signal processing and analysis methods,” 2009.
- [11] “+10 Mejores GIMNASIOS en Soacha - Consulta Direcciones, Horarios y Más.” <https://pueblospatrimoniodecolombia.travel/gimnasios-en-soacha/> (accessed May 10, 2022).

- [12] Portafolio, “‘Somos los primeros en usuarios’: Smart Fit | Empresas | Negocios | Portafolio,” Dec. 12, 2018. <https://www.portafolio.co/negocios/empresas/somos-los-primeros-en-usuarios-smart-fit-524385> (accessed Feb. 25, 2022).
- [13] Manuel Alegre Esteban, “Electromiografía y Electroneurografía. Diagnóstico. Clínica Universidad de Navarra,” 2020. <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/pruebas-diagnosticas/electromiografia-electroneurografia> (accessed Feb. 25, 2022).
- [14] “¿Cuál es la mejor edad para ganar masa muscular y qué hacer luego para no perderla? | Salud | La Revista | El Universo.” <https://www.eluniverso.com/larevista/salud/la-mejor-edad-para-ganar-masa-muscular-nota/> (accessed Jul. 05, 2022).
- [15] “ELECTROMIOGRAMA DE SUPERFICIE Y BIOFEEDBACK MUSCULAR. - fisioterapeutaadomicilio.esfisioterapeutaadomicilio.es.” <https://www.fisioterapeutaadomicilio.es/electromiograma-superficie-biofeedback-muscular/> (accessed May 10, 2022).
- [16] Zulay Damaris Chavarro Hernández, “0069072”.
- [17] A. León Jorge Manuel, C. Cancio Fco Javier, I. Navarro José Antonio, and O. Rubio Mario Guadalupe, “Accionamiento de mecanismos electromecánicos a través de señales electromiográficas Con interface Arduino.”
- [18] W. Fabián, U. Rojas, / Fernando, M. Santa, and F. M. Santa, “Implementación de un electromiógrafo con interfaz USB.”
- [19] F. de Informática, Y. Electrónica, C. Homero, T. Tisalema, W. Stalin, and O. Pazos, “ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO ‘DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN SISTEMA ELECTRONICO CON INTERFACE A PC PARA MONITORIZAR LA ACTIVIDAD MUSCULAR (ELECTROMIOGRAFO).”
- [20] E. C. Casallas *et al.*, “Portable dynamic electromyography for human gait Electromiógrafo dinámico portátil para la marcha humana,” 2015.
- [21] “ECEP – La escuela del Fitness – Academia virtual.” <https://www.ecep.edu.co/> (accessed May 10, 2022).

- [22] D. P. Urías, O. Lugo-Lugo, P. Hernández-Almaraz, and T. Zenteno-Savín, “El músculo y su estructura”, doi: 10.18846/renaysoc.2021.07.07.01.0001.
- [23] “El Músculo esquelético Saber & entender,” 2003.
- [24] A. R. Guillamón, “Fisiología en el entrenamiento de la aptitud física muscular Physiology in training muscular fitness.” [Online]. Available: <http://www.efdeportes.com/>
- [25] “) - Dalcame: Grupo de Investigación Biomédica - Electromiografía (EMG.” <https://www.dalcame.com/emg.html#.YnR5UoeZPIW> (accessed May 04, 2022).
- [26] seniam, “Seniam.org,” <http://www.seniam.org/>.
- [27] H. Tankisi *et al.*, “Standards of instrumentation of EMG,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 131, no. 1. Elsevier Ireland Ltd, pp. 243–258, Jan. 01, 2020. doi: 10.1016/j.clinph.2019.07.025.
- [28] “NORMA TÉCNICA NTC-IEC COLOMBIANA 60601-1,” 1998.
- [29] A. J. Salazar Gómez and D. K. Cuervo Ramírez, “Protocolo de pruebas de seguridad eléctrica para equipos electromédicos: caso de estudio de equipos de telemedicina Test Protocol for Electrical Safety in Electrical Medical Equipment: Case Study for Telemedicine Equipment”.
- [30] “protección ip.”
- [31] “Food Living Outside Play Technology Workshop DIY Muscle Sensor / EMG Circuit for a Microcontroller.” [Online]. Available: <http://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/>
- [32] “0-Libro Guía - Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales - Robert Coughlin”.
- [33] A. Paul. Malvino and A. Paul. Malvino, *Malvino electronic principles*. Glencoe/McGraw-Hill, 1999.
- [34] P. By ALLDATASHEETCOM, “FEATURES D LOW OFFSET VOLTAGE: 50µV max D LOW DRIFT: 0.5µV/5C max D LOW INPUT BIAS CURRENT: 5nA max.” [Online]. Available: [www.ti.com](http://www.ti.com)
- [35] P. By ALLDATASHEETCOM, “GENERAL PURPOSEJ-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS ®.”

- [36] M. Engelhardt, "SPICE Differentiation." [Online]. Available: [www.linear.com/ltspice](http://www.linear.com/ltspice)
- [37] "3M® Electrodes | 3M Colombia." [https://www.3m.com.co/3M/es\\_CO/p/d/v000183146/1/](https://www.3m.com.co/3M/es_CO/p/d/v000183146/1/) (accessed Oct. 20, 2022).
- [38] D. Meldrum, E. Cahalane, R. Conroy, D. Fitzgerald, and O. Hardiman, "Maximum voluntary isometric contraction: Reference values and clinical application," *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, vol. 8, no. 1, pp. 47–55, 2007, doi: 10.1080/17482960601012491.
- [39] N. Miyamoto and S. Oda, "Mechanomyographic and electromyographic responses of the triceps surae during maximal voluntary contractions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 13, no. 5, pp. 451–459, 2003, doi: 10.1016/S1050-6411(03)00058-0.

# ANEXOS

## NOTAS DE LA Tabla 3

Tabla 3 Valores admisibles de corrientes en miliamperios (mA)

1. La única condición de primer defecto para la corriente de fuga a tierra es la interrupción de uno de los conductores de alimentación, uno cada vez (véase el numeral 19 2 a) y la Figura 16)
2. Equipos que no tienen partes accesibles con toma de tierra de protección ni ningún medio para la protección de tierra de otros equipos y que cumplen con los requisitos de la corriente de fuga de la envolvente y de la corriente de fuga de paciente (si es aplicable).

Ejemplo:

3. Equipos especificados para instalarse permanentemente con un conductor de protección de tierra que está eléctricamente conectado de forma que la conexión solamente pueda quitarse con la utilización de una herramienta y que está fijado, o de otra forma, asegurando mecánicamente en una localización específica de manera que pueda ser movida solamente después del uso de una herramienta. Ejemplos de tales equipos son: -
  - Los componentes principales de una instalación de rayos X tales como un generador de rayos X y la masa de examen o de tratamiento.
  - Equipos con calentadores con aislamiento mineral.
  - equipos con una corriente de fuga a tierra más alta que la establecida en la Tabla IV línea primera, que es debida al cumplimiento con los requisitos para la supresión de radio-interferencias.

4. Equipos móviles de rayos X y equipos móviles con aislamiento mineral

Los valores máximos para los componentes de alterna de la corriente de fuga de paciente y de la corriente auxiliar de paciente especificados en la tabla 4 se refieren solo a los componentes alternos de la corriente