



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

**DISPOSITIVO INALÁMBRICO PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES
ELECTROMIOGRÁFICAS DE MIEMBROS INFERIORES**

Trabajo de grado previo a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica

Autor:

Lenin Marcelino Sani Siza

Directora:

Ing. Luz María Tobar Subía Contenido, MSc.

Ibarra - Ecuador

2023



Universidad Técnica del Norte

Biblioteca Universitaria

Cesión de derechos de autor a favor de la Universidad Técnica del Norte

Identificación de la Obra

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

Datos del Autor			
Cédula de identidad	1004068571		
Apellidos y Nombres	Lenin Marcelino Sani Siza		
Dirección	Panamericana E35 y Gonzales Suárez, Natabuela		
Email	lmsanis@utn.edu.ec		
Teléfono fijo		Teléfono móvil	0969402520
Datos de la Obra			
Tema	Dispositivo inalámbrico para la adquisición de señales electromiográficas de miembros inferiores.		
Apellidos y Nombres	Lenin Marcelino Sani Siza		
Fecha	26 de octubre de 2023		
Programa	Pregrado		
Título por el que opta	Ingeniero en Mecatrónica		
Directora	Ing. Luz María Tobar Subía Contenido, MSc.		

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 26 días del mes de octubre de 2023

EL AUTOR:

(Firma).....

Nombre: Sani Siza Lenin Marcelino

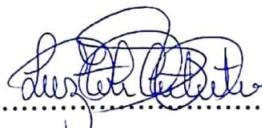
CERTIFICACIÓN

Ibarra, 25 de octubre de 2023

ING. LUZ MARÍA TOBAR SUBÍA CONTENTO, MSC.
DIRECTORA DEL PRESENTE TRABAJO DE TITULACIÓN

CERTIFICA:

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: **“DISPOSITIVO INALÁMBRICO PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE MIEMBROS INFERIORES”**, que el presente trabajo fue desarrollado por el señor Lenin Marcelino Sani Siza, bajo mi supervisión. Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad.



.....
Ing. Luz María Tobar Subía Contento, MSc.
DIRECTORA DE TRABAJO DE GRADO

Dedicatorias

El presente trabajo está dedicado de manera muy especial a mis padres, Luz María Siza y Miguel Ángel Sani, quienes con su amor incondicional y apoyo constante han sido pilares fundamentales en cada aspecto de mi vida. De igual forma, a mi hermano William, a mi sobrino Felipe y mis hermosas mascotas cuya presencia han enriquecido mi camino.

A Yoly, quien con su ejemplar trayectoria me inspira a perseguir logros aún mayores y alcanzar nuevas metas, a mi familia, amigos, compañeros y a todas las personas que se han cruzado en mi camino, aportando valiosas lecciones, experiencias, conocimiento y sabiduría que atesoro para siempre.

Agradecimientos

Agradezco a la Universidad Técnica del Norte por permitirme realizar mis estudios profesionales.

De manera muy especial a mis tutores Ing. Luz María Tobar Subía Contenido, MSc. y al Ing. Darío Ferando Yépez Ponce, MSc. por guiarme en el desarrollo de este trabajo y por todas sus enseñanzas recibidas a lo largo de mi carrera universitaria.

A cada profesor de la carrera de ingeniería mecatrónica, a mis compañeros, personal administrativo de la UTN y a cada persona que han aportado de alguna u otra forma para conseguir este logro.

Lenin Sani

Índice general

Cesión de derechos de autor a favor de la Universidad Técnica del Norte	II
Dedicatorias	V
Agradecimientos	VI
Índice general	VII
Índice de figuras	IX
Índice de tablas	XII
Resumen	XIV
Abstract	1
Introducción	2
I. Revisión Bibliográfica	5
1.1. Antecedentes	5
1.2. Sistema muscular	6
1.2.1. Contracción del músculo esquelético	6
1.2.2. Unidad motora	8
1.3. Clasificación de los músculos de las extremidades inferiores	8

1.4. Movimientos de los músculos de las extremidades inferiores	10
1.4.1. Flexión plantar	10
1.4.2. Flexión dorsal	11
1.4.3. El ciclismo como actividad física dentro del movimiento de los músculos	11
1.5. Señales electromiográficas (EMG)	12
1.6. Adquisición de señales EMG	13
1.6.1. Formas de adquisición de la señal EMG	14
1.6.2. Tarjetas para la adquisición de señales electromiográficas	16
1.7. Características de señales EMG	20
1.7.1. Tratamiento de la señal	21
1.8. Sistemas embebidos para el tratamiento de señales EMG	25
1.8.1. Comunicación inalámbrica	27
1.9. Interfaz de Usuario	28
II. Marco Metodológico	30
2.1. Enfoque y tipo de Investigación	30
2.2. Requerimientos del Sistema	31
2.2.1. Estructura del Trabajo de Titulación	31
2.3. Diseño del sistema	32
2.3.1. Alternativa, evaluación y selección de la tarjeta de adquisición de las señales EMG	33
2.3.2. Alternativa, evaluación y selección del microcontrolador	37
2.3.3. Alternativa y selección de los electrodos superficiales	40
III. Resultados	41
3.1. Desarrollo del dispositivo	41
3.1.1. Construcción del prototipo del circuito	41
3.1.2. Construcción de la estructura del dispositivo	44

3.1.3. Procesamiento de la señal muscular	44
3.1.4. Desarrollo de la interfaz	46
3.2. Pruebas de funcionamiento	48
IV. Conclusiones, Recomendaciones y Trabajo a futuro	61
4.1. Conclusiones	61
4.2. Recomendaciones	62
4.3. Trabajo a futuro	62

Índice de figuras

1.1. Unidades Motoras	7
1.2. Músculos de las extremidades inferiores	9
1.3. Ejemplo de la flexión plantar	10
1.4. Ejemplo de flexión dorsal o dorsiflexión	11
1.5. Ángulos de posición del pedal	12
1.6. Comparativa entre una EMG invasiva (gráfica superior) y una EMG superficial (gráfica inferior)	13
1.7. Proceso de adquisición de la señal EMG	14
1.8. Métodos de adquisición de la señal	15
1.9. Electrodo húmedo	15
1.10. Electrodo seco	16
1.11. Muscle sensor V3	17
1.12. Sensor MyoWare 2.0	18
1.13. MyoWare Muscle Sensor AT-04-001	19
1.14. Sensor Analógico EMG SEN0240	20
1.15. Etapas a la que somete la señal EMG	22
1.16. Señal EMG	23
1.17. Proceso de comunicación	25
1.18. Señal EMG en Matlab	28
1.19. Señal EMG en LabVIEW	29
2.1. Diagrama del procesamiento de la señal EMG.	32

2.2. Diagrama del sistema de adquisición y tratamiento de señales EMG.	33
3.1. Modelo implementado del circuito electrónico.	42
3.2. Diseño e Impresión PCB para el circuito del prototipo.	43
3.3. Montaje de los componentes electrónicos en la placa PCB.	43
3.4. Vista explosionada del dispositivo inalámbrico.	44
3.5. Dispositivo inalámbrico ensamblado.	45
3.6. Diagrama de flujo de la lectura de la señal.	45
3.7. Ventana de inicio de la interfaz de usuario.	46
3.8. Ventana de bienvenida de la interfaz de usuario.	47
3.9. Ventana principal de la interfaz de usuario.	47
3.10. Onda de la señal EMG a) Base de datos y b) Dispositivo Inalámbrico.	48
3.11. Pruebas de funcionamiento del dispositivo inalámbrico. Voluntario 1.	50
3.12. Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 1.	51
3.13. Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 2.	52
3.14. Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 2.	52
3.15. Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 3.	53
3.16. Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 3.	54
3.17. Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 4.	55
3.18. Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 4.	55
3.19. Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 5.	56
3.20. Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 5.	57
3.21. Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 5.	58
3.22. Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado. Voluntario 6.	58

Índice de tablas

1.1. Tipos de tejido muscular	7
1.2. Funciones que cumplen los músculos de la extremidad inferior	9
1.3. Especificaciones técnicas del sensor muscular V3	17
1.4. Especificaciones técnicas del sensor MyoWare 2.0	18
1.5. Especificaciones técnicas del sensor MyoWare AT-04-001	19
1.6. Especificaciones técnicas del Sensor Analógico EMG SEN0240	20
1.7. Rangos de Impedancia adecuados para adquirir señales EMG	21
1.8. Característica de las señales EMG	21
1.9. Microcontroladores	26
2.1. Características para el desarrollo del sistema.	31
2.2. Parámetros de evaluación de las tarjetas de adquisición de la señal EMG.	34
2.3. Valores escala de la matriz de pares para evaluar las alternativas.	34
2.4. Matriz de pares para los parámetros de evaluación de las tarjetas de adquisición de la señal EMG.	35
2.5. Matriz de pares de las alternativas de tarjetas de adquisición de las señales EMG asociados a la Funcionalidad.	35
2.6. Matriz de pares de las alternativas de tarjetas de adquisición de las señales EMG asociados a la Accesibilidad.	35
2.7. Matriz de pares de las alternativas de tarjetas de adquisición de las señales EMG asociados a lo Económico.	36

2.8. Matriz de pares de las alternativas de tarjetas de adquisición de las señales EMG asociados a la Compatibilidad.	36
2.9. Matriz de pares para selección de la tarjeta de adquisición de la señal EMG Puntaje Final.	36
2.10. Parámetros de evaluación de los microcontroladores.	37
2.11. Matriz de pares para los parámetros de evaluación para microcontroladores. . .	38
2.12. Matriz de pares de las alternativas de microcontroladores asociados a la Funcionalidad.	38
2.13. Matriz de pares de las alternativas de microcontrolador asociados a las Dimensiones (pequeño).	38
2.14. Matriz de pares de las alternativas de microcontroladores asociados a lo Económico.	39
2.15. Matriz de pares de las alternativas de microcontroladores asociados a la Compatibilidad.	39
2.16. Matriz de pares para selección del microcontrolador puntaje final.	39
2.17. Recomendaciones SENIAM.	40
3.1. Datos de los pacientes voluntarios.	49
3.2. Clasificación del ICM	49
3.3. Recopilación de información de la prueba 1	59
3.4. Recopilación de información de la prueba 2	59

Resumen

La contracción del tejido muscular en los miembros inferiores, como por ejemplo en los gemelos externo e interno y el sóleo, es fundamental para llevar a cabo una variedad de movimientos en diversas actividades físicas. Sin embargo, es importante tener en cuenta que una mala ejecución de la actividad física puede llegar a generar afecciones musculares. Por esta razón, es crucial comprender la carga a la cual está siendo sometido el tejido muscular y eso se lo realiza mediante la lectura de las señales musculares o señales electromiográficas (EMG). Hoy en día, los avances tecnológicos permiten acceder a tarjetas de adquisición de señales EMG. Estas tarjetas, junto con el procesamiento de señales, la implementación de microcontroladores programables, posibilita visualizar las señales musculares en un determinado artefacto. Por lo tanto, en el presente trabajo, se ha desarrollado un dispositivo inalámbrico fácil de transportar y utilizar que brinda la facilidad a los usuarios de observar la intensidad de la actividad muscular mientras realizan ejercicio físico. El dispositivo se centra en la adquisición de las señales EMG de forma inalámbrica que se transmiten a través de una comunicación TCP/IP (Protocolo de Control de Transmisión/Protocolo de Internet) hacia un ordenador para su visualización mediante una interfaz de usuario; en esta interfaz se ingresan los datos de la persona interesada en conocer las señales EMG, así como las credenciales de conexión a la red, como el nombre de la red, la contraseña y la dirección IP, para establecer la comunicación que permite observar las señales EMG durante la actividad física.

Palabras clave: electromiografía, comunicación, señales, dispositivo, interfaz, usuario.

Abstract

The contraction of muscle tissue in the lower limbs, such as the external and internal twins and soleus, is essential to perform a variety of movements in various physical activities. However, it is important to keep in mind that poor execution of physical activity can lead to muscular disorders. For this reason, it is crucial to understand the load to which the muscle tissue is being subjected and this is done by reading muscle signals or electromyographic signals (EMG). Nowadays, technological advances allow access to EMG signal acquisition cards. These cards, together with signal processing and the implementation of programmable microcontrollers, make it possible to visualize muscle signals on a given device. Therefore, in the present work, an easy to carry and use wireless device has been developed that provides the facility for users to observe the intensity of muscle activity while performing physical exercise. The device focuses on the acquisition of EMG signals wirelessly that are transmitted through TCP/IP (Transmission Control Protocol/Internet Protocol) communication to a computer for viewing through a user interface; in this interface the data of the person interested in knowing the EMG signals are entered, as well as the network connection credentials, such as the network name, password and IP address, to establish the communication that allows observing the EMG signals during physical activity.

Keywords: electromyography, communication, signals, device, interface, user.

Introducción

Planteamiento del Problema

Según un estudio realizado por el INEC para determinar las costumbres y prácticas deportivas en 9 567 327 personas entre hombres y mujeres mayores de 12 años, se determina que el 47.7 % de hombres y el 16.2 % de mujeres han practicado algún tipo de actividad física en un lapso de al menos dos horas al día [1]; sin embargo, la falta de conocimiento al efectuar una determinada actividad física, puede desencadenar afecciones musculares que provocan dolor, hinchazón y a veces discapacidad en los músculos de las extremidades inferiores. Los síntomas más frecuentes son: dolor, ardor, rigidez, calambres, entumecimiento, debilidad e incluso una hernia muscular [2].

Estas afectaciones han ido aumentando considerablemente en conjunto con las actividades físicas. Actualmente, para obtener un correcto desempeño en estas actividades, es importante que la persona que está realizando deporte, reciba cargas de entrenamiento adecuadas sin importar el nivel en que sea ejecutada la actividad física [3].

Uno de los métodos para determinar la carga adecuada para realizar una correcta actividad física es por medio de la adquisición de señales electromiográficas (EMG). La adquisición de este tipo de señales se lo realiza a través de electrodos cableados conectados en la zona de interés. En la mayoría de las ocasiones resulta incomodo y molesto para el usuario la conexión de los electrodos debido a que no puede realizar una actividad física libremente lo que a la vez ocasiona interferencias en la adquisición de la señal por el movimiento que se está efectuando.

En ese sentido, se planteó el diseño de un dispositivo inalámbrico orientado a la adquisición de señales electromiográficas de miembros inferiores, el cual solucione el malestar ocasionado por el cableado presente en los dispositivos existentes en el mercado actual.

Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un dispositivo inalámbrico para la adquisición de señales electromiográficas de miembros inferiores mediante el uso de placas *open source*.

Objetivos Específicos

- Analizar los diferentes dispositivos comerciales existentes para la adquisición de señales musculares basados en placas *open source*.
- Diseñar el dispositivo inalámbrico para adquirir las señales EMG.
- Construir el dispositivo inalámbrico para adquirir las señales EMG de las extremidades inferiores.
- Validar el funcionamiento del dispositivo.

Justificación

La fabricación de un dispositivo inalámbrico que recopile señales musculares permite que las personas conozcan el nivel máximo de fatiga que sufren los músculos de las extremidades inferiores al momento de efectuar una actividad física. El dispositivo capta y transmite las señales EMG de manera inalámbrica, eliminando así la necesidad de estar conectado por medio de cables. La interfaz evita que el usuario exceda el límite que su condición física le permite, con ello se evitan contracciones, dolores, molestias o incluso lesiones causadas por el ejercicio físico excesivo.

El dispositivo sirve para los entrenadores físicos y para las personas que están sujetas a rehabilitación como una herramienta tecnológica que les ayuda a prevenir lesiones musculares, y con el conocimiento de los cambios que presentan los músculos se puede optimizar el tiempo de rehabilitación y mejorar el rendimiento en las actividades físicas.

Alcance

Este trabajo valora la fisiología de los grupos musculares de miembros inferiores que intervienen en la adquisición no invasiva de señales EMG mediante una revisión bibliográfica. Así

también, el estudio permitió determinar los músculos idóneos para la adquisición de las señales EMG al momento de efectuar una determinada actividad física.

También se analizó los diferentes dispositivos existentes para la adquisición de las señales EMG de forma inalámbrica y con microprocesadores. Además, se efectuó comparativas para la selección de los elementos que mejor se adaptan para la fabricación del dispositivo.

De la misma manera, se implementa una interfaz de usuario que presenta de manera visual la intensidad muscular que existen en los miembros inferiores. El desarrollo del software para la obtención de datos se lo realiza a través de software especializado que cuente con funciones aptas para el tratamiento de señales EMG.

La validación del dispositivo y de la interfaz de usuario se lo realiza en personas voluntarias que desarrollan diferentes tipos de actividad física.

Capítulo I

Revisión Bibliográfica

En este capítulo se revisa todos los conceptos y definiciones que serán importantes para el desarrollo del proyecto, se detalla los aspectos relevantes que permiten dar solución a la problemática planteada. Para lo cual, se realiza una síntesis acerca de historia de la electromiografía, para luego centrarse en el estudio de las extremidades inferiores, los dispositivos para adquisición de las señales electromiográficas, el tratamiento de las señales EMG y finalmente, se da a conocer los software más apropiados que permiten representar este tipo de señales de una manera adecuada.

1.1. Antecedentes

El desarrollo de la electromiografía inició gracias a Francesco Redi en 1666 el cual documentó la generación de electricidad de los rayos [4]. En el año 1773, Walsh demostró la existencia de electricidad en un pez torpedo y Giuseppe Gardini consiguió un salto de chispa en este pez [5]. Décadas más adelante, en 1849, Dubios Raymond detalla sus hallazgos sobre la naturaleza eléctrica de las señales nerviosas durante la contracción del músculo [6]. En 1890, se documentaron los primeros datos referentes al estudio de los músculos en los seres humanos por E. J. Marey [7]. A mediados de los 80's, los métodos de integración en electrodos dan paso a la producción de pequeños amplificadores [8]. En 1930, los electrodos y herramientas que se utilizaban en la electromiografía fueron mejorados considerablemente para el estudio de los músculos [4]. A partir de entonces, la electromiografía forma parte de los procesos utilizados en la medicina para diagnosticar la debilidad y deterioro de la fuerza en los músculos [7].

Uno de los primeros en investigar sobre la señal mioeléctricas de la fatiga muscular fue H. Piper en 1912, para lo cual empleó electrodos superficiales y un galvanómetro [9]. En 1922, Joseph Erlanger y Herber Gasser, amplificaron las señales eléctricas originadas por las fibras

nerviosas y las representaron en un osciloscopio de rayos catódicos [10]. Años más tarde, E. Adrian y D. Bronk introdujeron el electrodo concéntrico de aguja para el estudio de potenciales de acción de las unidades motrices y de fibras únicas [11]. A partir de 1950, aparecen los electromiógrafos comerciales, que constaban de tecnologías analógicas con válvulas electrónicas que con el paso del tiempo fueron perfeccionándose hasta obtener un procesamiento básico de la señal que permitía su visualización en tubos de ensayos catódicos. En una segunda generación, a partir de 1973, aparecen los electromiógrafos digitales y desde 1982 la adquisición y análisis de este tipo de señales se realiza mediante sistemas micropocados con lo cual se posibilitó la transferencia de datos a computadores externos para un análisis *off-line* [12].

A partir, del siglo XX los estudios de las EMG se han enfocado a varios ámbitos; es así que en el 2003, se realiza el estudio de las EMG para el análisis de la marcha como la investigación realizada en [13]. En el 2009, el estudio de las señales electromiográficas permitieron el reconocimiento del habla como la investigación desarrollada en [14], y un año más tarde realizaron estudios para el reconocimiento de movimientos de la mano como el de la investigación [15]. En la actualidad, la tendencia de los estudios de la EMG se basan en el control de prótesis [11], sillas de ruedas [16], teleoperación de sistemas [17], teclados virtuales [18], brazos robóticos [19], entre otros.

1.2. Sistema muscular

El tejido muscular constituye alrededor del 50 % del peso de una persona adulta, cuya función principal es generar el movimiento a través de la conversión de la energía química en fuerza mecánica. Los movimientos de los tejidos musculares pueden ser visibles o no, como la marcha, el habla, la respiración, el mantener la postura, entre otros [20].

El tejido muscular se divide en tres tipos, cuyas principales características se dan a conocer en la tabla 1.1.

1.2.1. Contracción del músculo esquelético

La contracción del músculo esquelético es generada por una señal que es transportada por una moto neurona somática desde el cerebro o la médula espinal. Por medio de la neurona, se envían largas extensiones citoplasmáticas que se comunican con las fibras musculares, tal como se muestra en la figura 1.1. Las ramificaciones formadas se denominan terminaciones axónicas, además en la figura se puede apreciar: a) Unidades motoras, b) Unión neuromuscular, c) Componentes de la unión neuromuscular.

Tabla 1.1: Tipos de tejido muscular

Tipo	Localización	Aspecto	Control	Contracción	Fatiga
Esqueléticos	Unido a los huesos	Fibras cilíndricas largas, múltiple núcleo	Voluntario	Contracción y relajación rápida	Si
Cardíacos	Corazón	Fibras cilíndricas ramificadas, un núcleo	Involuntario	Contracción y relajación moderada	No
Lisos	Vasos sanguíneos	Células pequeñas, un núcleo	Involuntario	Contracción y relajación lentas	No

Fuente: Adaptado de [20]

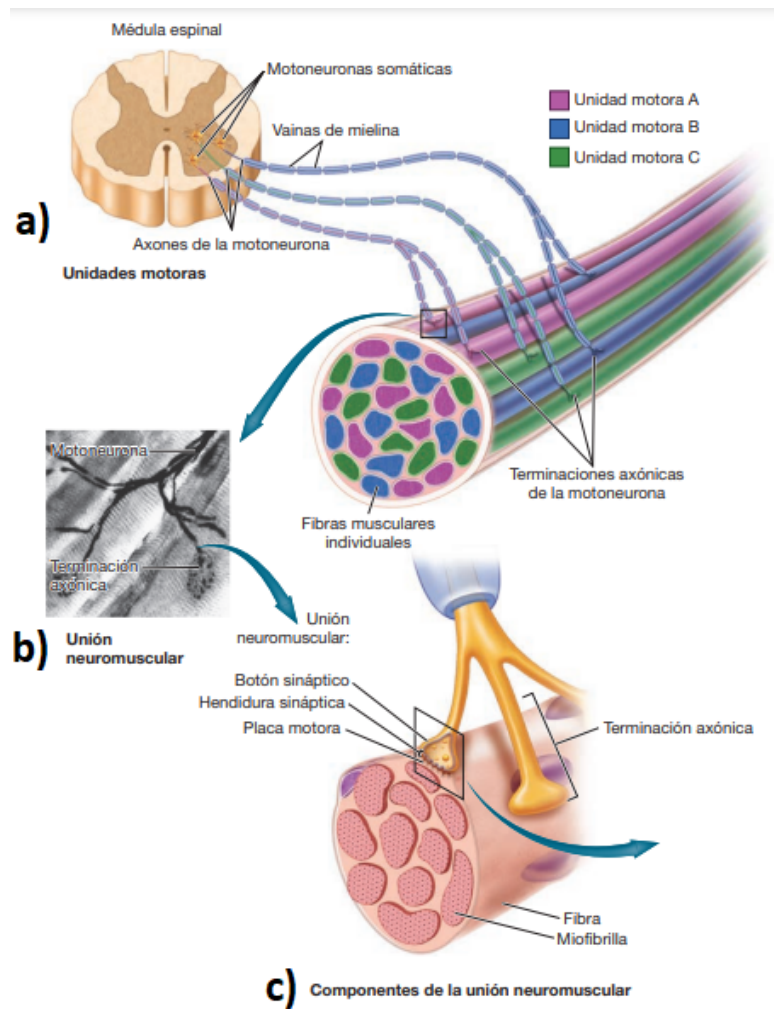


Figura 1.1: Unidades Motoras

Fuente: Recuperado de [20]

La contracción aparece cuando una fibra muscular es activada mediante un estímulo. Dependiendo del estímulo, la fibra puede contraerse o mantener su longitud mientras varía la fuerza; asimismo, también puede ser una combinación de ambas. Si el estímulo provoca un cambio de longitud, la contracción es isotónica. Las contracciones isotónicas pueden ser concéntricas si se realiza una fuerza de levantamiento o excéntricas si se realiza una fuerza donde la resistencia al movimiento es mayor que la fuerza ejercida. Caso contrario, si el músculo permanece estático ante un estímulo, la contracción se denomina isométrica. Asimismo, una contracción puede ser auxotónica si se combina la isométrica con la isotónica [21].

1.2.2. Unidad motora

Se trata de la unidad funcional más pequeña del músculo que se contrae de forma independiente. Está constituida por una neurona motora y por fibras musculares. Una fibra muscular pequeña como las de la mano está constituida por 100 unidades motoras; mientras que, en las fibras musculares de las extremidades pueden haber 2000 o más unidades motoras. Las fibras de las unidades motoras se encuentran entrelazadas con otras fibras musculares, formando así un patrón de mosaico [21].

1.3. Clasificación de los músculos de las extremidades inferiores

En la figura 1.2, se pueden identificar los grupos musculares que conforman las extremidades inferiores. Los músculos en los cuales se centra el presente trabajo investigativo son el grupo muscular gastrocnemio más conocido como gemelos y el músculo sóleo.

Los músculos que intervienen principalmente en el movimiento son denominados agonistas. Estos músculos pueden producir contracciones concéntricas, excéntricas y/o isométricas. Por el contrario, los músculos que se oponen al movimiento se denominan antagonistas y son los que permiten el movimiento; para ello, los músculos se alargan o se acortan [23].

Las funciones que cumplen los diferentes músculos de las extremidades inferiores se describen en la tabla 1.2.

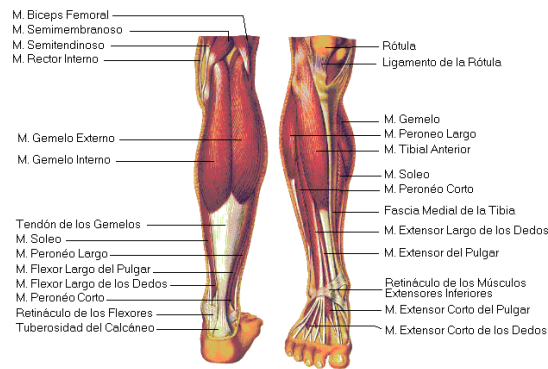


Figura 1.2: Músculos de las extremidades inferiores

Fuente: Disponible en [22]

Tabla 1.2: Funciones que cumplen los músculos de la extremidad inferior

Músculo	Función
Tibial anterior	Dorsiflexiona e invierte el pie, resiste la inclinación hacia atrás del cuerpo y da soporte al arco medial longitudinal del pie.
Extensor largo de los dedos	Extiende los dedos de los pies, dorsiflexiona el pie y tensa la aponeurosis plantar.
Extensor largo del dedo gordo	Extiende el dedo gordo y dorsiflexiona el pie.
Tercer Peróneo	Dorsiflexiona y causa eversión del pie durante la caminata; ayuda a los pies a despegarse del piso cuando se balancea el pie hacia adelante.
Gemelo	Flexión plantar del pie, flexiona la rodilla; activo en caminata, carrera y salto.
Sóleo	Flexión plantar del pie y estabiliza la pierna sobre el tobillo mientras se está de pie.
Flexor largo de los dedos	Flexiona las falanges de los dedos II a V mientras se levanta el pie del piso.
Flexor largo del dedo gordo	Misma acción del flexor largo de los dedos, pero para el dedo gordo.
Tibial posterior	Invierte el pie y puede ayudar a la flexión plantar fuerte o al control de la pronación del pie mientras camina.
Peróneo corto	Mantiene la concavidad de la planta del pie durante el despegue y el apoyo de los dedos de los pies, también ayuda a estabilizar la pierna sobre el pie.
Peróneo largo	Mantiene la concavidad de la planta del pie durante el despegue y el apoyo de los dedos de los pies, evierte y realiza la flexión plantar del pie.

Fuente: Adaptado de [24]

1.4. Movimientos de los músculos de las extremidades inferiores

El grupo muscular de la pantorrilla está conformado por los músculos gastrocnemio y sóleo. Estos músculos se encuentran ubicados en la parte posterior de la parte inferior de la pierna, los movimientos en el que interviene este grupo muscular son: flexión plantar y flexión dorsal.

1.4.1. Flexión plantar

Bipedestación, apoyando levemente la mano en una mesa, el paciente debe elevarse sobre los dedos de los pies empujando el peso del cuerpo directamente hacia arriba como se muestra en la figura 1.3. Los músculos que intervienen en este movimiento son: el sóleo, los gemelos, el plantar, el tibial posterior, el peróneo lateral largo y corto, el flexor largo de los dedos y del dedo gordo [25].

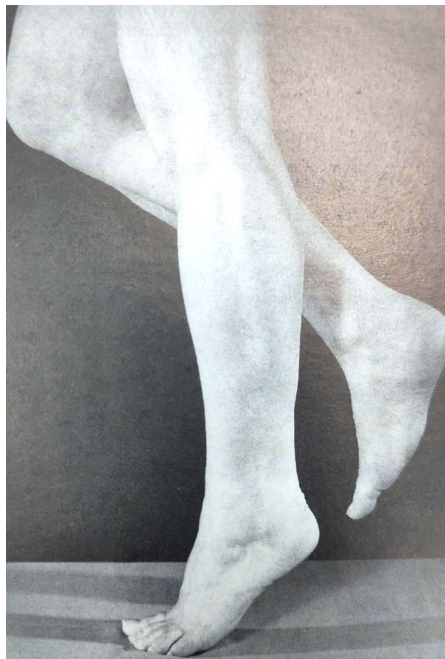


Figura 1.3: Ejemplo de la flexión plantar

Fuente: Obtenido de [25]

Cuando una persona utiliza tacones altos durante largos periodos de tiempo, los músculos gemelos y sóleo se retraccionan.

1.4.2. Flexión dorsal

Un movimiento contrario a la flexión plantar, es la flexión dorsal. En la figura 1.4, se puede apreciar este movimiento en el que intervienen los músculos: tercer peróneo, extensores de los dedos y tibial anterior [25].



Figura 1.4: Ejemplo de flexión dorsal o dorsiflexión

Fuente: Recuperado de [26]

1.4.3. El ciclismo como actividad física dentro del movimiento de los músculos

Una de las actividades en las que el grupo muscular de la pantorrilla ejerce movimiento es el ciclismo. El movimiento que se realiza al andar en bicicleta es la rotación del pedal en forma circular y cada vuelta se considera un ciclo (ver figura 1.5). El ciclo inicia en en el grado 0 que coincide con las 12 horas de un reloj y avanza hasta un ángulo de 90, luego al ángulo de 180, seguido al ángulo de 270; finalmente, completa el giro en 360 o 0.

Los músculos gastrocnemio y sóleo contribuyen en el movimiento de rotación del pedal, el gastrocnemio está activo intensamente con la flexión plantar desde el ángulo de 0 hasta los 180, luego desde los 180 hasta los 270 su actividad es baja hasta cuando el gastrocnemio termina su función. El músculo tibial anterior se activa desde el ángulo de 280 hasta más allá de terminar la revolución del pedaleo; mientras que, el músculo sóleo mediante la flexión plantar se activa

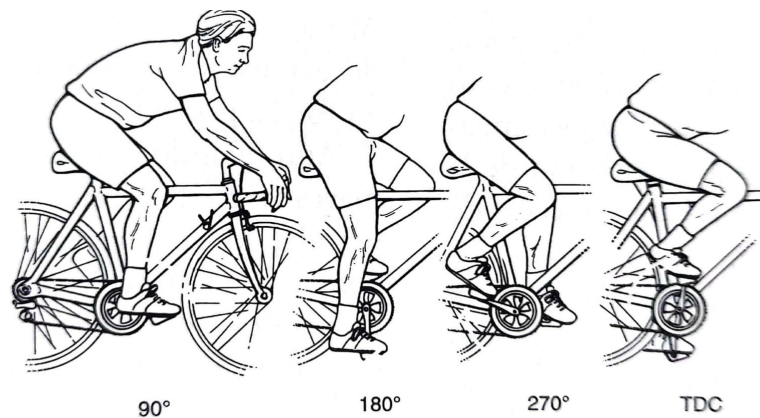


Figura 1.5: Ángulos de posición del pedal

Fuente: Disponible en [27]

intensamente desde el punto inicial hasta los 90, luego baja su intensidad a moderada hasta llegar a los 180 [27].

1.5. Señales electromiográficas (EMG)

La electromiografía describe el registro de la actividad que se genera cuando un músculo se encuentra en movimiento, este registro consiste en obtener la acción eléctrica del músculo [28], permitiendo así el estudio de las diferentes variaciones de las fibras musculares. Para obtener una señal EMG, comúnmente se utiliza dos electrodos bipolares y uno de referencia ubicados en la superficie de la zona de interés. Los electrodos que van en la superficie de la piel registran la actividad eléctrica de varios músculos y fibras nerviosas [29]. Las señales electromiográficas se producen a partir de acciones potenciales; es decir, cuando el músculo se excita por un instante se producen reacciones químicas que provocan un cambio en el potencial que varía en un valor aproximado entre -80mV y 30mV [30]. Si el músculo se encuentra en reposo, se puede observar una línea base sin presencia de ruido. La línea base debe ser entre 0.003mV y 0.005mV ; mientras que, la amplitud de la señal electromiográfica superficial cruda esta entre $\pm 5\text{mV}$ y están a una frecuencia entre 6Hz y 500Hz [29].

Se debe tener en cuenta que, las características que presentan las señales EMG son afectadas por diversos factores como el tiempo, la distancia de los electrodos, la actividad que se realiza, las características de los implementos para la adquisición de datos electromiográficos, entre otros. La señal que produce el músculo y es recopilada mediante los electrodos se encuentra expuesta a varias interferencias (ruido) ocasionadas por factores externos e internos. Los princi-

pales factores externos que afectan las señales EMG son: la red eléctrica, la electricidad estática y la interferencia de radio frecuencia emitida por los equipos electrónicos. De igual manera, los principales factores internos que afectan a este tipo de señales se debe a las que se originan en el organismo del paciente o en los equipos de adquisición de la señal, por el contacto entre los electrodos, a la piel y/o también al ruido de los componentes eléctricos del propio circuito [31].

Las electromiografía superficial (SEMG) Se configura superficialmente en la piel y los electrodos se coloca en el lugar donde se desea obtener la información de la actividad muscular. Esta forma de adquisición de datos permite recopilar la información de un grupo muscular (varias unidades motoras) más no permite la adquisición de una unidad motora específica [32]. La SEMG es de carácter no invasiva; razón por la cual, es ampliamente utilizada. En la figura 1.6, se presenta una comparativa entre la medición de una señal EMG superficial y una EMG invasiva, esta información esta recopilada del músculo tibial anterior durante una contracción del 30 % de la máxima contracción isométrica voluntaria [23].

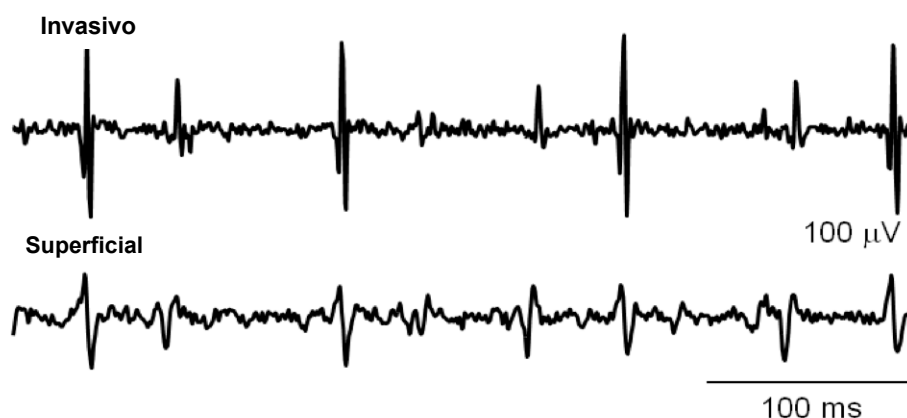


Figura 1.6: Comparativa entre una EMG invasiva (gráfica superior) y una EMG superficial (gráfica inferior)

Fuente: Recuperado de [33]

1.6. Adquisición de señales EMG

La electromiografía de superficie tiene como objetivo el estudio de las señales EMG. La información que se estudia corresponde a la señal que se obtiene por medio de las tarjetas de adquisición de la señal EMG. La señal adquirida debe ser filtrada y amplificada, el proceso de adquisición de la señal se muestra en la figura 1.7[29].

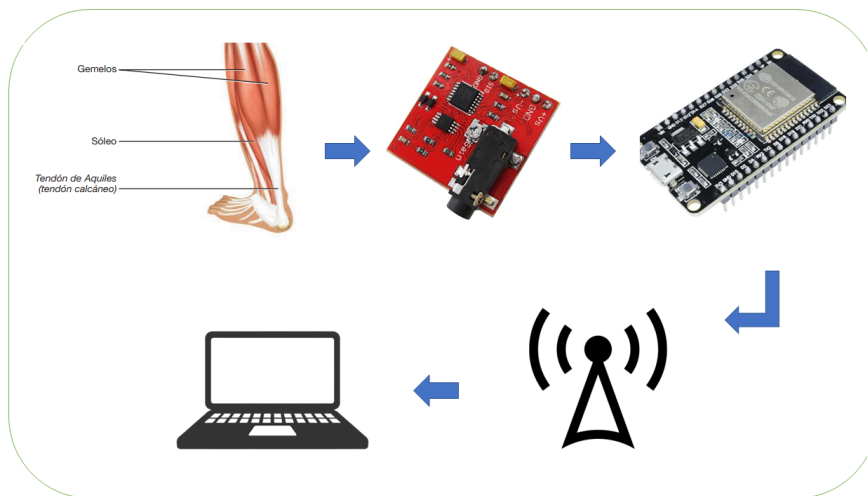


Figura 1.7: Proceso de adquisición de la señal EMG

Fuente: Autor

1.6.1. Formas de adquisición de la señal EMG

La forma más habitual para la adquisición de señales EMG es la utilización de electrodos superficiales o internos. Los electrodos superficiales abarcan grandes ventajas como la apreciación por parte del sujeto en donde están colocados y no causan dolor en el paciente; sin embargo, estos detectan varias unidades motoras al mismo tiempo. Por otro lado, los electrodos internos son invasivos y se introducen dentro del paciente recogiendo las señales EMG directo de las fibras musculares [30]. No obstante, esta técnica invasiva ocasiona molestias y dolor en el paciente.

En el mercado, existen varios tipos de electrodos para la adquisición de señales EMG. Cada tipo de electrodos trae consigo varias características que pueden ser o no benéficas dependiendo de la aplicación en la que se vayan a utilizar. La dos técnicas de adquisición de la señal se muestran en la figura 1.8.

Electrodos de superficie

Este método de adquisición de la señal EMG utiliza electrodos superficiales, lo cual le convierte en un método no invasivo. Son adecuados para el monitoreo de las contracciones musculares voluntarias en estudios kinesiológicos. Los electrodos que se utilizan en este método son los electrodos secos que son fabricados a base de acero inoxidable, de plata y/o de gel húmedo [29].

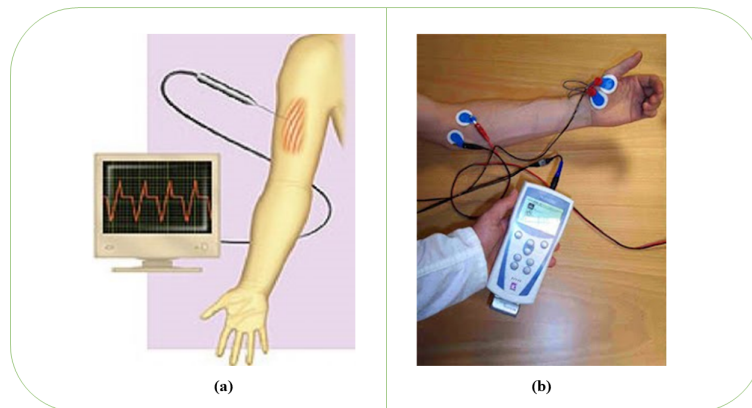


Figura 1.8: Métodos de adquisición de la señal
(a) EMG Invasiva, (b) EMG Superficial

Fuente: Adaptado de [34]

Electrodos húmedos

Son un tipo de electrodos constituidos principalmente de Ag/AgCl, AgCl, Ag y Au, tal como se muestra en la figura 1.9. Para su correcto funcionamiento, utilizan un gel electrolítico como conductor entre la piel y el electrodo que permite disminuir la impedancia que produce la piel, lo cual da como resultado lecturas más estables y bajos niveles de ruidos [35].



Figura 1.9: Electrodo húmedo

Fuente: Modificado de [36]

Electrodos en seco

Están hechos de un solo material que actúa como conductor entre la piel y el electrodo, son realizados en acero inoxidable, plata, entre otros. Las formas pueden ser diferentes, tal como se

aprecia en la figura 1.10. Estos electrodos no necesitan ser humedecidos con ninguna sustancia y no ocasionan malestar alguno en los usuarios. No obstante, la impedancia de estos electrodos es alta en un inicio, pero al transcurso de unos minutos su impedancia baja y se vuelve constante [35].

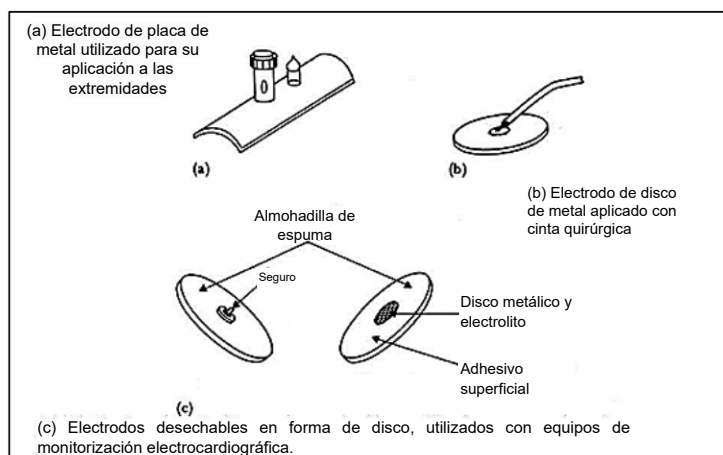


Figura 1.10: Electrodo seco

Fuente: Obtenido de [37]

1.6.2. Tarjetas para la adquisición de señales electromiográficas

En la actualidad, existen diferentes placas *open hardware* que se enfocan a la adquisición de señales musculares. Estas placas tienen la función de amplificar, rectificar y filtrar la señal adquirida por los electrodos mediante un hardware específico. A continuación, se describe algunas placas *open hardware* que existen en el mercado.

Muscle sensor V3

La tarjeta de adquisición de la señal EMG de *Advancer Technologies* (ver figura 1.11), permite medir el potencial eléctrico generado por el músculo (tres electrodos) por medio de un terminal tipo audio de 3.5mm. La señal entregada por la placa está amplificada, rectificada y suavizada (señal analógica) que por medio de un microcontrolador y/o microprocesador puede ser leída con facilidad [36]. En la figura se aprecia: a) puerto de cable 3.5mm, b) ajuste de ganancia, c) chip amplificador.

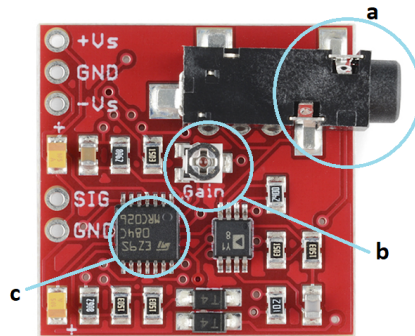


Figura 1.11: Muscle sensor V3

Fuente: Obtenido de [36]

Las principales características de este sensor se describe en la tabla 2.1.

Tabla 1.3: Especificaciones técnicas del sensor muscular V3

Parámetros	Descripción
Tensión de alimentación	Min: $\pm 3,5V$, TYP: $\pm 5V$ Max: $\pm 18V$
Ajuste de Ganancia	Min: $0,01\Omega$, TYP: $50K\Omega$ Max: $100K\Omega$.
Corriente de alimentación	No especificado
Disponibilidad en el país	Si
Precio (dólares)	33.00

Fuente: Adaptado de [36]

MyoWare 2.0

La tarjeta de adquisición de la señal EMG *MyoWare 2.0* (ver figura 1.12), está diseñado para medir la actividad muscular mediante el potencial eléctrico que posee el músculo. Cuando se desea hacer un movimiento, el cerebro envía una señal eléctrica logrando que el músculo se flexione. Al momento que esto sucede, las unidades motoras se reclutan para generar fuerza muscular. *MyoWare 2.0* está encargado de analizar esta actividad eléctrica y como respuesta emite una señal analógica que se representa como fuerza, mientras mayor sea la flexión realizada, mayor será el voltaje de salida del sensor [38]. Al momento de leer la placa la señal EMG, la señal pasa por un amplificador, un filtro de paso de banda, un rectificador y un detector envolvente para luego enviar una señal analógica que fácilmente es interpretada por un microcontrolador y/o microprocesador a través de un convertidor de señal analógica a digital

(CAD). El sensor abarca un diseño portátil que permite la conexión de los sensores biométricos directamente en la placa [39]. Los principales componentes son: a) ajuste de ganancia, b) chip amplificador, c) conector de electrodos en cada esquina.

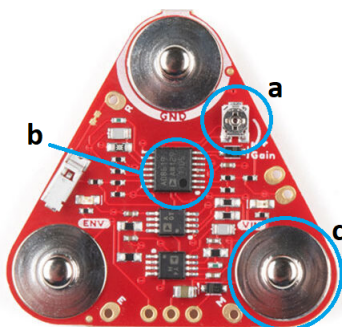


Figura 1.12: Sensor MyoWare 2.0

Fuente: Disponible en [39]

Las principales características de este sensor se encuentran detalladas en la tabla 1.4.

Tabla 1.4: Especificaciones técnicas del sensor MyoWare 2.0

Parámetros	Descripción
Tensión de alimentación	Min: $\pm 2,27V$, TYP: $\pm 3,3V$ - $\pm 5V$ Max: $\pm 5,47V$
Ajuste de Ganancia	Ajustable: $G = 200 * R / 1 K\Omega$, donde R es la resistencia.
Corriente de alimentación	Min: $2pA$ Max: $1nA$
Disponibilidad en el país	No
Precio (dólares)	40.00

Fuente: Adaptado de [38]

MyoWare AT-04-001

El sensor muscular *MyoWare AT-04-001* (ver figura 1.13), al igual que el sensor *MyoWare 2.0* proporciona una variedad de características apropiadas para la lectura de las señales musculares. El *MyoWare AT-04-001* es una versión desarrollada por *Advancer Technologies*, esta placa tiene suministro único y conectores integrados, es por ello que no se requieren cables de conexión en los electrodos ya que puede conectarse directamente, tiene un único cable pequeño que sale de su estructura y sirve para la conexión de referencia. El sensor brinda una señal

EMG y posee un interruptor de alimentación (encendido y apagado) e indicadores led [40]. Se identifica claramente a) conector de electrodo de referencia, b) conector electrodo muscular.

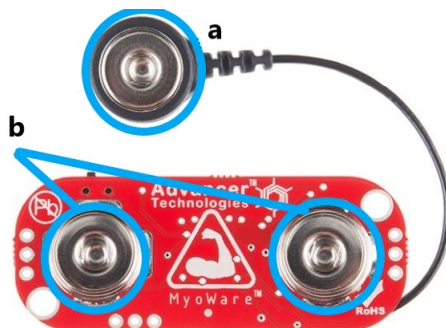


Figura 1.13: MyoWare Muscle Sensor AT-04-001
Fuente: Recuperado de [40]

Las principales características de este dispositivo se presentan en la tabla 1.5.

Tabla 1.5: Especificaciones técnicas del sensor MyoWare AT-04-001

Parámetros	Descripción
Tensión de alimentación	Min: +2,9V, TYP: +3,3V a +5V Max: +5,7V
Ajuste de Ganancia	Min: 0,01Ω, TYP: 50KΩ Max: 100KΩ
Corriente de alimentación	TYP: 9mA Max: 14mA
Disponibilidad en el país	No
Precio (dólares)	50.00

Fuente: Adaptado de [40]

Sensor analógico EMG SEN0240

El sensor muscular SEN0240 (ver figura 1.14), es un dispositivo electrónico apropiado para la electromiografía de superficie elaborado por *DFRobot* y *OYMotion*. El sensor está diseñado para cuantificar las actividades musculares y neuronales del ser humano, tiene incorporado un circuito de filtrado y amplificado, es compatible con placas de desarrollo como Arduino, ESP32 y otras placas. El sensor tiene la capacidad de suministrar una señal analógica proporcional a la actividad muscular detectada, para adquirir la señal se lo realiza mediante electrodos secos o

húmedos de superficie que poseen una ganancia ajustable que permite controlar la sensibilidad dependiendo de la aplicación en la que vaya a ser empleado [41].

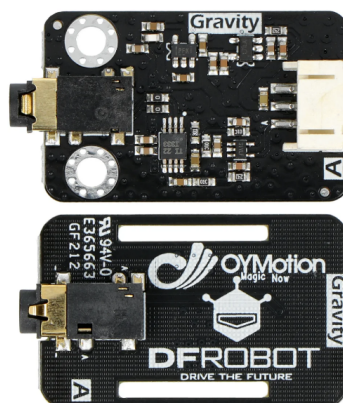


Figura 1.14: Sensor Analógico EMG SEN0240

Fuente: Disponible en [41]

Las características principales de este sensor son detalladas en la tabla 1.6.

Tabla 1.6: Especificaciones técnicas del Sensor Analógico EMG SEN0240

Parámetros	Descripción
Tensión de alimentación	TYP: +3,3V a +5,5V
Voltaje de funcionamiento	TYP: +3V
Corriente de alimentación	MIN: 20 mA
Disponibilidad en el país	No
Precio (dólares)	50.00

Fuente: Adaptado de [41]

1.7. Características de señales EMG

Para la adquisición de señales EMG se utiliza el protocolo que cumple la norma de *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM), la cual se enfoca en la ubicación, tamaño, fabricación y características de los electrodos. Para adquirir una buena señal EMG, la piel debe ser limpiada con pastas especiales de limpieza abrasiva y conductora para que quiten la piel muerta que pueda provocar una alta impedancia e interrumpir la correcta adquisición de la señal [29].

Los rangos de impedancia que permiten determinar si la condición es favorable al momento de adquirir la señal se presentan en la tabla 1.7:

Tabla 1.7: Rangos de Impedancia adecuados para adquirir señales EMG

Denominación	Rango de impedancia en $K\Omega$
Buena condición	1-5
Condición aceptable y factible	5-10
Condiciones aptas para baja exigencia	10-30
No es muy bueno	30-50
Requiere nuevo proceso de limpieza	mayor a 50

Fuente: Adaptado de [29]

Las señales EMG, al igual que otras señales que proviene del cuerpo humano es aleatoria y se ha ido estandarizando durante el paso de los años. Las especificaciones mínimas de la señal según la *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK), se los puede apreciar en la siguiente tabla 1.8.

Tabla 1.8: Característica de las señales EMG

Parámetro	Característica
Tipo de señal	Aleatoria
Amplitud	0 - 10 mV (pico-pico)
Frecuencia	0 - 500 Hz
Frecuencia parte dominante	50 - 150 Hz
Impedancia de entrada	1010 Ω en DC y $> 108 \Omega$ a 100 Hz .
Ganancia de amplificación	200-1000000 $\pm 10\%$ en incrementos discretos.
CMRR(Relación de rechazo del modo común)	$> 90dB$ a 60 Hz
Respuesta en frecuencia	1 - 3000 Hz
Corriente de bias de entrada	$< 50nA$
Ruido	$< 5\mu V$ RMS (Valor eficaz) medido con una resistencia de 100 $K\Omega$

Fuente: Adaptado de [42, 43]

1.7.1. Tratamiento de la señal

El tratamiento de las señales EMG implica que se debe procesar y analizar la señal eléctrica generada por la actividad muscular. Se debe tener en cuenta que las señales musculares son pequeñas y presentan ruido; por consiguiente, deben ser tratadas tal y como se muestra en la

figura 1.15: (a) adquisición, (b) filtrado, (c) rectificación y (d) suavizado y amplificación de una señal EMG. Los dispositivos mencionados en la sección 1.6.2 incorporan los procesos de adquisición, filtrado, rectificado, suavizado y amplificado de las señales EMG.

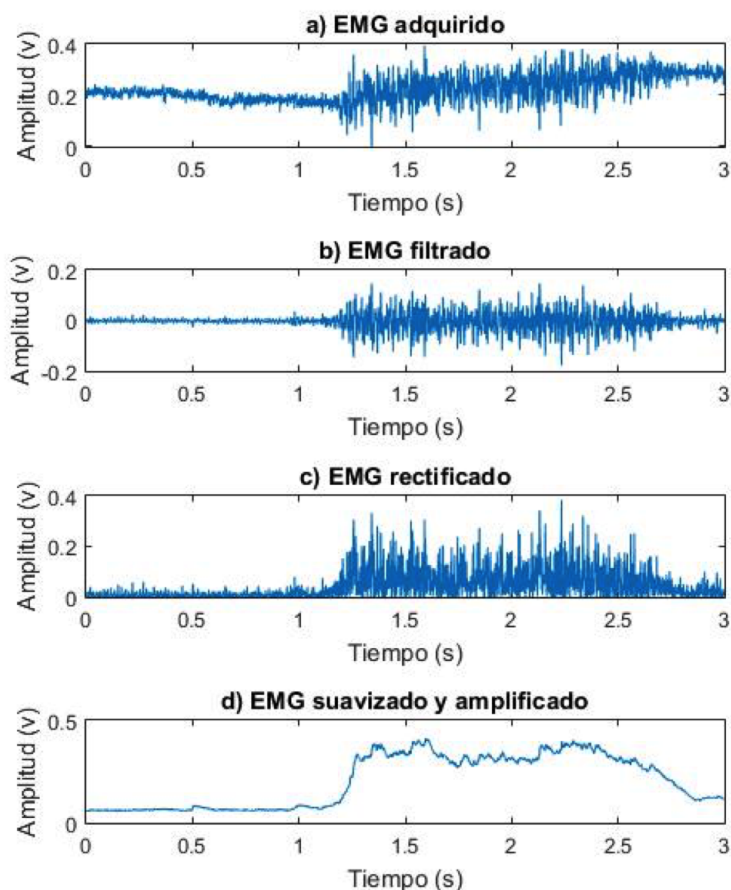


Figura 1.15: Etapas a la que somete la señal EMG

Fuente: Disponible en [44]

Señales EMG sin procesar (*RAW EMG signals*)

Son las señales que no presentan modificaciones ni han sido procesada tal como se indicó en la figura 1.17a. Esta señal proviene de un músculo en reposo y luego en movimiento. Si el músculo está en reposo se puede ver una línea base con un poco de ruido, seguidamente se puede apreciar cuando el músculo empieza alguna actividad como se indica en la figura 1.16. La señal depende del amplificador y el ruido base no debe estar comprendido entre $3-5 \mu V$; sin embargo, lo ideal es que este en el rango de $1-2 \mu V$ [23].

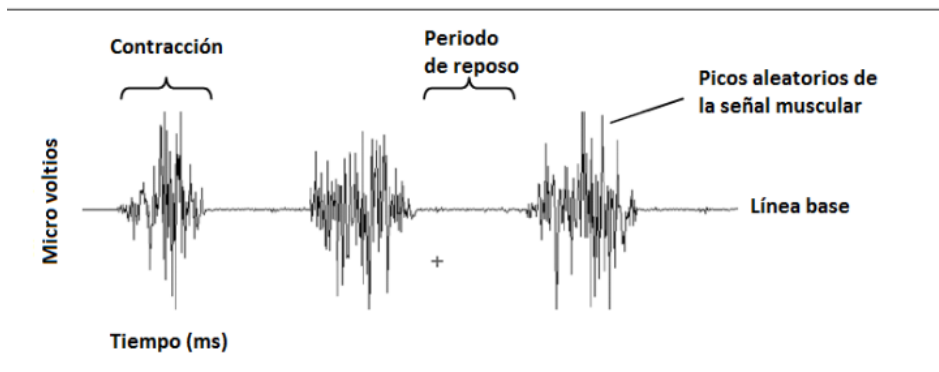


Figura 1.16: Señal EMG

Fuente: Disponible en [23]

Filtrado

Un filtro analógico tiene la capacidad de seleccionar y eliminar frecuencias de una señal así como se muestra en la figura 1.17b. El filtro debe ser capaz de eliminar las señales no deseadas (ruido), efectos relacionados al movimiento o inestabilidad entre el electrodo y la piel [45]. El filtrado en las señales EMG es de gran importancia para la eliminación del ruido y lograr obtener una señal clara y precisa. La frecuencia de las señales para el desarrollo del electromiograma está en el rango de los 0 a 500 Hz ; sin embargo, la información adquirida está entre los 50 a 150 Hz , es por ello que se debe utilizar un filtro pasa altos entre los 10 y 15 Hz . De la misma manera, debe incorporar un filtro pasa bajo para el rango de frecuencias entre los 500 a 1000 Hz , el cual es necesario para evitar que las señales se solapen y sean indistinguibles durante la digitalización de la misma [23].

Rectificador

El rectificado de una señal EMG hace referencia a eliminar la parte negativa de la señal y así obtener solo valores positivos, esto se puede apreciar en la figura 1.17c. Generalmente se utiliza un circuito rectificador que consta de diodos, amplificadores operacionales u otros componentes electrónicos. Para la rectificación de las señales EMG con referencia, se utiliza la señal de referencia para determinar el nivel del umbral de la señal rectificada. Se debe tener en cuenta, que la señal de referencia es un valor constante que se utiliza para establecer un punto de referencia en la señal rectificada, este proceso facilita la detección de la variación de la señal si llega a superar el valor constante. Este procedimiento es ideal para la lectura de señales musculares ya que tiene una mejor interpretación porque se puede identificar los picos más

altos que se producen en un determinado músculo y así identificar los puntos donde se realiza un mayor esfuerzo muscular [23].

Pre-Amplificador

Al adquirir la señal mediante los electrodos se obtiene una señal casi imperceptible; es por ello que, en la etapa de pre-amplificación se amplifica la señal generalmente 498 veces, dando como resultado una señal que oscila entre $-1V$ y -800 mV [45].

Amplificador

La amplificación de las señales EMG, consta en el aumento de la amplitud de la señal, esto se lo realiza para facilitar el análisis y el registro, así como se muestra en la figura 1.17d. Las señales EMG que generan los músculos tiene una amplitud muy baja y comúnmente suele estar en microvoltios. Los dispositivos mencionados en la sección 1.6.2 brindan a la salida una señal con parámetros característicos similares a los de la excitación de entrada pero amplificadas [45]. La adquisición de las señales EMG se realiza por medio de las siguientes configuraciones de los amplificadores operacionales:

- **Inversora y no inversora.** Son circuitos integrados que tiene dos entradas y una salida que proporciona la señal modificada. La principal característica de estas configuraciones es que presentan una alta impedancia de entrada la cual evita interferencias; sin embargo, presenta una baja impedancia de salida. Estas configuraciones son ampliamente utilizadas en la mayoría de proyectos electrónicos debido a su alta fiabilidad, fácil manejo y económico costo [31].
- **Diferencial.** Este tipo configuración es utilizada para amplificar la diferencia de voltaje entre dos señales de entrada. La función principal es generar una ganancia a la señal diferencial mientras elimina cualquier señal de modo común que pueda estar presente en las entradas. Esta configuración ayuda con los problemas de amplificación de ruido o cualquier otra interferencia que influyan en los resultados, una de las desventajas que tiene este circuito es tener un valor bajo de impedancia de entrada y dificulta el control sobre la ganancia del dispositivo [31].

Conversión análoga/digital (CAD)

La conversión de la señal analógica a digital es el proceso de transcribir las señales EMG adquirida a través de los electrodos a una señal digital representada por unos y ceros que per-

mita el procesamiento en un dispositivo tal como un microcontrolador y/o microprocesador en aplicaciones basadas en computadores [46]. Los pasos que tiene esta conversión son:

- **Muestreo.** Recopila muestras de la señal muscular continua.
- **Retención.** La información adquirida se retiene un tiempo adecuado hasta ser procesada.
- **Cuantificación.** Mide el voltaje recibido y asigna valores de salida.
- **Codificación.** Convierte el valor cuantificado en un valor binario.

Las ventajas de realizar esta conversión es el aumento de inmunidad al ruido o interferencias y asimismo su fácil procesamiento; sin embargo, una de las principales desventajas es la pérdida de información que puede darse debido a cortes de señal y redondeos al momento de la codificación [46].

1.8. Sistemas embebidos para el tratamiento de señales EMG

La comunicación de las señales EMG es la manera en que se transmiten y se procesan las señales entre los dispositivos electrónicos que se utilizan para la recepción, adquisición y presentación de los resultados al usuario. Por tal motivo, en la figura 1.17 se da a conocer el proceso que se debe seguir una vez que se ha capturado las señales EMG.

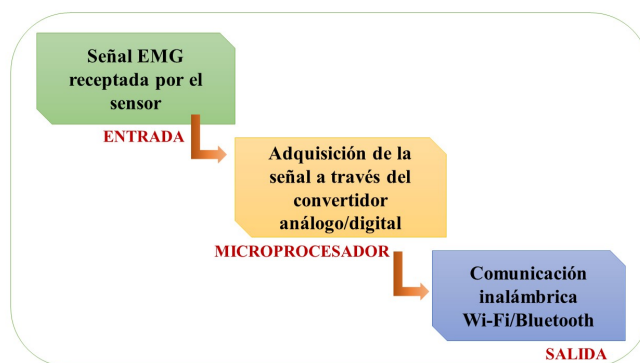


Figura 1.17: Proceso de comunicación

Fuente: Autor

Las señales EMG recopiladas por medio de los electrodos y el sensor muscular, deben ser procesadas en un microcontrolador y/o microprocesador el cual se comunica con un ordenador y presenta las señales captadas al usuario. Las características de las principales placas microcontroladas y/o microprocesadas más utilizadas en este ámbito se presentan en la tabla 1.9:

Tabla 1.9: Microcontroladores

Dispositivo	Características
Arduino Uno	Microcontrolador: ATmega328 SRAM: $2kB$ Velocidad de reloj: $16MHz$ Pines: 14 (entradas y salidas digitales), 6 salidas PWM y 6 entradas analógicas Voltaje de operación: $5V$ WiFi: No Bluetooth: No Costo estimado: \$ 15.00
ESP32	Microprocesador: Xtensa Dual-Core 32-bit LX6 con 600 DMIPS SRAM: $448kB$ Velocidad de reloj: $160MHz$ Pines: 38 GPIO Voltaje de operación: $3.3V$ WiFi: HT40 Bluetooth: 4.2 y BLE Costo estimado: \$ 10.00
Raspberry Pi 4	Procesador: ARM Cortex-A72 Velocidad de reloj: $1.5GHz$ Pines: 40 GPIO Voltaje de operación: $3-5V$ WiFi: 802.11ac Bluetooth: 5.0 Costo estimado: \$ 125.00

Fuente: Adaptado de [47, 48, 49]

1.8.1. Comunicación inalámbrica

La comunicación inalámbrica es aquella que no necesita estar conectada mediante cables entre el emisor y el receptor. La principal característica de este tipo de comunicación es que el emisor puede estar conectado a varios receptores utilizando ondas electromagnéticas dentro de un área determinada. En otras palabras, se dice que la comunicación inalámbrica existe mientras haya transferencia de información entre el emisor y el receptor a través de ondas de radio en cualquier dirección dentro de una determinada distancia [50]. Hoy en día, el avance de la tecnología ha permitido que la mayoría de comunicaciones existentes sea inalámbrica debido a la velocidad de transmisión de información, optimización de recursos, consumo de energía, entre otros. Los principales medios de comunicación inalámbrica son el Bluetooth y el WiFi cuyos alcances son dados por el fabricante en línea recta (sin obstáculos).

Comunicación inalámbrica por Bluetooth

Este tipo de comunicación tiene como propósito entablar una transmisión de datos en un corto alcance, es por ello que, es de bajo costo y su complejidad no es muy alta. Actualmente, muchas conexiones se realizan mediante Bluetooth para sustituir los cables y garantizar la fiabilidad y seguridad en la comunicación. Esta tecnología apareció en 1997 logrando obtener una interfaz de radio de baja potencia y es muy utilizado en teléfonos móviles y tarjetas de PC. Los dispositivos que cuentan con esta tecnología, se dividen en cuatro clases; en donde, la clase 1 tiene un rango de alcance de 100 metros con una potencia de $100mW$, la clase 2 tiene un rango de alcance de hasta 20 metros con una potencia de $2.5mW$, la clase 3 tiene rango de alcance de 1 metro con una potencia de $1mW$ y finalmente, la clase 4 con un rango de alcance de hasta 50 *cm* y una potencia de $0.5mW$. Además, el Bluetooth usa una banda de $2.4 GHz$ que permite una velocidad de transferencia de hasta $720 Kbps$ entre dispositivos que se encuentren dentro del rango de cobertura [51].

Comunicación inalámbrica por WiFi

La tecnología WiFi tiene la capacidad de conectar forma inalámbrica dos o más aparatos electrónicos que cuenten con una antena WiFi y que tengan un acceso a una red inalámbrica. Esta comunicación está basada en estándares 802.11 que usa frecuencias de radio para la extensión de redes de un área local conectadas a internet y/o dispositivos que poseen WiFi que permitan el envío y recepción de información. Generalmente el WiFi utiliza dos tipos de frecuencias, la de $2.4 GHz$ con un alcance de 45 metros en interiores y 90 metros en exteriores, y también la de $5 GHz$ con un alcance de 15 metros en interiores y 30 metros en exteriores, para

la transmisión de la información [50].

1.9. Interfaz de Usuario

Las señales adquiridas son enviadas al computador de manera inalámbrica, en donde se realiza la recepción de las señales, un nuevo proceso de filtrado y la presentación de las señales EMG en tiempo real [42]. Lo mencionado anteriormente se puede realizarlo en varios software, por ejemplo: Matlab y/o LabVIEW.

Matlab

Es un software que tiene la capacidad de realizar interfaces gráficas de usuario (GUI). El software de fácil uso, cuenta con un amplio soporte y es posible suprimir el uso de código debido a los varios *Toolbox* que posee como Simulink, App Designer, GUIDE, entre otros [52].

En la figura 1.18, se puede apreciar la medición de la señal eléctrica generada por un músculo cuando se encuentra en actividad, esta imagen contiene tres bloques fundamentales, el cual se distribuye en adquisición y amplificación de la señal, luego el bloque de filtro pasa bandas y finalmente el bloque de filtro rechaza bandas [53].

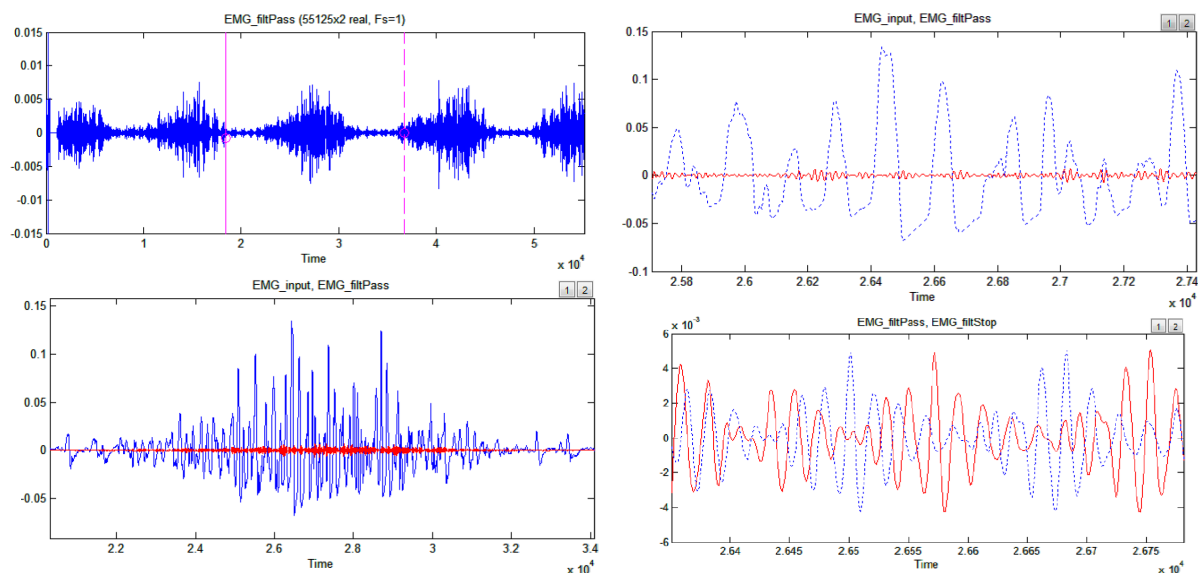


Figura 1.18: Señal EMG en Matlab

Fuente: Disponible en [53]

LabVIEW

Es un software orientado a aplicaciones de control de equipos electrónicos de instrumentación y su principal característica radica en su programación gráfica. LabVIEW consta de dos ventanas, en una ventana se realiza la interfaz gráfica; mientras que, en la otra ventana se realiza la programación por bloques [54].

En la siguiente figura 1.19, se puede apreciar las gráficas de las señales musculares adquiridas utilizando el *Biomédical Toolkit* de LabVIEW [55].

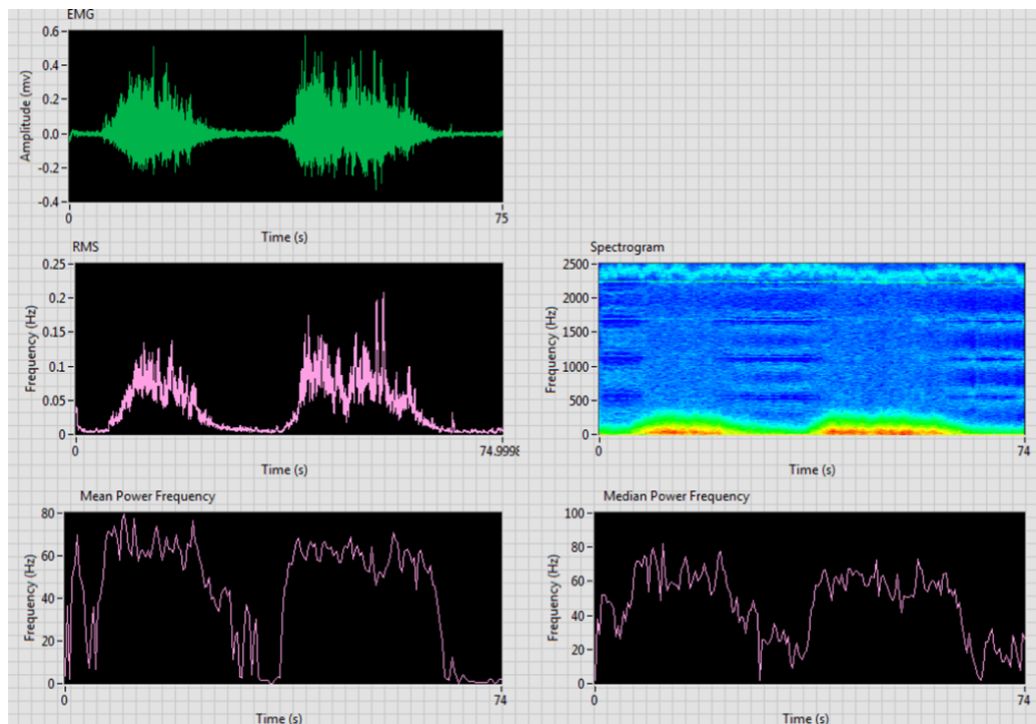


Figura 1.19: Señal EMG en LabVIEW

Fuente: Disponible en [55]

Una vez recopilada la información correspondiente a la revisión bibliográfica, se tiene una idea clara y un enfoque adecuado para continuar con la realización del trabajo de grado. Cada una de las definiciones y conceptos presentados sobre las señales EMG, anatomía de las extremidades inferiores, los dispositivos de adquisición para señales EMG y los software para la realización de la interfaz, permitirán cumplir con los objetivos planteados.

Capítulo II

Marco Metodológico

Este capítulo describe una parte fundamental de la investigación, ya que está constituido por el enfoque y la metodología que se sigue para cumplir satisfactoriamente con los objetivos planteados; se inicia detallando el enfoque, la metodología, los requerimientos del sistema y finaliza con el diseño del sistema mediante la selección de materiales por medio de matrices de pares que permite una evaluación cuantitativa para elegir las partes que constituyen el dispositivo inalámbrico.

2.1. Enfoque y tipo de Investigación

El presente trabajo está basado en un enfoque ingenieril, el cual inicia con la identificación y el análisis del problema acerca de la adquisición de señales musculares mediante dispositivos electrónicos. Se plantean varias soluciones que son evaluadas con la finalidad de determinar la viabilidad y que permitan proponer una solución práctica que se acoge a los criterios de diseño descritos en secciones anteriores. Finalmente, se procede a la construcción de un dispositivo innovador que satisfaga la necesidades requeridas [56].

La parte medular del presente trabajo es la Revisión Sistemática de Literatura (SLR), esta metodología recopila y analiza múltiples estudios de libros, revistas, tesis, páginas web, artículos científicos, entre otros; los cuales se encuentran disponibles en las diferentes bases de datos bibliográficas como Scopus, IEEE Explorer, Web of Science, Springer, Google Académico, entre otros. Una vez realizado la SLR, se procede a desarrollar una investigación descriptiva, en la cual se detalla las características fundamentales de cada una de las partes constitutivas del dispositivo que será implementado. Adicionalmente, la investigación experimental permite interactuar directamente en el objeto de estudio para la validación del mismo. Finalmente, para la validación, se realizará una investigación de campo; debido a que, las pruebas serán realizadas

en pacientes voluntarios que practican algún deporte o actividad física [57].

2.2. Requerimientos del Sistema

Se requiere que el sistema sea inalámbrico no invasivo, el cual detecte las señales EMG que generan los músculos de las extremidades inferiores al momento que se realiza una determinada actividad física; estas señales receptadas mediante electrodos deben ser presentadas en una interfaz de fácil manejo por el usuario.

Tabla 2.1: Características para el desarrollo del sistema.

Características generales	Objetivo
Descripción general	Sistema inalámbrico no invasivo que recete la señal EMG y permita su visualización en una interfaz.
Características técnicas	Transmisión de la señal inalámbrica, no invasivo, portable.
Dimensiones	Pequeño para que evite la incomodidad del usuario mientras realiza actividad física y ajustable debido a la irregularidad de la estructura física de las extremidades inferiores de los usuarios.
Programación	Software libre
Costo	Optimizar el costo de fabricación

Fuente: Autor

Una vez que se establece los requerimientos necesarios y las características propias del sistema, el diagrama mostrado en la figura 2.1 representa el procesamiento de las señales EMG.

2.2.1. Estructura del Trabajo de Titulación

El presente trabajo consta de cinco fases que se describen a continuación:

- **Fase 1.** Se plantea la problemática, la justificación, los objetivos y el alcance del estudio.
- **Fase 2.** Se lleva a cabo la SLR detallando los aspectos relevantes para el correcto desarrollo del trabajo de titulación. En esta fase, se recopila la información referente al estudio de la fisiología de los músculos de las extremidades inferiores, la electromiografía, los

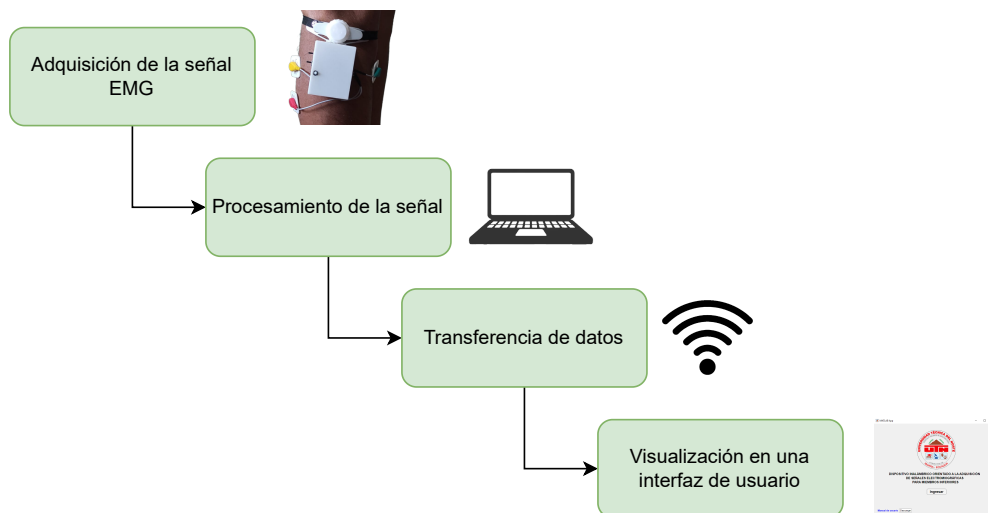


Figura 2.1: Diagrama del procesamiento de la señal EMG.

Fuente: Autor

dispositivos electrónicos para la adquisición de señales EMG, tipos de electrodos y los software adecuados para la representación de este tipo de señales.

- **Fase 3.** Se detalla la metodología empleada y la estructura del trabajo de grado. De igual manera, en esta fase se diseña del hardware del sistema, el case del sistema y el diseño de la interfaz gráfica.
- **Fase 4.** En esta fase se realiza la implementación del sistema, las pruebas de funcionamiento del dispositivo y la validación del mismo en deportistas voluntarios.
- **Fase 5.** Se dan a conocer las conclusiones, recomendaciones y trabajo a futuro resultado del trabajo realizado.

2.3. Diseño del sistema

En la figura 2.2 se presenta el diagrama del funcionamiento del sistema que se va a desarrollar; inicia con la actividad muscular de los miembros inferiores, seguidamente de la adquisición de la señal proveniente de la actividad, luego la recepción y envío de la señal de manera inalámbrica y finalmente la presentación de la señal en una interfaz.

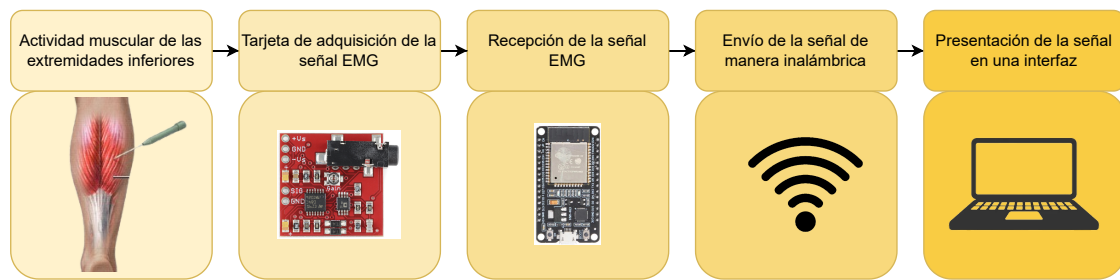


Figura 2.2: Diagrama del sistema de adquisición y tratamiento de señales EMG.

Fuente: Autor

2.3.1. Alternativa, evaluación y selección de la tarjeta de adquisición de las señales EMG

En la figura 2.2, se indica la secuencia que debe seguir el diseño del dispositivo, por tal motivo en primera instancia se realiza el proceso para la selección correcta de la tarjeta de adquisición de la señal EMG.

En el apartado del SLR se menciona y se detalla las propiedades de las tarjetas existentes para la adquisición de señales EMG, tendiendo así cuatro alternativas:

- **Alternativa 1:** Muscle sensor V3
- **Alternativa 2:** MyoWare 2.0
- **Alternativa 3:** MyoWare AT-04-001
- **Alternativa 4:** EMG SEN0240

Parámetros de evaluación para las alternativas de las tarjetas de adquisición de la señal EMG

Una vez establecido las tarjetas de adquisición de la señal EMG, se selecciona los parámetros que serán evaluados, ver tabla 2.2.

Tabla 2.2: Parámetros de evaluación de las tarjetas de adquisición de la señal EMG.

Parámetro	Descripción
Funcionalidad	Debe ser superficial no invasivo y adecuado para la comodidad del usuario.
Accesibilidad	La tarjeta debe ser accesible en tiendas electrónicas en caso de requerir un remplazo o a su vez la posterior realización de más dispositivos.
Económico	Se debe optimizar el costo para que sea accesible para los usuarios.
Compatibilidad	Es necesario que sea compatible con los microcontroladores para el envío de la señal.

Fuente: Autor

Selección de la tarjeta

Para elegir la tarjeta de adquisición de la señal EMG adecuada se utiliza el método de matriz de pares. Este proceso analítico es una técnica para la toma de decisiones multicriterio basado en jerarquización, pesos de importancia y comparación pareada [58], los valores de escala se muestran en la tabla 2.3, que servirán posteriormente para la selección de la mejor alternativa.

Tabla 2.3: Valores escala de la matriz de pares para evaluar las alternativas.

Escala	Ponderación
Mucho más importante	10
Más importante	5
Igual	1
Menos importante	0.2
Mucho menos importante	0.1

Fuente: Modificado de [58]

En primera instancia se realizó la matriz de pares de los criterios anteriormente descritos, ver tabla 2.4, con la finalidad de calcular el factor de ponderación (FP) que se muestra en la ecuación 2.1.

$$FP = \frac{\textit{suma}}{\textit{total}} = PO \quad (2.1)$$

Seguidamente se calcula el peso de la opción (PO) asociado a cada parámetro, para calcular esto se utiliza la misma ecuación 2.1, y se aprecia en las tablas: 2.5 hasta 2.8

Tabla 2.4: Matriz de pares para los parámetros de evaluación de las tarjetas de adquisición de la señal EMG.

	Funcionalidad	Accesibilidad	Económico	Compatibilidad	Suma	FP
Funcionalidad	0	1	5	5	11	0.41
Accesibilidad	1	0	0.2	1	2.2	0.08
Económico	0.2	10	0	1	11.2	0.42
Compatibilidad	0.2	1	1	0	2.2	0.08
				Total	26.6	

Fuente: Autor

Tabla 2.5: Matriz de pares de las alternativas de tarjetas de adquisición de las señales EMG asociados a la Funcionalidad.

	Alternativa 1	Alterativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	1	1	1	3	0.25
Alternativa 2	1	0	1	1	3	0.25
Alternativa 3	1	1	0	1	3	0.25
Alternativa 4	1	1	1	0	3	0.25
				Total	12	

Fuente: Autor

Tabla 2.6: Matriz de pares de las alternativas de tarjetas de adquisición de las señales EMG asociados a la Accesibilidad.

	Alternativa 1	Alterativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	5	5	10	20	0.69
Alternativa 2	0.2	0	1	1	2.2	0.08
Alternativa 3	0.2	0.2	0	5	5.4	0.19
Alternativa 4	1	0.1	0.1	0	1.2	0.04
				Total	28.2	

Fuente: Autor

Tabla 2.7: Matriz de pares de las alternativas de tarjetas de adquisición de las señales EMG asociados a lo Económico.

	Alternativa 1	Alterativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	5	10	10	25	0.79
Alternativa 2	0.1	0	1	1	2.2	0.07
Alternativa 3	0.2	1	0	1	2.2	0.07
Alternativa 4	0.1	1	1	0	2.1	0.06
				Total	31.5	

Fuente: Autor

Tabla 2.8: Matriz de pares de las alternativas de tarjetas de adquisición de las señales EMG asociados a la Compatibilidad.

	Alternativa 1	Alterativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	1	1	1	3	0.25
Alternativa 2	1	0	1	1	3	0.25
Alternativa 3	1	1	0	1	3	0.25
Alternativa 4	1	1	1	0	3	0.25
				Total	12	

Fuente: Autor

Finalmente en la tabla 2.9, se presenta la matriz que contiene en las filas las alternativas y en las columnas los parámetros de evaluación, de esta manera se calcula el puntaje final siguiendo la ecuación 2.2, que permite clasificar de forma jerárquica las alternativas.

$$Puntaje\ final = FP * PO \quad (2.2)$$

Tabla 2.9: Matriz de pares para selección de la tarjeta de adquisición de la señal EMG Puntaje Final.

	Funcionalidad	Accesibilidad	Económico	Compatibilidad	Suma
Alternativa 1	0.10	0.06	0.33	0.02	0.51
Alternativa 2	0.10	0.006	0.03	0.02	0.16
Alternativa 3	0.10	0.02	0.03	0.02	0.17
Alternativa 4	0.10	0.003	0.02	0.02	0.14

Fuente: Autor

En la matriz 2.9, se observa el puntaje final para cada una de las alternativas con relación a

cada criterio de evaluación planteado, dando como resultado con un mayor puntaje a la **Alternativa 1** correspondiente a la tarjeta de adquisición de señal EMG Muscle Sensor V3.

2.3.2. Alternativa, evaluación y selección del microcontrolador

De la misma manera que en la sección anterior, pero en este caso para el procesamiento de datos y envío se detallan los factores importantes de los microcontroladores existentes en el mercado, para esto de debe tomar en cuenta los objetivos planteados al inicio de este trabajo, teniendo así tres alternativas las cuales son:

- *Alternativa 1:* Arduino Uno
- *Alternativa 2:* ESP32
- *Alternativa 3:* Raspberry Pi 4

Parámetros de evaluación para las alternativas de los microcontroladores

Una vez establecido los diferentes tipos de microcontroladores, se selecciona los parámetros que serán evaluados, ver tabla 2.10.

Tabla 2.10: Parámetros de evaluación de los microcontroladores.

Parámetro	Descripción
Funcionalidad	Transferencia de datos de forma inalámbrica.
Dimensiones	La placa debe ser pequeña para permitir la portabilidad en el usuario.
Económico	Se debe optimizar el costo para que sea accesible para los usuarios.
Compatibilidad	Es necesario que sea compatible con los software para desarrollar el código de envío y recepción de datos.

Fuente: Autor

Selección del microcontrolador

Para la selección correcta del microcontrolador se sigue exactamente los mismos pasos que se utilizó en la selección de la tarjeta, los valores asignados presentes en la tabla 2.3, y con la misma lógica se realiza la matriz de pares de los criterios mencionados en la tabla 2.10, con la finalidad de calcular el factor de ponderación (FP) acorde a la ecuación 2.1.

Tabla 2.11: Matriz de pares para los parámetros de evaluación para microcontroladores.

	Funcionalidad	Dimensiones	Económico	Compatibilidad	Suma	FP
Funcionalidad	0	1	1	1	3	0.12
Dimensiones	5	0	1	1	7	0.28
Económico	10	1	0	1	12	0.48
Compatibilidad	1	1	1	0	3	0.12
				Total	25	

Fuente: Autor

Se calcula el peso de la opción (PO) asociado a cada parámetro, para la evaluación se utiliza la ecuación 2.1, y los resultados se aprecian en las tablas: 2.12 hasta la 2.15.

Tabla 2.12: Matriz de pares de las alternativas de microcontroladores asociados a la Funcionalidad.

	Alternativa 1	Alterativa 2	Alternativa 3	Suma	PO
Alternativa 1	0	1	0.2	1.2	0.05
Alternativa 2	10	0	0.2	10.2	0.37
Alternativa 3	10	5	0	15	0.57
			Total	26.4	

Fuente: Autor

Tabla 2.13: Matriz de pares de las alternativas de microcontrolador asociados a las Dimensiones (pequeño).

	Alternativa 1	Alterativa 2	Alternativa 3	Suma	PO
Alternativa 1	0	0.2	1	1.2	0.10
Alternativa 2	5	0	5	10	0.80
Alternativa 3	1	0.2	0	1,2	0.10
			Total	12.4	

Fuente: Autor

Finalmente en la tabla 2.16, se presenta la matriz que contiene en las filas las alternativas y en las columnas los parámetros de evaluación, de esta manera se calcula el puntaje final siguiendo la ecuación 2.2, que permite clasificar de forma jerárquica las alternativas.

En la matriz 2.16, se aprecia el puntaje final para cada una de las alternativas con relación a cada criterio de evaluación planteado, da como resultado con mayor puntaje a la **Alternativa 2** correspondiente al microcontrolador **ESP32**.

Tabla 2.14: Matriz de pares de las alternativas de microcontroladores asociados a lo Económico.

	Alternativa 1	Alterativa 2	Alternativa 3	Suma	PO
Alternativa 1	0	1	10	11	0.5
Alternativa 2	1	0	10	11	0.5
Alternativa 3	0.2	0.2	0	0.4	0.02
			Total	22.4	

Fuente: Autor

Tabla 2.15: Matriz de pares de las alternativas de microcontroladores asociados a la Compatibilidad.

	Alternativa 1	Alterativa 2	Alternativa 3	Suma	PO
Alternativa 1	0	1	1	2	0.33
Alternativa 2	1	0	1	2	0.33
Alternativa 3	1	1	0	2	0.33
			Total	6	

Fuente: Autor

Tabla 2.16: Matriz de pares para selección del microcontrolador puntaje final.

	Funcionalidad	Accesibilidad	Económico	Compatibilidad	Suma
Alternativa 1	0.006	0.03	0.24	0.04	0.316
Alternativa 2	0.044	0.224	0.24	0.04	0.548
Alternativa 3	0.07	0.03	0.01	0.04	0.15

Fuente: Autor

2.3.3. Alternativa y selección de los electrodos superficiales

Al tratarse de un dispositivo no invasivo, para la adquisición de la señal EMG se utilizan electrodos de superficie, en esta sección solamente se tiene dos alternativas disponible en el mercado, las cuales son:

- **Alternativa 1:** Electrodos húmedos
- **Alternativa 2:** Electrodos secos

Cada alternativa cuenta con sus respectivas características, no obstante, en cuanto a recepción óptima de la señal el electrodo húmedo cuenta con un gel electrolítico que permite una mejor lectura de las señales ya que los electrodos secos al poseer alta impedancia, afecta a la señal recibida. Además, el material adecuado para los electrodos secos es la plata (Ag) y fabricarlos en este material tendría como resultado un costo elevado en la elaboración del dispositivo, con lo que no es una opción viable; por lo tanto, se opta por la selección **Alternativa 1** que hace referencia a los **electrodos húmedos** que son más económicos y de fácil adquisición.

Según Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM), las condiciones adecuadas para la colocación de los electrodos y el procesamiento de las señales musculares se presentan en la tabla 2.17.

Tabla 2.17: Recomendaciones SENIAM.

Parámetro	Valor o condición Recomendado
Tamaño del electrodo	Diámetro < 10 mm
Distancia entre electrodos	< 20 mm o 1/4 de la longitud del músculo, la que sea menor
Ubicación del electrodo	Entre la zona de inervación más distal y el tendón distal. Entre la zona de inervación más proximal y el tendón proximal. No sobre una zona de inervación.
Ubicación del electrodo de referencia	Zona eléctricamente inactiva (hueso).

Fuente: Adaptado de [59]

Una vez terminada esta sección, se procede a realizar la adquisición los materiales que fueron seleccionados mediante una valoración cuantitativa, utilizando la matriz de pares para la evaluación de las alternativas. De igual manera, siguiendo la metodología mencionada, se continúa con el siguiente paso, el desarrollo del dispositivo.

Capítulo III

Resultados

Este capítulo está destinado al desarrollo del dispositivo inalámbrico y la realización de las pruebas de funcionamiento; previamente con la SLR se consigue tener una idea clara de los conceptos teóricos que se utilizará en la construcción del dispositivo y mediante la metodología y selección de materiales se procederá a realizarlo de una manera técnica y eficaz cumpliendo todos los parámetros establecidos.

3.1. Desarrollo del dispositivo

Una vez seleccionados los componentes, en este capítulo se detalla el proceso para la construcción del dispositivo; se inicia con el diseño del sistema electrónico con sus respectivos componentes, luego el montaje en una estructura impresa que se sujete a la extremidad inferior, seguidamente se realiza la programación acorde a la adquisición de la señal EMG y finalmente la presentación de la señal de forma inalámbrica en una interfaz.

3.1.1. Construcción del prototipo del circuito

Modelado del funcionamiento de circuito electrónico

La modelación de un circuito permite tener una idea del prototipo real que ha de ser implementado [60]. El sistema a construir se diseña utilizando recursos computacionales específicos, en este caso se implementa un software electrónico para tener una representación clara de los componentes que se utilizan.

La figura 3.1 muestra el modelo del circuito implementado, en el cual se observa: a) dos baterías de 3.7 V, b) interruptores, c) tarjeta de adquisición de señal EMG y d) microcontrolador,

conectados mediante cables en una *protoboard*. Los *datasheet* del microcontrolador ESP32 y de la tarjeta de adquisición de la señal muscular *Muscle sensor V3*, se encuentran en los Anexos 1 y 2 respectivamente.

Una vez realizado la modelación del circuito, se representa el circuito esquemático el cual muestra la gráfica del circuito electrónico con símbolos estándar que indican las conexiones existentes en el dispositivo desarrollado. Se aprecia claramente en el Anexo 3.

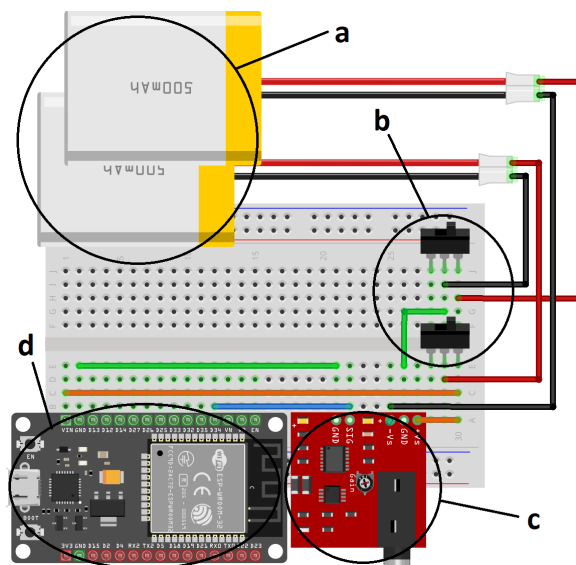


Figura 3.1: Modelo implementado del circuito electrónico.

Fuente: Autor

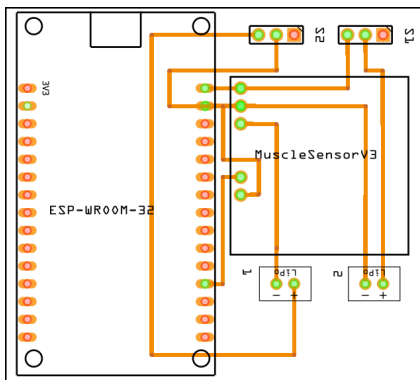
Diseño de la Placa de Circuito Impreso (PCB)

El diseño de la placa PCB y su construcción consta de caminos de material conductor (cobre) que comunica los diferentes componentes electrónicos; adicionalmente, la PCB tiene la función de fijar mecánicamente la base y los componentes electrónicos seleccionados.

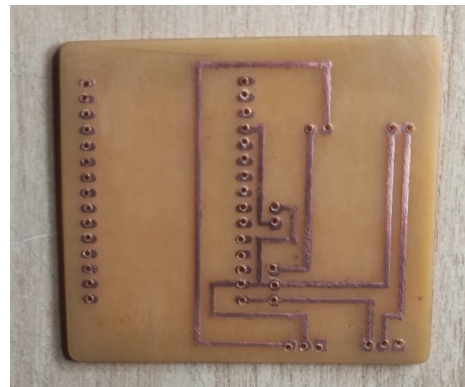
El diseño de la PCB es una de las partes fundamentales en la elaboración del dispositivo. Su proceso de fabricación es sencilla y garantiza la confiabilidad y el rendimiento del sistema. Ver figura 3.2a, diseño de la PCB y figura 3.2b, placa PCB impresa.

Ensamble del los componentes en la placa

Una vez finalizada la PCB, se realiza el montaje de los componentes y mediante un proceso de soldadura con estaño se fijan los elementos a la placa: a) tarjeta de adquisición de señal EMG, b) fuente de alimentación, c) microcontrolador, y d) interruptores, ver figura 3.3.



a



b

Figura 3.2: Diseño e Impresión PCB para el circuito del prototipo.

Fuente: Autor

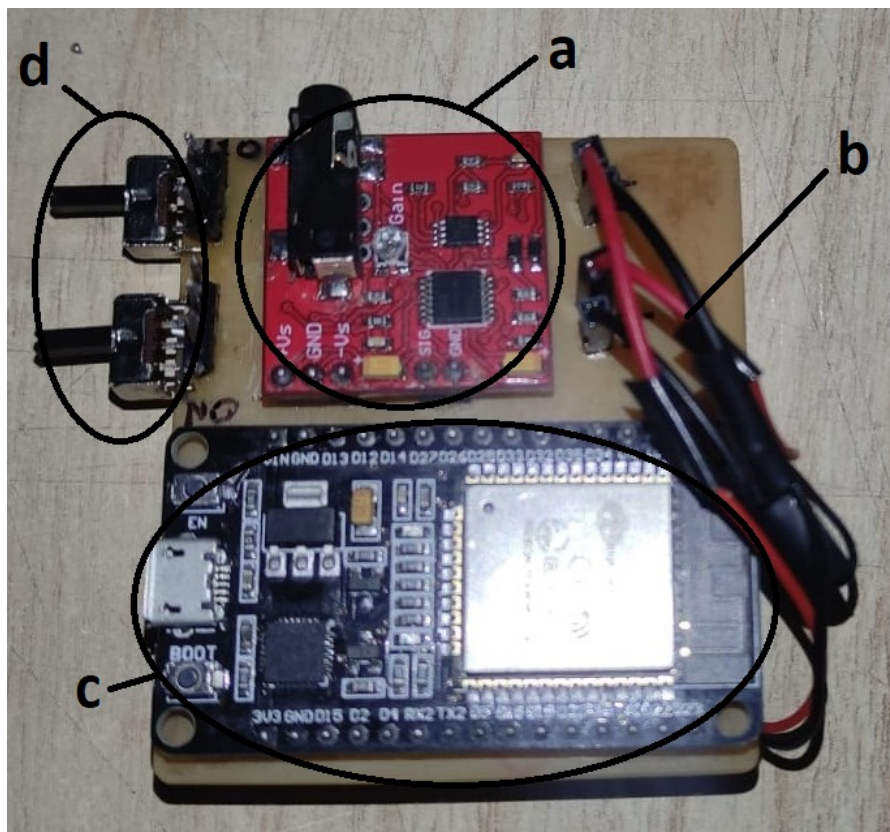


Figura 3.3: Montaje de los componentes electrónicos en la placa PCB.

Fuente: Autor

3.1.2. Construcción de la estructura del dispositivo

Se realiza el diseño de la estructura en un software CAD (diseño asistido por computador), el cual con la ayuda de las diferentes herramientas permite obtener una perspectiva clara del resultado final de la carcasa ensamblada, en la figura 3.4, se puede observar el ensamble en donde se identifica: a) dos correas de sujeción, b) sistema de sujeción, c) caja porta circuito, d) tapa, e) perilla de sujeción, f) mecanismo de ajuste; adicionalmente los planos respectivos a cada elemento del ensamble se presentan en el Anexo 4.

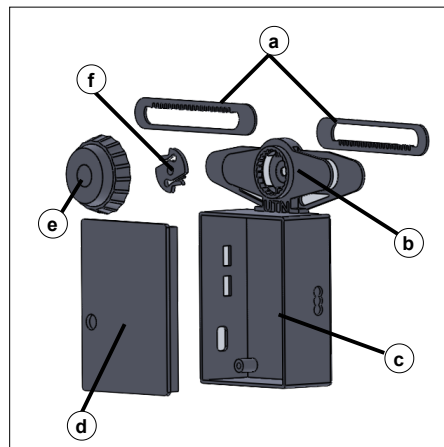


Figura 3.4: Vista explosionada del dispositivo inalámbrico.

Fuente: Autor

Impresión y ensamble de la estructura en 3D

Diseñado la estructura CAD del dispositivo y haciendo el uso de una impresora en 3D con filamento PLA (ácido poliláctico) color blanco, se realiza el ensamble y montaje respectivo; a) ensamble de la estructura, b) montaje de la PCB, c) dispositivo ensamblado, ver figura 3.5.

3.1.3. Procesamiento de la señal muscular

Adquisición de la señal

Para receptar la señal muscular se necesita establecer la comunicación entre el sensor *Muscle sensor V3* y la placa ESP32, para ello se realiza la programación en el entorno IDE de Arduino. La lógica de programación para adquirir la señal mediante la tarjeta de adquisición y luego transmitirla mediante WiFi a un software específico, se presenta en el diagrama de flujo de la figura 3.6; el código desarrollado se muestra en el Anexo 5.

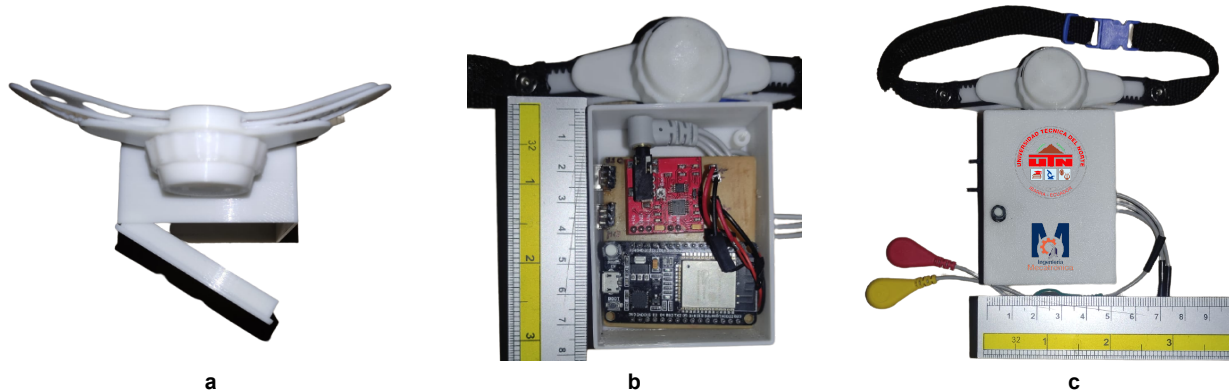


Figura 3.5: Dispositivo inalámbrico ensamblado.

Fuente: Autor

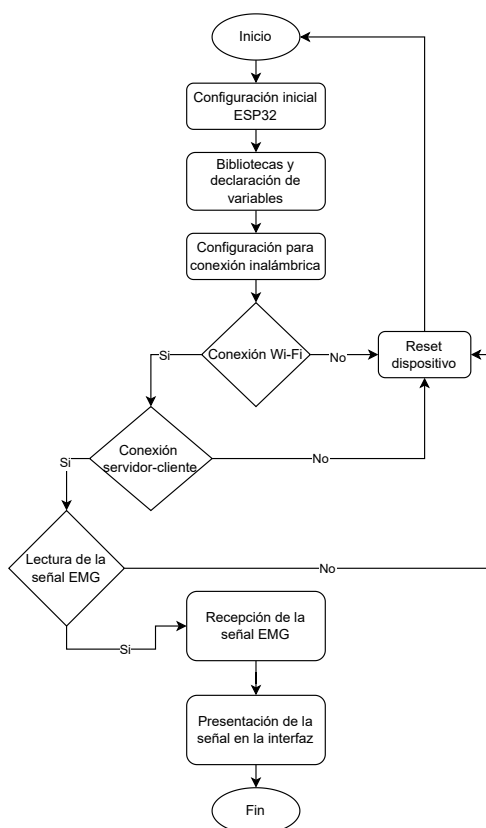


Figura 3.6: Diagrama de flujo de la lectura de la señal.

Fuente: Autor

Recepción de la señal de forma inalámbrica

Una vez que se ha realizado la adquisición de las señales musculares, el siguiente paso es enviarlas a la PC de manera inalámbrica, para ello se utiliza el protocolo de comunicación TCP/IP (Protocolo de Control de Transmisión/Protocolo de Internet) entre el microcontrolador y el ordenador.

3.1.4. Desarrollo de la interfaz

La interfaz gráfica se desarrolla mediante un software especializado en la ingeniería, las herramientas utilizadas permiten la creación de aplicaciones utilizando lenguaje de programación orientado a objetos.

Para realizar la interfaz se ejecuta varios arreglos necesarios que den como resultado una ventana inicial amigable al usuario, tal como se muestra en la figura 3.7.

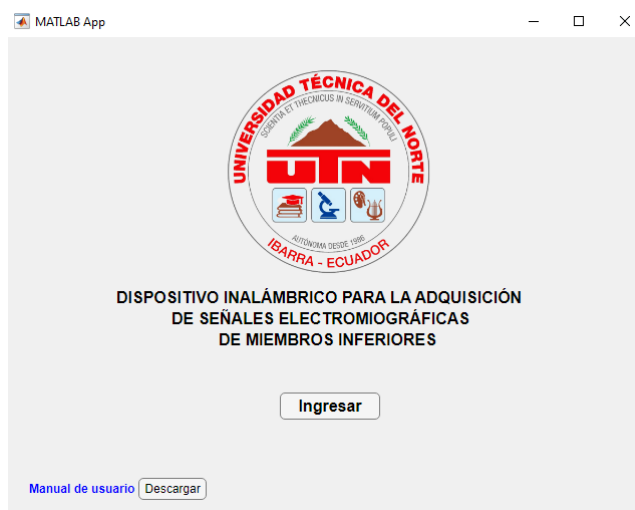


Figura 3.7: Ventana de inicio de la interfaz de usuario.

Fuente: Autor

El diseño de la interfaz es muy versátil y por medio de componentes como por ejemplo: *Axes*, *Button*, *Edit Field*, *Image*, *Label*, *Table*, entre otros, se obtiene la ventana de bienvenida dedicada a recopilar la información general del usuario, ver figura 3.8.

Finalmente, en la ventana principal se debe colocar los datos de red correspondientes para establecer la comunicación inalámbrica; se da inicio y seguidamente se presenta la lectura de la señal EMG en la interfaz, la figura 3.9, muestra la ventana donde principal.

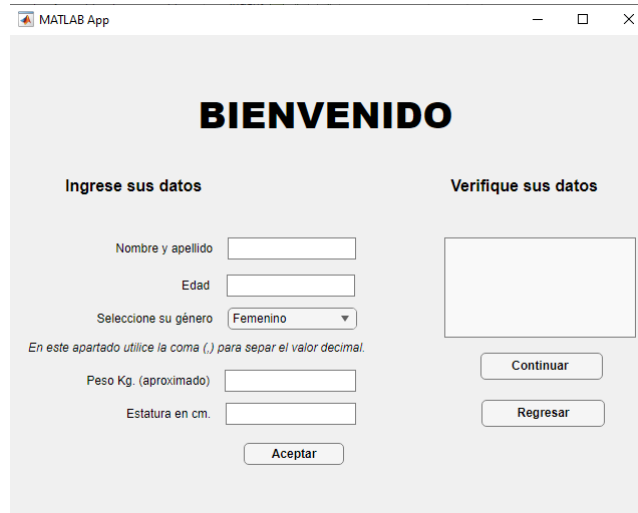


Figura 3.8: Ventana de bienvenida de la interfaz de usuario.
Fuente: Autor

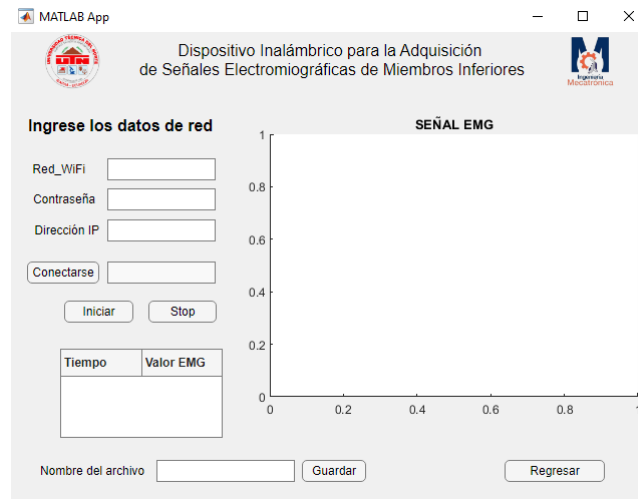


Figura 3.9: Ventana principal de la interfaz de usuario.
Fuente: Autor

Para editar y programar las acciones de cada elemento presente en las ventanas de la interfaz, se añade el código correspondiente que se desea ejecutar. Para un mejor entendimiento de la interfaz, en el Anexo 6 se encuentra el Manual de Usuario para la fácil comprensión y utilización del sistema inalámbrico.

3.2. Pruebas de funcionamiento

Validación del sistema

Para comprobar que el sistema funciona correctamente se realiza una comparativa con estudios ya realizados sobre las señales EMG, en este caso el músculo estudiado fue el **tibial anterior derecho**, los datos de este estudio se recopilaron mediante un sistema de monitorización EMG Mendelec Synergy N2 (Oxford Instrument Meical, Old Woking, Reino Unido), donde se obtuvo las muestras mientras el paciente flexionaba suavemente el pie con resistencia [61], los datos obtenidos pasaron por el proceso de amplificación, rectificación y suavizado, dando como resultado la onda de la señal EMG que se presenta en la figura 3.10 a).

La figura 3.10 b) muestra la onda de la señal EMG que se obtuvo al realizar la toma de datos con el dispositivo inalámbrico en el músculo **tibial anterior derecho**. Los datos receptados mediante la tarjeta muscle sensor v3 se encuentran amplificados, rectificados y suavizados.

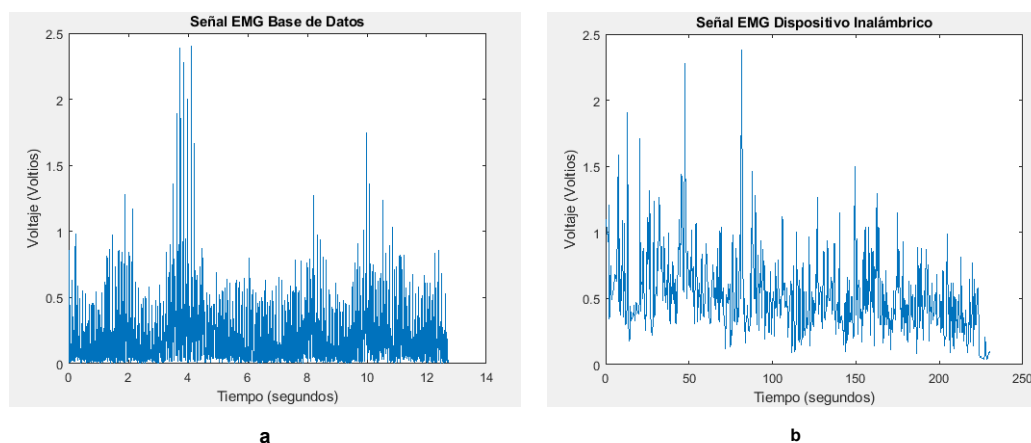


Figura 3.10: Onda de la señal EMG a) Base de datos y b) Dispositivo Inalámbrico.

Fuente: Autor

Pruebas

Las pruebas del sistema se realizaron en 6 personas que realizan ciclismo como una actividad física. La edad de las personas va en un rango entre 22 a 45 años. Cada voluntario conduce una bicicleta de montaña en una calle con una pendiente positiva del 20 % con una distancia de 100 metros, ubicado en la Parroquia Natabuela a 2440 ms.n.m. utilizando el dispositivo inalámbrico sujeto a su extremidad inferior para observar la actividad muscular realizada.

Los voluntarios realizaron el mismo protocolo y realizaron 2 pruebas en las cuales debían movilizarse en la bicicleta; la primera prueba de pie sobre los pedales y la segunda prueba sentado sobre el sillín de la bicicleta.

Datos de los pacientes voluntarios

Todos los pacientes brindaron la información al instante de llenar los datos en la interfaz de usuario para poder realizar las respectivas pruebas; además se indica el índice de masa corporal (ICM).

Tabla 3.1: Datos de los pacientes voluntarios.

	Edad	Género	Peso	Estatura	ICM
Paciente 1	35	masculino	71.5 Kg	164 cm	26,58 Kg/m ²
Paciente 2	40	femenino	66 Kg	163 cm	24,84 Kg/m ²
Paciente 3	45	masculino	55 Kg	165 cm	20,2 Kg/m ²
Paciente 4	28	masculino	86 Kg	179 cm	26,84 Kg/m ²
Paciente 5	27	femenino	62 Kg	152 cm	26,83 Kg/m ²
Paciente 6	30	femenino	74 Kg	158 cm	29,64 Kg/m ²

Fuente: Autor.

Según la tabla 3.2, que indica la clasificación del ICM, los pacientes 1, 4, 5 y 6 indican sobre peso, sin embargo, con estos datos referenciales no es posible determinar si el sobre peso es causa del exceso de grasa o al músculo formado debido al ejercicio que realizan.

Tabla 3.2: Clasificación del ICM	
ICM Kg/m²	Clasificación
Menor de 18,5	Bajo peso
18,5-24,9	Eutrófico (normal)
24,9-29,9	Sobrepeso
Mayor 29,9	Obesidad

Fuente: Adaptado de [62]

Paciente Voluntario 1

Antecedentes del paciente

El paciente de género masculino realiza ciclismo en un promedio de 4 veces en la semana, la actividad que ejecuta tiene un alto nivel de esfuerzo ya que realiza el ciclismo competitivo.

Prueba en el paciente

En la figura 3.11, se muestra el primer paciente en donde; a) colocación del dispositivo; se lo realiza en la extremidad inferior, en la pierna derecha con los electrodos colocados en el **gemelo externo**, b) prueba parado sobre los pedales, c) prueba sentado sobre el sillín de la bicicleta.

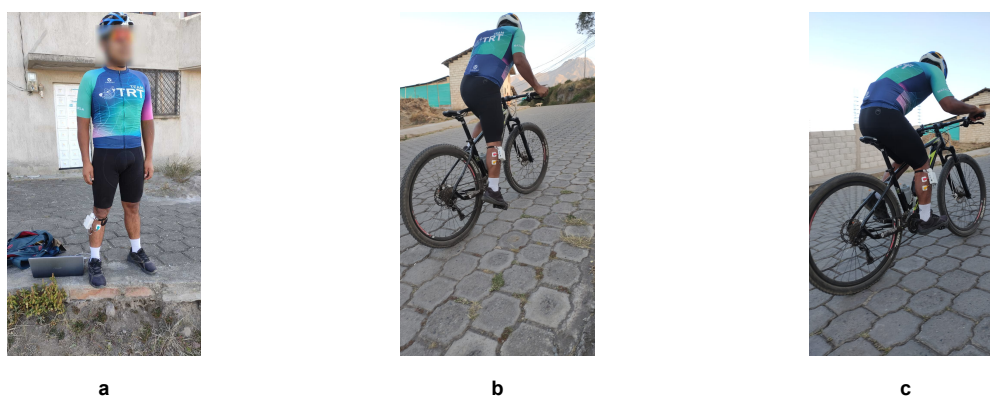


Figura 3.11: Pruebas de funcionamiento del dispositivo inalámbrico. Voluntario 1.

Fuente: Autor

Cuando el paciente está realizando la actividad física se puede observar por medio de la interfaz de usuario la señal que emite el músculo **gemelo externo**, en la figura 3.12, se aprecia en a) indica los impulsos generados por la actividad muscular cuando el voluntario realiza el pedaleo sobre los pedales de pie y b) muestra el pedaleo mientras el voluntario se encuentra sentado en el sillín de la bicicleta.

Análisis del paciente 1

Como resultado de la prueba de funcionamiento en el pedaleo de pie sobre los pedales de la bicicleta se obtiene una onda de la señal con picos estables, ver figura 3.12(a), es decir su pedaleo es constante y genera el mismo esfuerzo en cada pedaleada.

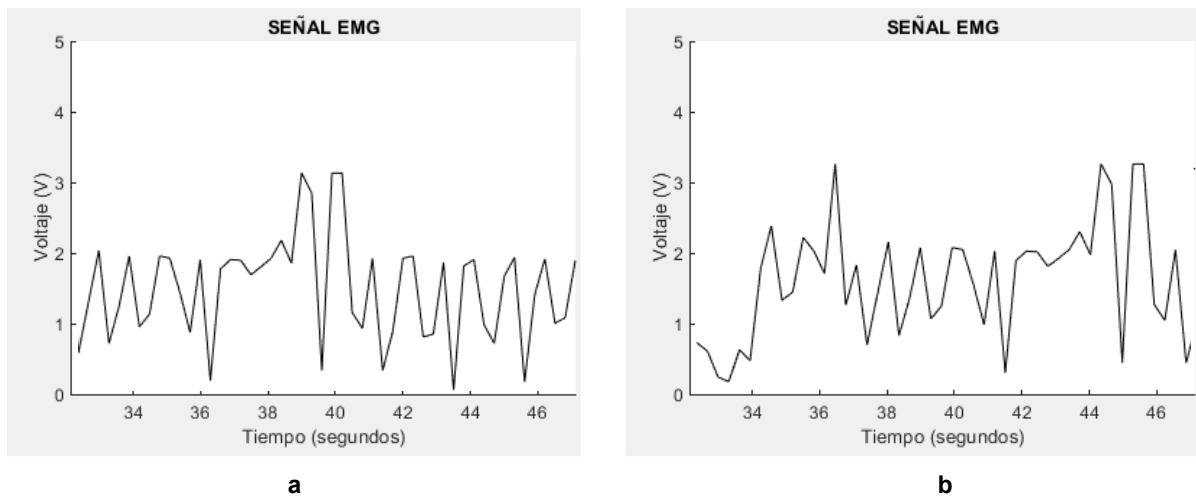


Figura 3.12: Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 1.

Fuente: Autor

Por otro lado en la figura 3.12(b), se muestra una onda de la señal irregular en donde el paciente al momento de pedalear no tiene una distribución correcta del esfuerzo que incluso es menor en cada pedaleada; esta prueba lo realiza sentado en el sillín de la bicicleta.

Paciente Voluntario 2

Antecedentes del paciente

El paciente de género femenino realiza el ciclismo con fines de movilidad, es decir se trasladada a su lugar de trabajo diariamente en una bicicleta, por tal motivo el esfuerzo que realiza es a un nivel bajo.

Prueba en el paciente

En la figura 3.13, se muestra al segundo voluntario en donde; a) colocación del dispositivo en la extremidad inferior, en la pierna derecha con los electrodos colocados en el **gemelo externo**, b) prueba parado sobre los pedales, c) prueba sentado en el sillín de la bicicleta.

Siguiendo el mismo protocolo para todos los pacientes, en la figura 3.14, se presenta las ondas de la señal EMG obtenida al momento de realizar la actividad física en la parte a) se muestra la onda de la señal obtenida cuando el voluntario se encuentra de pie sobre los pedales y en b) cuando se encuentra sentado en el sillín de la bicicleta.



Figura 3.13: Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 2.
Fuente: Autor

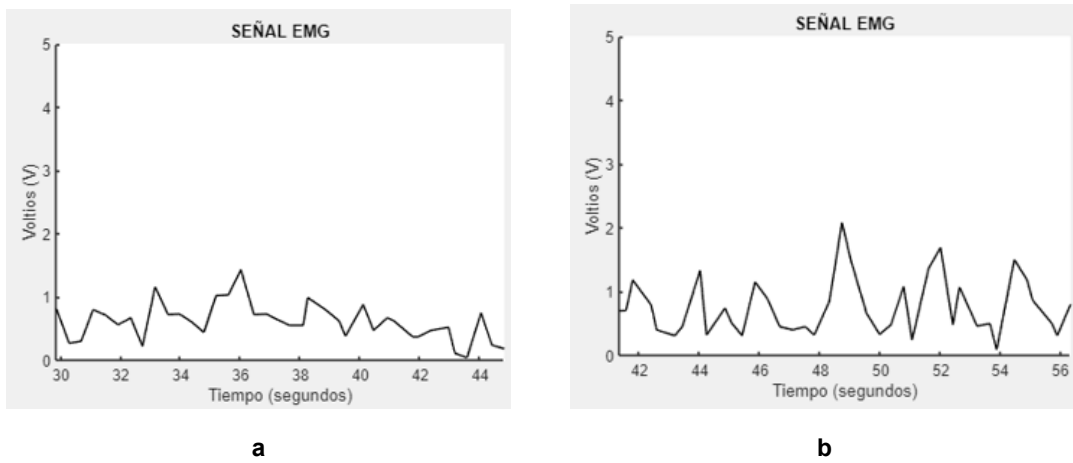


Figura 3.14: Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 2.

Fuente: Autor

Análisis del paciente 2

El resultado en la figura 3.14(a) cuando el paciente pedalea de pie, tiende a tener picos irregulares ya que no tiene una técnica adecuada en el pedaleo por que la actividad que realiza sobre la bicicleta tiene como finalidad el trasladarse de un lugar a otro.

En la figura 3.14(b), los picos presentan irregularidad por que el esfuerzo al momento de pedalear no esta correctamente distribuido en la extremidad inferior.

Paciente Voluntario 3

Antecedentes del paciente

El paciente de género masculino realiza el ciclismo recreativo una vez a la semana pero practica otras disciplinas como el trote; en cuanto al ciclismo, al ser recreativo tiene un nivel de exigencia medio.

Prueba en el paciente

La figura 3.15 presenta el tercer voluntario y el proceso que se ejecuta es a) colocación del dispositivo en la extremidad inferior, en la pierna derecha con los electrodos colocados en el músculo **gemelo externo**, b) ejecución de la prueba de pie sobre los pedales y c) ejecución de la prueba sentado en e sillín de la bicicleta.

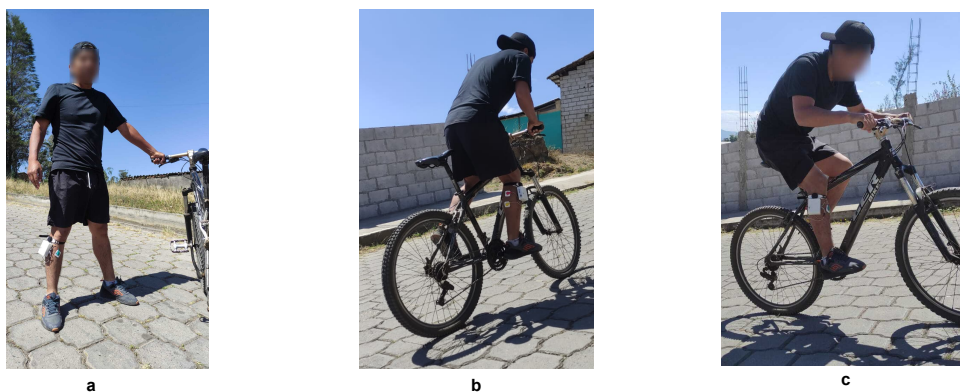


Figura 3.15: Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 3.

Fuente: Autor

Siguiendo el mismo protocolo para todos los pacientes, en la figura 3.16, se presenta la onda de señal EMG correspondiente en a) cuando el paciente se encuentra de pie sobre la bicicleta y en b) cuando el paciente esta sentado sobre la bicicleta.

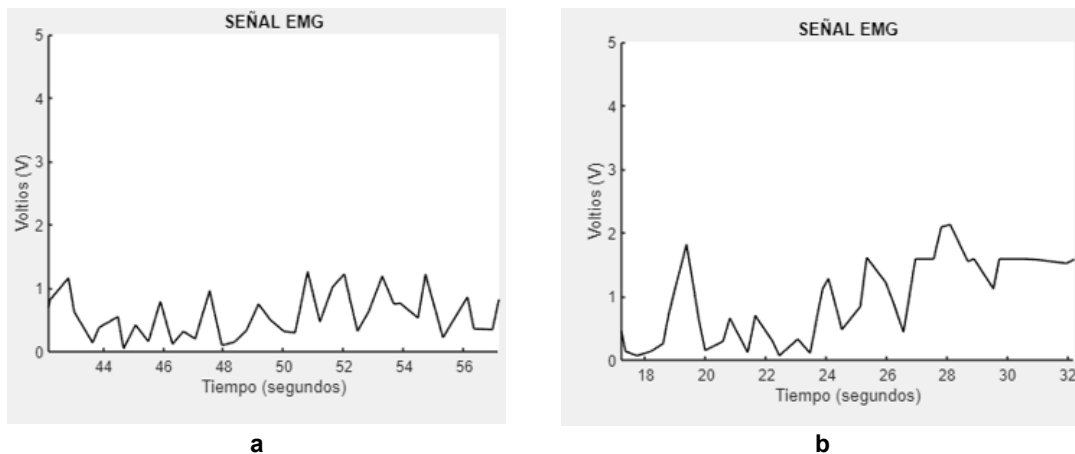


Figura 3.16: Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 3.

Fuente: Autor

Análisis del paciente 3

En la figura 3.16(a) que representa al paciente pedaleando de pie, la onda de la señal EMG muestra picos medianamente regulares por que el paciente presenta un control más óptimo al estar de pie.

La figura 3.16(b), muestra picos muy irregulares, esto refleja una falta de distribución correcta en cada pedaleada mientras se encuentra sentado en el sillín de la bicicleta.

Paciente Voluntario 4

Antecedentes del paciente

El cuarto paciente en presentar la prueba es de género masculino y practica el ciclismo 3 veces por semana a un nivel de competencia.

Prueba en el paciente

Siguiendo la misma estructura se presenta en a figura 3.17 a) paciente portando el dispositivo inalámbrico en el músculo **gemelo externo** de la pierna derecha, b) prueba de pie sobre los pedales, c) prueba cuando se encuentra sentado en el sillín de la bicicleta.

En la figura 3.18 a) se aprecia la onda de la señal correspondiente a la adquisición de la señal mientras realiza la prueba de pie sobre los pedales y en 3.18 b) la onda de la señal correspondiente a la prueba sentado en el sillín de la bicicleta.



Figura 3.17: Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 4.
Fuente: Autor

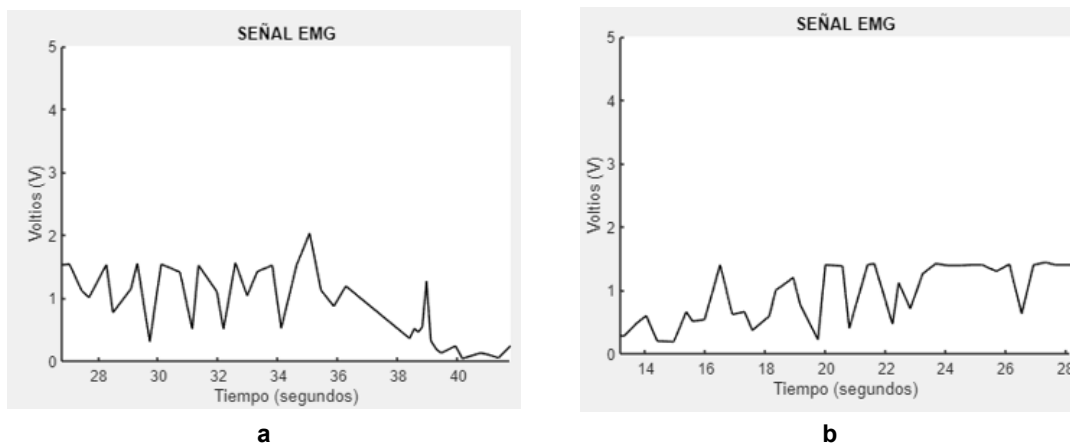


Figura 3.18: Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 4.

Fuente: Autor

Análisis del paciente 4

La figura 3.18(a) presenta pocos picos en la onda de la señal EMG, esto se debe a que el paciente imprimió una velocidad elevada al momento de realizar la prueba y el pedaleo fue de manera constante.

Por otro lado la figura 3.18(b) la señal y los picos son irregulares ya que la distribución del pedaleo no fue constante y no presenta una correcta distribución de la fuerza mientras se encuentra sentado.

Paciente Voluntario 5

Antecedentes del paciente

El quinto paciente en presentar la prueba es de género femenino y su práctica en el ciclismo es a nivel recreativo y ha tenido participaciones generalmente en ciclopaseos los fines de semana.

Prueba en el paciente

En a figura 3.19 se muestra a) paciente con el dispositivo inalámbrico en el músculo **gemelo externo** de la pierna derecha, b) de pie sobre los pedales, c) prueba sentada en el sillín de la bicicleta.



Figura 3.19: Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 5.

Fuente: Autor

En la figura 3.20, se aprecia en a) la onda de la señal EMG correspondiente a la prueba de pie sobre los pedales y en b) la onda de la señal EMG correspondiente a la prueba sentado en el sillín de la bicicleta.

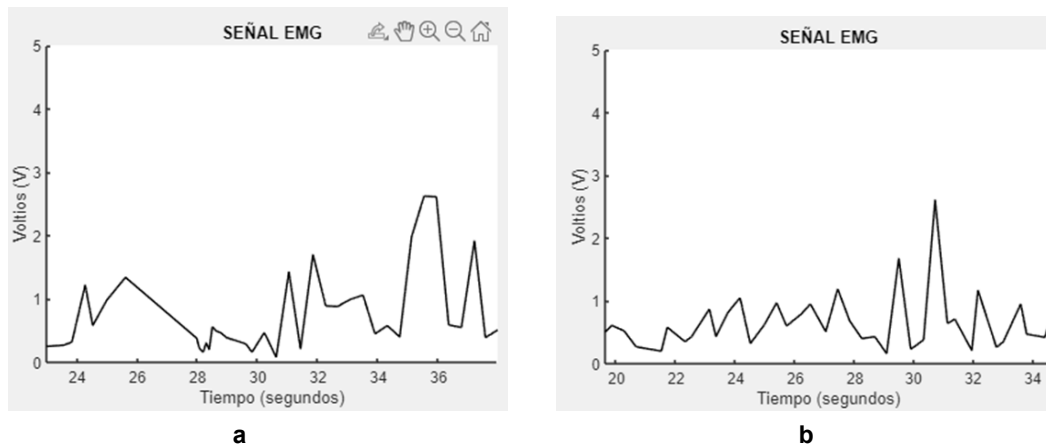


Figura 3.20: Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado del voluntario 5.

Fuente: Autor

Análisis del paciente 5

La figura 3.20(a) se puede apreciar que los picos que presenta la señal son demasiados irregulares ya que al no tener un entrenamiento adecuado, el paciente no puede estabilizar su pedaleo mientras se encuentra de pie sobre los pedales.

Mientras que en la figura 3.20(b) los picos de la señal tienden a ser constantes, sin embargo se nota claramente que no es regular su forma de distribuir la intensidad de pedaleo incluso cuando se encuentra sentada en el sillín de la bicicleta.

Paciente Voluntario 6

Antecedentes del paciente

El sexto paciente en presentar la prueba es de género femenino y su actividad en el ciclismo es de nivel principiante.

Prueba en el paciente

En a figura 3.21 a) se muestra al voluntario utilizando el dispositivo en la pierna derecha, listo para la evaluación del músculo **gemelo externo**, b) el voluntario en esta prueba se encuentra de pie sobre los pedales, c) y en esta prueba está sentada en el sillín de la bicicleta.

En la figura 3.22, se aprecia en a) onda de la señal EMG correspondiente a la adquisición mientras realiza la prueba de pie sobre los pedales y en b) onda de la señal correspondiente a la

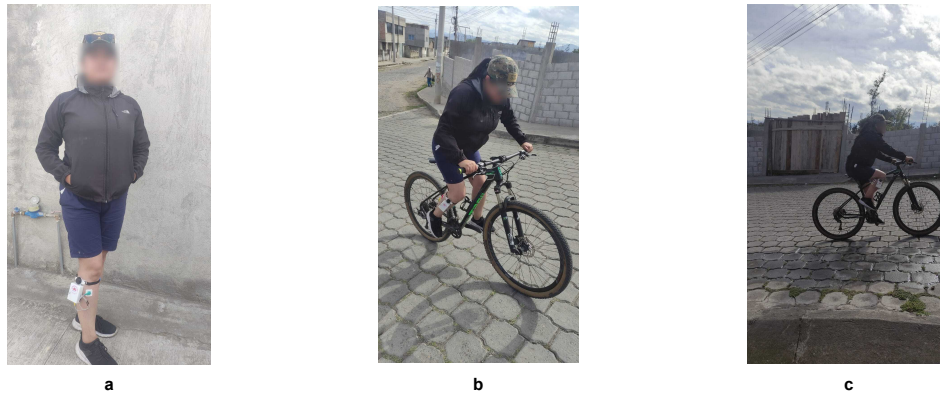


Figura 3.21: Pruebas de funcionamiento con el dispositivo inalámbrico. Voluntario 5.
Fuente: Autor

prueba sentado en el sillín de la bicicleta.

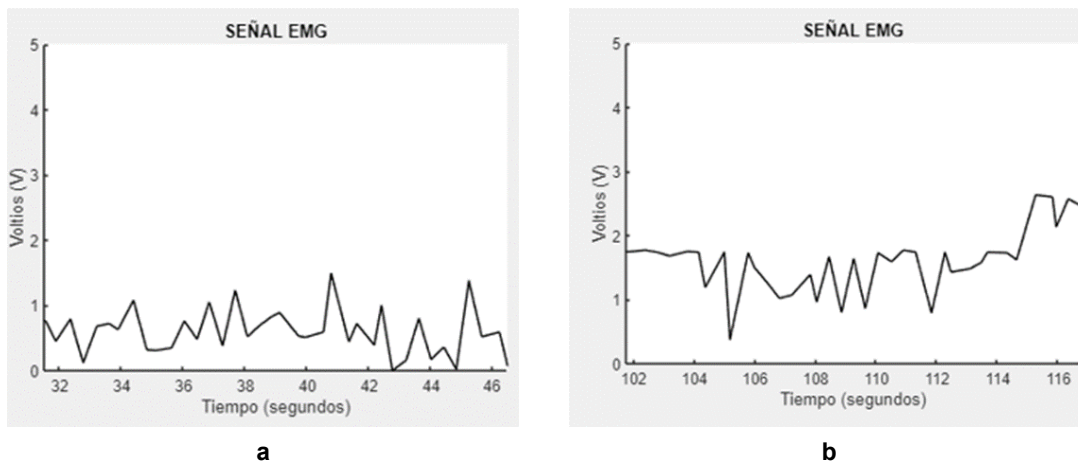


Figura 3.22: Onda de la señal EMG: actividad física a) pedaleo de pie y b) pedaleo sentado. Voluntario 6.

Fuente: Autor

Análisis del paciente 6

La figura 3.22(a) presenta una baja intensidad de los picos ya que el voluntario no tuvo mucho esfuerzo al realizar la prueba, aunque no es regular su pedaleo estando de pie sobre los pedales.

Sin embargo en la figura 3.22(b) la onda de la señal EMG se muestra irregular ya que no

tuvo control al realizar la prueba debido a las condiciones y factores físicos que se presentó en ese instante.

Recopilación de los datos de los voluntarios

Una vez realizada las pruebas a los voluntarios, se hace uso del documento con los datos obtenidos que se generaron en formato .txt desde la interfaz de usuario para detallar el valor máximo en unidades de voltios, el valor mínimo, el promedio y la mediana de cada paciente en cada prueba.

Los datos respectivos se presentan a continuación:

Tabla 3.3: Recopilación de información de la prueba 1

	Max (voltios)	Min (voltios)	Prom	Mediana
Paciente 1	3.3 V	0.27V	1.614	1.73
Paciente 2	1.43V	0V	0.5156	0.49
Paciente 3	1.26V	0V	0.3564	0.27
Paciente 4	2.08V	0V	0.8646	0.76
Paciente 5	2.62V	0V	0.4872	0.32
Paciente 6	1.61V	0V	0.5392	0.47

Fuente: Autor.

Tabla 3.4: Recopilación de información de la prueba 2

	Max (voltios)	Min (voltios)	Prom	Mediana
Paciente 1	3.3 V	0.07V	1.560	1.51
Paciente 2	2.08V	0V	0.5083	0.41
Paciente 3	2.13V	0V	0.5643	0.33
Paciente 4	1.44V	0V	0.6496	0.49
Paciente 5	2.61V	0.08V	0.7231	0.59
Paciente 6	2.25V	0V	0.6154	0.37

Fuente: Autor.

Finalmente; después de realizar la revisión sistemática de literatura y siguiendo la metodología descrita anteriormente, se logró obtener como resultado el dispositivo inalámbrico funcional, para ello se empleó diferentes técnicas de diseño tanto como en la parte del hardware y software así mismo la opinión de los usuarios permitió la mejora en la interfaz; todas las pruebas fueron realizados en pacientes voluntarios de los cuales tres fueron de género masculino y tres de género femenino, en donde el dispositivo inalámbrico se adaptó de una manera eficaz a

la anatomía de cada persona y permitió la recopilación de información referente a las señales EMG provenientes del músculo gemelo externo.

Capítulo IV

Conclusiones, Recomendaciones y Trabajo a futuro

4.1. Conclusiones

En relación con las tarjetas de adquisición de señales EMG y los controladores programables, existen una gran variedad de estos elementos; es por ello que mediante el método de selección de materiales denominado matriz de pares permitió evaluar las diferentes alternativas de tarjetas y sensores (la tarjeta Muscle sensor v3, Myoware AT-4-001, Myoware 2.0, sensor analógico EMG SEN0240), siguiendo la evaluación cuantitativa que ofrece este método, se obtuvo un valor de 0.51 para la alternativa correspondiente a la tarjeta Muscle sensor V3; el mismo procedimiento se realizó para la selección del microcontrolador y en este caso el valor obtenido fue de 0.548 para la alternativa referente al microcontrolador ESP32.

El desarrollo de este dispositivo se divide en dos componentes fundamentales: el diseño electrónico (1) y diseño de la estructura (2). En la fase de diseño electrónico (1), se empleó un software de simulación de circuitos electrónicos con fin de validar las conexiones correspondientes del dispositivo inalámbrico. Por otra parte, en la etapa de diseño de la estructura (2), se consideraron los requisitos principales del sistema y se utilizó un software CAD para crear el prototipo en 3D. Finalmente, para completar la funcionalidad del dispositivo, se desarrolló una interfaz que permite la visualización en tiempo real de la señal generada durante la actividad física del usuario, así como la capacidad de almacenar la información en un archivo externo.

La estructura del dispositivo se fabricó utilizando una impresora 3D y el filamento de ácido poliláctico (PLA). Este material se eligió por su capacidad de impresión rápida y su naturaleza biodegradable, a pesar de su limitada resistencia mecánica, no presentó ningún problema dado que se trata de un prototipo. Además, el dispositivo logró satisfacer la comodidad de los

usuarios, ya que se optimizaron sus dimensiones, peso y la adaptabilidad para ajustarse a diversas anatomías tanto de hombres y mujeres de diferentes edades, proporcionando comodidad al momento de realizar las pruebas.

Las pruebas realizadas con varios pacientes involucrados en actividades físicas han confirmado la eficacia del sistema inalámbrico. Adicionalmente, se pudo concluir que los electrodos húmedos resultaron ser la opción más adecuada debido a su accesibilidad y menor costo, además de permitir una mejor recepción de la señal gracias al gel conductor que posee.

4.2. Recomendaciones

Es recomendable tener una variedad de alternativas para realizar el proceso de selección, ya que en caso de no existir la posibilidad de conseguir el adecuado, se pueda optar por la segunda opción que resulte del método realizado para la selección de materiales. Además, es importante destacar que existen varios métodos de selección de materiales, pero todo depende de las características y requisitos del sistema que se desee implementar.

Para realizar el diseño tanto en la parte electrónica, case del sistema e interfaz, se cuenta con varias alternativas de software que pueden ser gratuitos o se pueden acceder con licencia estudiantil. Por ello, se debe tener en cuenta cual software es el más adecuado para implementarlo en cada parte; ya que, al existir variedad de programas específicos, se debe elegir el que se adapte y aporte para cumplir exitosamente con los objetivos planteados.

Existe variedad de materiales para realizar la impresión en 3D, se recomienda realizar pruebas con varios filamentos existentes para determinar cuál brinda mayor eficiencia; sin embargo, se debe tener en cuenta el costo, propiedades mecánicas, factores ambientales a los que se va a someter el dispositivo debido a que cada filamento cuenta con propiedades diferentes y su implementación se ve afectada al objetivo que se pretenda llegar.

Para poner en funcionamiento el dispositivo y realizar las pruebas de funcionamiento se debe tomar en cuenta las condiciones climáticas a las que se está expuesto el dispositivo, ya que al ser un dispositivo inalámbrico y portable que se utiliza al momento de realizar actividades físicas en un entorno abierto, los factores ambientales tales como el viento y la lluvia no permiten una correcta adquisición de la señal.

4.3. Trabajo a futuro

En la parte electrónica se puede optar por cambiar la manera de ensamblar los componentes, en la actualidad existe el montaje superficial que optimiza el tamaño, mejora el rendimiento y

en caso de querer fabricar en masa es más recomendable realizarlo por este método.

Se puede optar también por realizar una aplicación móvil para dispositivos Android o iOS que permita tener la interfaz de usuario en el teléfono celular o una tableta para así evitar el uso de un ordenador, además incrementar el almacenamiento en la nube para tener la información a disposición en cualquier parte, esto generaría mejor comodidad al utilizar el dispositivo inalámbrico.

La señal muscular receptada puede ser tratada de manera diferente para utilizarla en el control de prótesis o dispositivos robóticos controlados a larga distancia en donde las condiciones no permiten el acceso a una persona.

Bibliografía

- [1] F. Dávila, “Costumbres y prácticas deportivas en la población ecuatoriana,” 2010. [Online]. https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Bibliotecas/Estudios/Estudios_Socio-demograficos/CostumPracticasDeportivas.pdf.
- [2] S. V. Fox and G. N. Fox, “Mayo clinic family health book for windows 1.2. 1,” *Journal of Family Practice*, vol. 40, no. 1, pp. 94–96, 1995.
- [3] K. F. Aguirre Trujillo and Z. M. Bigazzi Jara, “Prevalencia de lesiones y factores asociados en deportistas de la pontificia universidad católica del ecuador, abril de 2015.,” B.S. thesis, PUCE, 2015.
- [4] J. F. Jaramillo Montalvo, “Diseño e implementación de un sistema de transmisión inalámbrico de señales biomédicas de origen muscular respiratorio,” B.S. thesis, 2014.
- [5] A. de Micheli, “En torno a los primeros estudios de electrofisiología,” *Archivos de cardiología de México*, vol. 81, no. 4, pp. 337–342, 2011.
- [6] G. Finkelstein, “M. du bois-reymond goes to paris,” *The British Journal for the History of Science*, vol. 36, no. 3, pp. 261–300, 2003.
- [7] I. A. García, M. D. Hermoso, and O. B. Legrán, “Dispositivo wearable de electromiografía aplicado al ámbito de la salud,” 2019.
- [8] L. F. Luis Alfonso, R. G. Angel Andrés, and Y. A. Miguel, “Diseño y construcción de un monitor electromiográfico basado en la tecnología de los micro-controladores,” 2014.
- [9] E. Hidalgo Gómez *et al.*, “La electromiografía (emg) como método de valoración de la fatiga muscular.,” 2015.
- [10] S. M. Ruiz Ardila and J. C. Guarín Rueda, “Actualización tecnológica del módulo de tratamiento de señales electromiográficas,” 2013.

- [11] D. F. Yépez Ponce, “Tarjeta de adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano para el accionamiento de prótesis transradiales,” B.S. thesis, 2016.
- [12] L. Gila, A. Malanda, I. Rodríguez Carreño, J. Rodríguez Falces, and J. Navallas, “Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas,” in *Anales del sistema sanitario de Navarra*, vol. 32, pp. 27–43, SciELO Espana, 2009.
- [13] J. E. Correa, C. Ávila, G. P. López, C. P. Pinzón, and M. G. Rodríguez, “Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética,” *Revista Ciencias de la Salud*, vol. 1, no. 2, pp. 135–150, 2003.
- [14] E. L. Larraz, “Desarrollo de una prótesis de voz sintética para personas con discapacidad en el habla,” 2009.
- [15] J. Camacho Navarro, F. Leon-Vargas, and J. Barrero Pérez, “Emg-based system for basic hand movement recognition,” *Dyna*, vol. 79, no. 171, pp. 41–49, 2012.
- [16] M. A. Fornell Sanchez, O. D. Veloz Segarra, *et al.*, “Diseño e implementación de un sistema de control de una silla de ruedas eléctrica mediante sensores mioeléctricos eog/emg,” B.S. thesis, Espol, 2017.
- [17] A. J. Torres Torreglosa and W. E. Vega Cueto, *Sistema de reconocimiento y captura de señales mioeléctricas para teleoperación de mano robótica*. PhD thesis, Universidad del Sinu, seccional Cartagena, 2019.
- [18] P. R. V. Júnior¹, M. C. Melo, and L. C. de Miranda Júnior, “Proposta de um teclado virtual baseado em eletromiografia para comunicação de pessoas com necessidades especiais,”
- [19] J. V. Pinzón, R. P. Mayorga, and G. C. Hurtado, “Brazo robótico controlado por electromiografía,” *Scientia et Technica*, vol. 17, no. 52, pp. 165–173, 2012.
- [20] T. H. McConnell and K. L. Hull, *El Cuerpo Humano, forma y función: Fundamentos de Anatomía y fisiología*. Wolters Kluwer Health, 2012.
- [21] H. G. Rossi, “Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado.,” 2019.
- [22] A. Díez, “15 Trucos (y algo más) para que Crezcan Tus Gemelos,” 2014. [Online]. <https://healthypersonaltraining.wordpress.com/2014/02/26/15-trucos-y-algo-mas-para-que-crezcan-tus-gemelos/comment-page-1/>.

- [23] M. G. Poveda Viteri, “Diseño y construcción de un sistema bio-realimentado, orientado a la adquisición de señales musculares para la rehabilitación de la extremidad superior,” B.S. thesis, Quito, 2018., 2018.
- [24] K. Saladin, *Anatomía Fisiología*. México D. F.: Mc Graw Hill, 6ta ed., 2013.
- [25] F. P. Kendall, E. K. McCreary, P. G. Provance, M. M. Rodgers, and W. A. Romani, *Músculos Pruebas Funcionales Postura y Dolor*. sexta ed., 2007.
- [26] B. Beyond, “Effective-Toe-walking-with-opposite-ankle-dorsiflexion,” 2017. [Online]. <https://www.backsandbeyond.co.uk/effective-toe-walking-with-opposite-ankle-dorsiflexion/effective-toe-walking-with-opposite-ankle-dorsiflexion/>.
- [27] J. Hamill, K. Knutzen, and T. Derrick, *Biomecánica Bases del Movimiento Humano*. cuarta ed., 2017.
- [28] J. G. Izurieta Freire, “Sistema de adquisición de señales emg (electromiográficas) para detectar miopatías en deportistas de alto rendimiento,” B.S. thesis, Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería en Sistemas . . . , 2018.
- [29] D. D. Proaño Guevara, “Sistema de adquisición de señales emg de superficie multicanal para prótesis de miembro superior,” B.S. thesis, 2019.
- [30] A. Suberviola Zuñiga, “Control de un exoesqueleto mediante señales emg (electromiográficas),” 2019.
- [31] J. Orts Blázquez, *Diseño de un sistema de adquisición de señales por electromiografía superficial para la interpretación del movimiento de la mano*. PhD thesis, Universitat Politècnica de València, 2019.
- [32] J. L. Pedraza Moromenacho, “Diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales de electromiograma (emg) basado en electrodos secos y su utilización para el control de una mano robótica,” B.S. thesis, Quito, 2017., 2017.
- [33] A. Merlo and I. Campanini, “Technical aspects of surface electromyography for clinicians,” *The open rehabilitation journal*, vol. 3, no. 1, 2010.
- [34] I. Huitzil-Velasco, J. O. Pajaro-Cruz, and I. D. Ramírez-Alfaro, “Test of a myo armband,” *Revista de Ciencias Ambientales y Recursos Naturales*, vol. 3, no. 10, pp. 48–56, 2017.

- [35] V. R. Alvarado Castillo, J. F. Carlos Gomez, and J. I. Sánchez Flores, “Acquisition of semg signals with dry electrodes for the control of fingers movement in a robotic prosthetics made in a 3d printer,” 2019.
- [36] A. Technologies, “Three-lead Differential Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications,” *Datasheet*, 2023. [Online]. https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf.
- [37] R. S. Khandpur, *Biomedical instrumentation: Technology and applications*, vol. 1. Mcgraw-hill New York, 2005.
- [38] A. Technologies, “Muscle Sensor,” 2023. [Online]. <https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Sensors/Biometric/Muscle%20Sensor%20v3%20Users%20Manual.pdf>.
- [39] SparkFund, “MyoWare 2.0 Muscle Sensor,” 2022. [Online]. <https://www.sparkfun.com/products/21265>.
- [40] A. Technologies, “MyoWare Muscle Sensor (AT-04-001) DATASHEET,” *SparkFun Electronics*, p. 8, 2015. [Online]. <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>.
- [41] DFRobot, “Sen0240 analog emg sensor by oymotion,” 2023. [Online]. https://wiki.dfrobot.com/Analog_EMG_Sensor_by_OYMotion_SKU_SEN0240.
- [42] C. David, “Diseño e implementación de un prototipo para medición de señales electromiográficas de la zona torácica para estudio de comportamiento muscular,” 2017. [Online]. <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/12639>.
- [43] P. A. Sanipatín Diaz, “Reconocimiento de expresiones faciales a través de un análisis de patrones de movimientos musculares faciales por medio de técnicas de aprendizaje profundo,” B.S. thesis, 2021.
- [44] M. Rodríguez-García, G. Dorantes-Méndez, and M. Mendoza Gutiérrez, “Desarrollo de una prótesis para desarticulado de muñeca controlada por señales de electromiografía,” *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, vol. 38, no. 3, pp. 602–620, 2017.
- [45] E. V. Cabrera Ávila and E. I. Montes Fernández, “Obtención y análisis de señales electromiográficas de las articulaciones tibiofemoral y femorrotuliana aplicada a la detección y rehabilitación de problemas musculares en el movimiento de la rodilla,” B.S. thesis, 2012.

- [46] I. Cifuentes, “Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electro-miográficas,” *Undergraduate Thesis, Universidad Autónoma de Yucatán*, 2010.
- [47] Arduino.cc, “Arduino Uno R3.” 2023. [Online]. <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>.
- [48] S. Espressif, “ESP32 Series.” 2023. [Online]. https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf.
- [49] R. P. Ltd, “Raspberry Pi Compute Module 4.” 2022. [Online]. <https://m5stack.oss-cn-shenzhen.aliyuncs.com/resource/docs/datasheet/core/k127CM4STACK/cm4-datasheet.pdf>.
- [50] M. Torres Fernández *et al.*, “Dispositivo inalámbrico para señalar sucesos a personas con discapacidad,” 2021.
- [51] D. Mucientes San José *et al.*, “Implementación de un entorno de comunicación bluetooth basado en el módulo hc-06,” 2021.
- [52] Mathworks, “Utilice la programación orientada a objetos para modelar objetos del mundo real,” 2023. [Online]. <https://la.mathworks.com/products/matlab/object-oriented-programming.html>.
- [53] J. Díaz, “EMG Electromiógrafo,” 2023. [Online]. <https://la.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/38754-emg-electromiografo>.
- [54] J. R. L. Vizcaíno and J. P. Sebastiá, *LabView: entorno gráfico de programación*. Marcombo, 2011.
- [55] Xuesong Liu, “DOCUMENTOS DEL GRUPO DE USUARIOS BIOMÉDICOS,” 2017. [Online]. <https://forums.ni.com/t5/Biomedical-User-Group-Documents/EMG-Analysis-using-LabVIEW-Biomedical-Toolkit/ta-p/3506456>.
- [56] O. G. Ortiz and M. E. V. Rozo, *Introducción a la Ingeniería*. primera ed., 2013.
- [57] C. A. Bernal, *Metodología de la Investigación*. segunda ed., 2006.
- [58] C. A. Y. Ramírez and Y. A. Guzman, “Estudio comparativo de técnicas de toma de decisiones multicriterio para la jerarquización de tecnologías de energías renovables a utilizar en la producción de electricidad.,” *Scientia et Technica*, vol. 22, no. 3, pp. 273–280, 2017.

- [59] SENIAM, “SENIAM recommendations for electrode,” 2023. [Online]. <http://www.seniam.org/>.
- [60] N. Y. P. SUÁREZ and S. H. R. OBANDO, “Caracterización de software de simulación de circuitos electrónicos como alternativas de uso en educación superior,” 2020.
- [61] S. Rutkove, “Examples of electromyograms,” 2010. [Online]. <https://physionet.org/content/emgdb/1.0.0/>.
- [62] G. Conroy-Ferreccio, “Sesgos en la medición del índice de masa corporal en adultos mayores,” *Nutrición Hospitalaria*, vol. 34, no. 1, pp. 251–251, 2017.

Anexos

Anexo 1 - Datasheet ESP32 DevKitv1

DOIT Esp32 DevKit v1

The DOIT Esp32 DevKit v1 is one of the development board created by DOIT to evaluate the ESP-WROOM-32 module. It is based on the [ESP32 microcontroller](#) that boasts Wifi, Bluetooth, Ethernet and Low Power support all in a single chip.



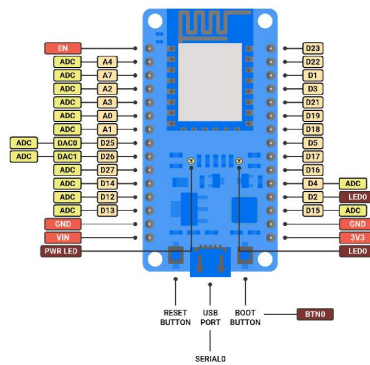
Pin Mapping

DO NOT USE D6 TO D11

PWM IS ENABLED ON EVERY DIGITAL PIN

ICU NOT SUPPORTED

ADC ON PINS D4, D12, D13, D14, D15, D25, D26, D27
CAN BE READ ONLY WITH WI-FI NOT STARTED



More info about DOIT Esp32 DevKit v1 can be found [here](#).

Flash Layout

The internal flash of the ESP32 module is organized in a single flash area with pages of 4096 bytes each. The flash starts at address 0x00000, but many areas are reserved for Esp32 IDF SDK and Zerynth VM. There exist two different layouts based on the presence of BLE support.

In particular, for non-BLE VMs:

Start address	Size	Content
0x00009000	16Kb	Esp32 NVS area
0x0000D000	8Kb	Esp32 OTA data
0x0000F000	4Kb	Esp32 PHY data
0x00010000	1Mb	Zerynth VM
0x00110000	1Mb	Zerynth VM (FOTA)
0x00210000	512Kb	Zerynth Bytecode
0x00290000	512Kb	Zerynth Bytecode (FOTA)
0x00310000	512Kb	Free for user storage
0x00390000	448Kb	Reserved

For BLE VMs:

Start address	Size	Content
0x00009000	16Kb	Esp32 NVS area
0x0000D000	8Kb	Esp32 OTA data
0x0000F000	4Kb	Esp32 PHY data
0x00010000	1216Kb	Zerynth VM
0x00140000	1216Kb	Zerynth VM (FOTA)
0x00270000	320Kb	Zerynth Bytecode
0x002C0000	320Kb	Zerynth Bytecode (FOTA)
0x00310000	512Kb	Free for user storage
0x00390000	448Kb	Reserved

Device Summary

- Microcontroller: Tensilica 32-bit Single-/Dual-core CPU Xtensa LX6
- Operating Voltage: 3.3V
- Input Voltage: 7-12V
- Digital I/O Pins (DIO): 25
- Analog Input Pins (ADC): 6
- Analog Outputs Pins (DAC): 2
- UARTs: 3
- SPIs: 2
- I2Cs: 3
- Flash Memory: 4 MB
- SRAM: 520 KB
- Clock Speed: 240 Mhz
- Wi-Fi: IEEE 802.11 b/g/n/e/i:
 - Integrated TR switch, balun, LNA, power amplifier and matching network
 - WEP or WPA/WPA2 authentication, or open networks

Power

Power to the DOIT Esp32 DevKit v1 is supplied via the on-board USB Micro B connector or directly via the “VIN” pin. The power source is selected automatically.

The device can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the device. The recommended range is 7 to 12 volts.

Connect, Register, Virtualize and Program

The DOIT Esp32 DevKit v1 comes with a serial-to-usb chip on board that allows programming and opening the UART of the ESP32 module. Drivers may be needed depending on your system (Mac or Windows) and can be download from the official [Espressif documentation](#) page. In Linux systems, the DevKit v1 should work out of the box.

Note

For Linux Platform: to allow the access to serial ports the user needs read/write access to the serial device file. Adding the user to the group, that owns this file, gives the required read/write access:

- **Ubuntu** distribution → dialout group
- **Arch Linux** distribution → uucp group

Once connected on a USB port, if drivers have been correctly installed, the DevKit v1 device is recognized by Zerynth Studio. The next steps are:

- **Select** the DevKit v1 on the **Device Management Toolbar** (disambiguate if necessary);
- **Register** the device by clicking the “Z” button from the Zerynth Studio;
- **Create** a Virtual Machine for the device by clicking the “Z” button for the second time;
- **Virtualize** the device by clicking the “Z” button for the third time.

Note

No user intervention on the device is required for registration and virtualization process

After virtualization, the DevKit v1 is ready to be programmed and the Zerynth scripts **uploaded**. Just **Select** the virtualized device from the “Device Management Toolbar” and **click** the dedicated “upload” button of Zerynth Studio.

Note

No user intervention on the device is required for the uplink process.

Firmware Over the Air update (FOTA)

The Firmware Over the Air feature allows to update the device firmware at runtime. Zerynth FOTA in the DevKitC device is available for bytecode and VM.

Flash Layout is shown in table below:

Start address	Size	Content
0x00010000	1Mb	Zerynth VM (slot 0)
0x00110000	1Mb	Zerynth VM (slot 1)
0x00210000	512Kb	Zerynth Bytecode (slot 0)
0x00290000	512Kb	Zerynth Bytecode (slot 1)

For BLE VMs:

Start address	Size	Content
0x00010000	1216Kb	Zerynth VM (slot 0)
0x00140000	1216Kb	Zerynth VM (slot 1)

Start address	Size	Content
0x00270000	320Kb	Zerynth Bytecode (slot 0)
0x002C0000	320Kb	Zerynth Bytecode (slot 1)

For Esp32 based devices, the FOTA process is implemented mostly by using the provided system calls in the IDF framework. The selection of the next VM to be run is therefore a duty of the Espressif bootloader; the bootloader however, does not provide a failsafe mechanism to revert to the previous VM in case the currently selected one fails to start. At the moment this lack of a safety feature can not be circumvented, unless by changing the bootloader. As soon as Espressif releases a new IDF with such feature, we will release updated VMs.

Secure Firmware

Secure Firmware feature allows to detect and recover from malfunctions and, when supported, to protect the running firmware (e.g. disabling the external access to flash or assigning protected RAM memory to critical parts of the system).

This feature is strongly platform dependent; more information at [Secure Firmware - ESP32 section](#).

Zerynth Secure Socket

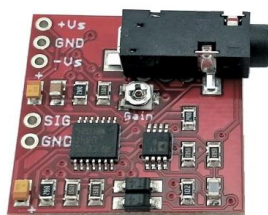
To be able to use Zerynth Secure Socket on esp32 boards `NATIVE_MBEDTLS: true` must be used instead of `ZERYNTH_SSL: true` in the `project.yml` file.

Missing features

Not all IDF features have been included in the Esp32 based VMs. In particular the following are missing but will be added in the near future:

- Touch detection support

Muscle Sensor v3



Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications

FEATURES

- Small Form Factor (1inch X 1inch)
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain – Improved Ruggedness
- New On-board 3.5mm Cable Port
- Pins Fit Easily on Standard Breadboards

APPLICATIONS

- Video games
- Robots
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Powered Exoskeleton suits

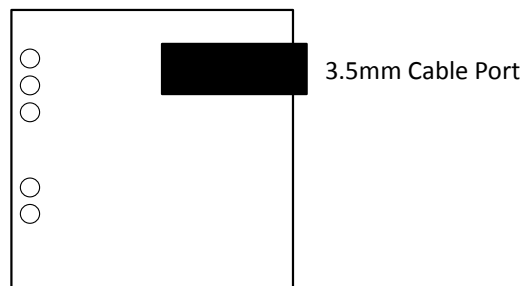
What is electromyography?

Measuring muscle activation via electric potential, referred to as electromyography (EMG), has traditionally been used for medical research and diagnosis of neuromuscular disorders. However, with the advent of ever shrinking yet more powerful microcontrollers and integrated circuits, EMG circuits and sensors have found their way into prosthetics, robotics and other control systems.

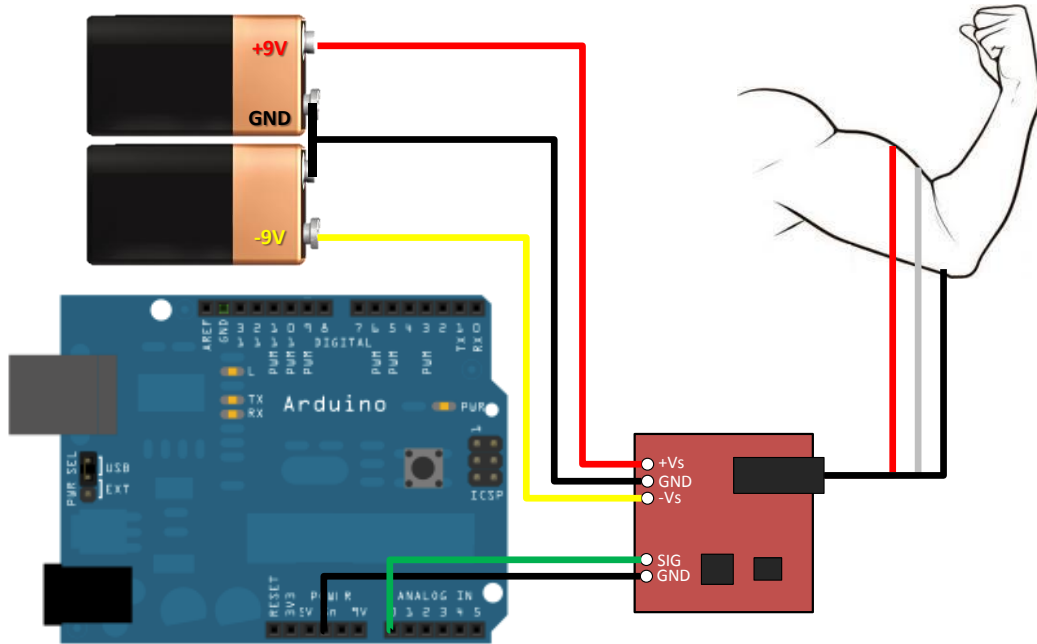
PIN LAYOUT

Power Supply, +Vs – 5
Power Supply, GND – 4
Power Supply, -Vs – 3

Output Signal, SIG – 2
GND – 1

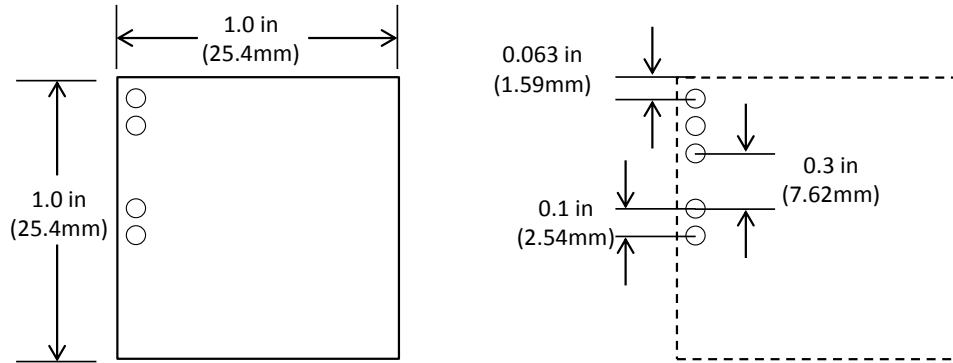


Getting Started Using Two 9V Batteries

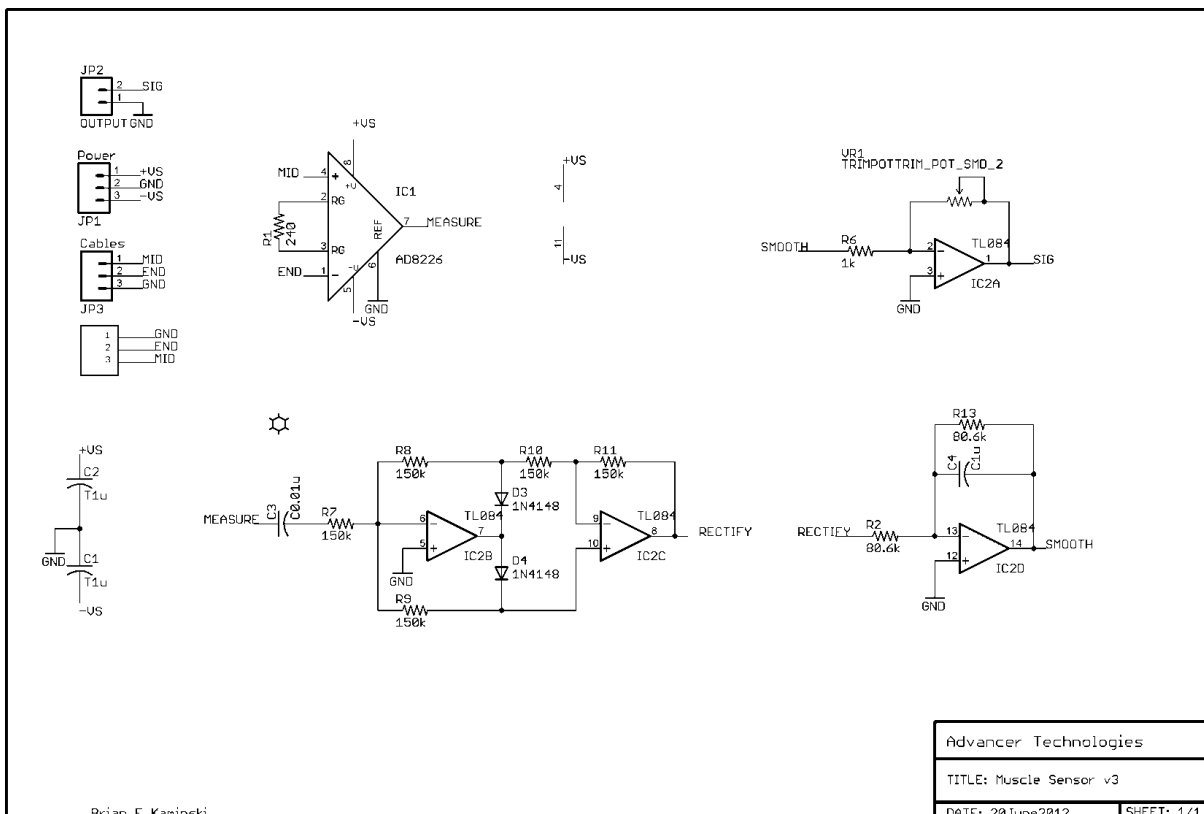


- 1) Connect the power supply (two 9V batteries)
 - a. Connect the positive terminal of the first 9V battery to the +Vs pin on your sensor.
 - b. Connect the negative terminal of the first 9V battery to the positive terminal of the second 9V battery. Then connect to the GND pin on your sensor.
 - c. Connect the negative terminal of the second 9V battery to the -Vs pin of your sensor.
- 2) Connect the electrodes
 - a. After determining which muscle group you want to target (e.g. bicep, forearm, calf), clean the skin thoroughly.
 - b. Place one electrode in the middle of the muscle body, connect this electrode to the RED Cable's snap connector.
 - c. Place a second electrode at one end of the muscle body, connect this electrode to the Blue Cable's snap connector.
 - d. Place a third electrode on a bony or non-muscular part of your body near the targeted muscle, connect this electrode to the Black Cable's snap connector.
- 3) Connect to a Microcontroller (e.g. Arduino)
 - a. Connect the SIG pin of your sensor to an analog pin on the Arduino (e.g. A0)
 - b. Connect the GND pin of your sensor to a GND pin on the Arduino.

Dimensions



Circuit Schematic



Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Power Supply Voltage (Vs)	±3.5V	±5V	±18V
Gain Setting, Gain = $207 \cdot (X / 1 \text{ k}\Omega)$	0.01 Ω (0.002x)	50 k Ω (10,350x)	100 k Ω (20,700x)
Output Signal Voltage (Rectified & Smoothed)	0V	--	+Vs
Differential Input Voltage	0 mV	2-5mV	+Vs/Gain



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

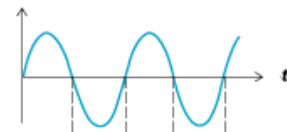
This sensor can be damaged by ESD. Advancer Technologies recommends that all sensors be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure.

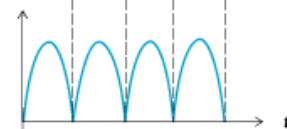
RAW EMG vs Rectified & Smoothed EMG

Our Muscle Sensors are designed to be used directly with a microcontroller. Therefore, our sensors do not output a RAW EMG signal but rather an amplified, rectified, and smoothed signal that will work well with a microcontroller's analog-to-digital converter (ADC). This difference can be illustrated by using a simple sine wave as an example.

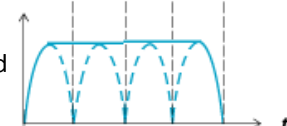
RAW Sine Wave



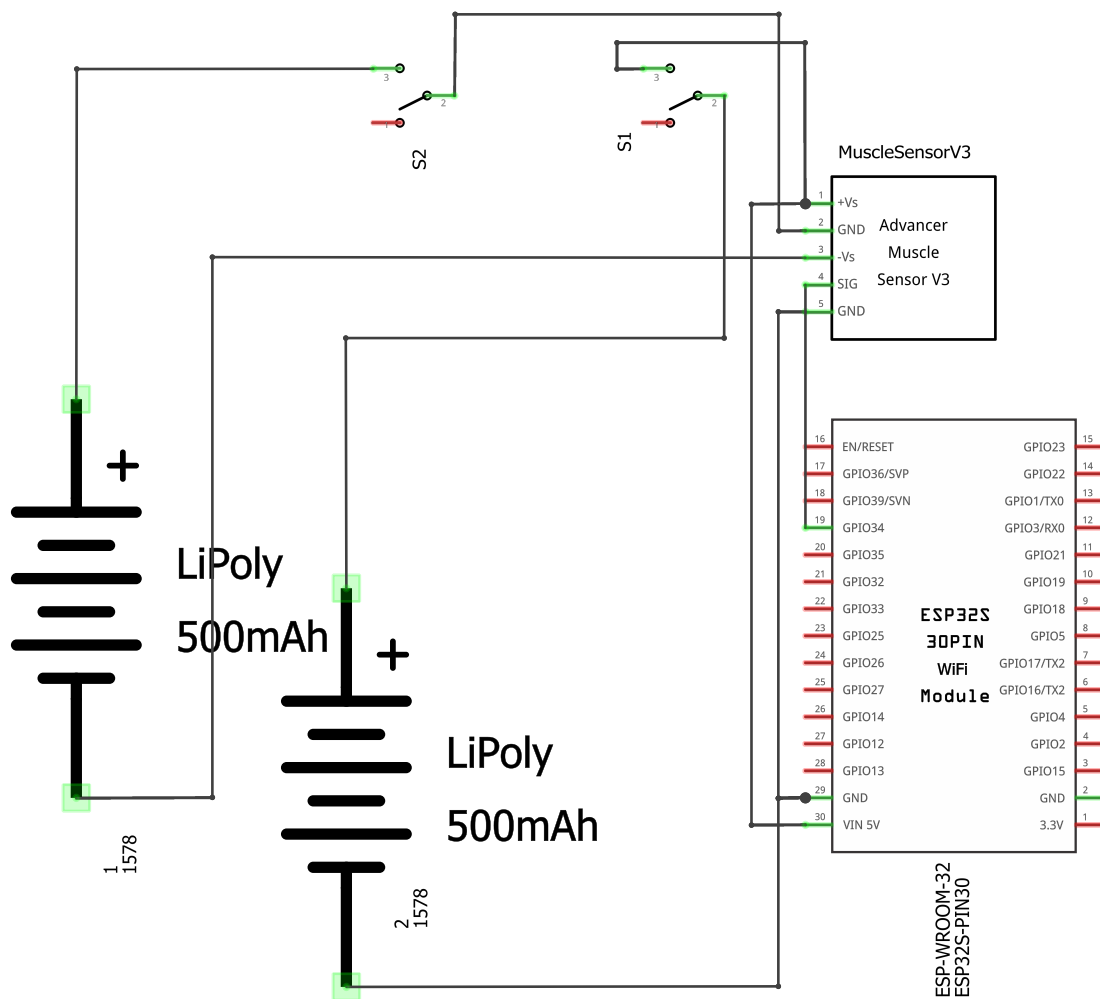
Full Wave Rectified Sine Wave



Rectified & Smoothed Sine Wave

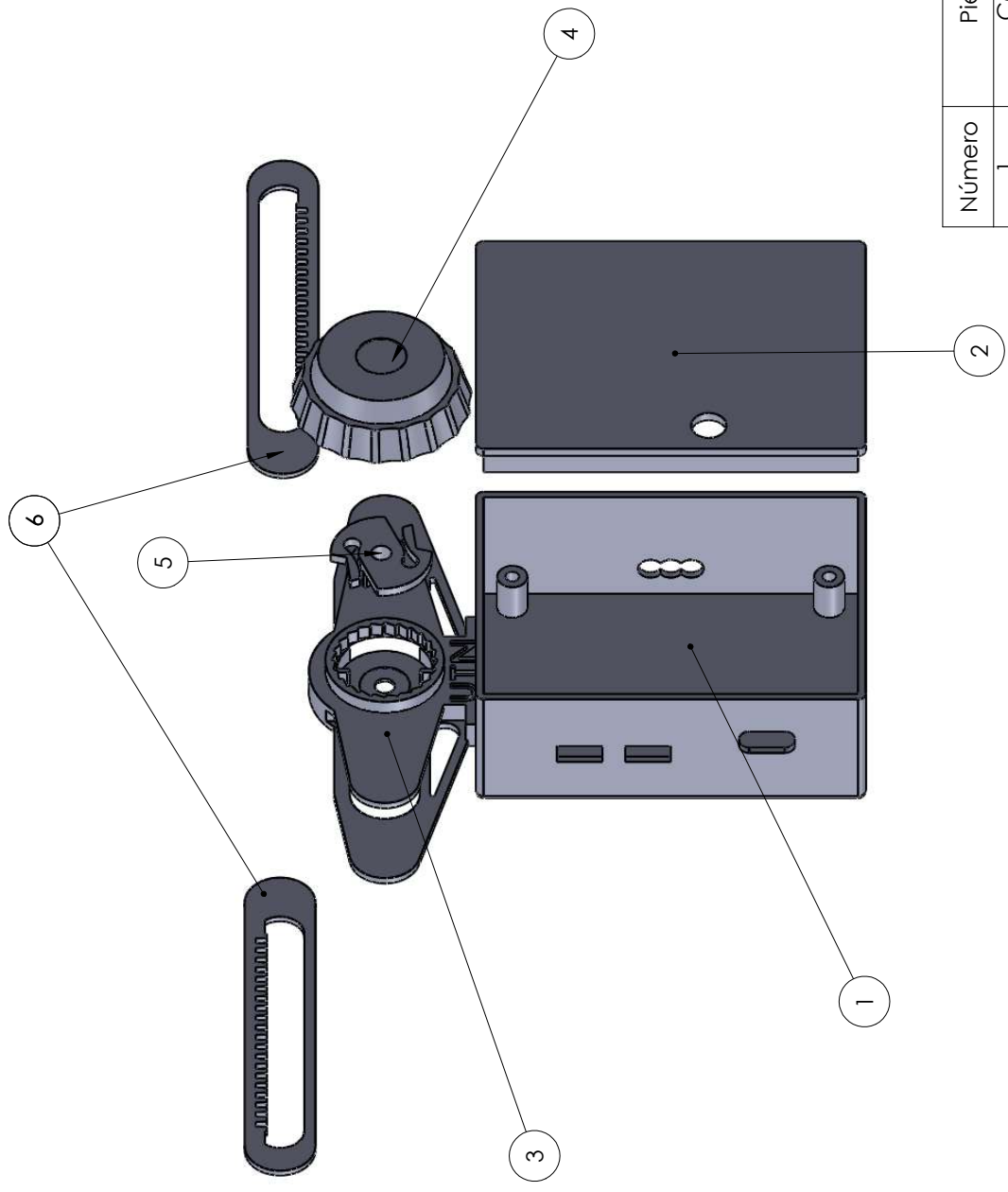


Anexo 3
Circuito esquemático del diseño de la placa PCB



fritzing

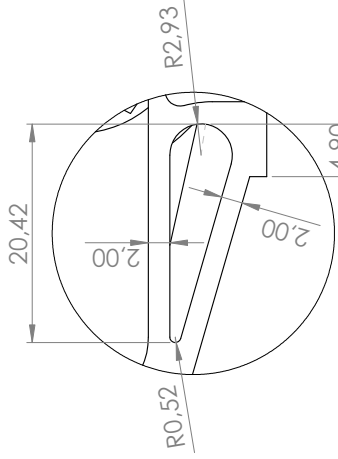
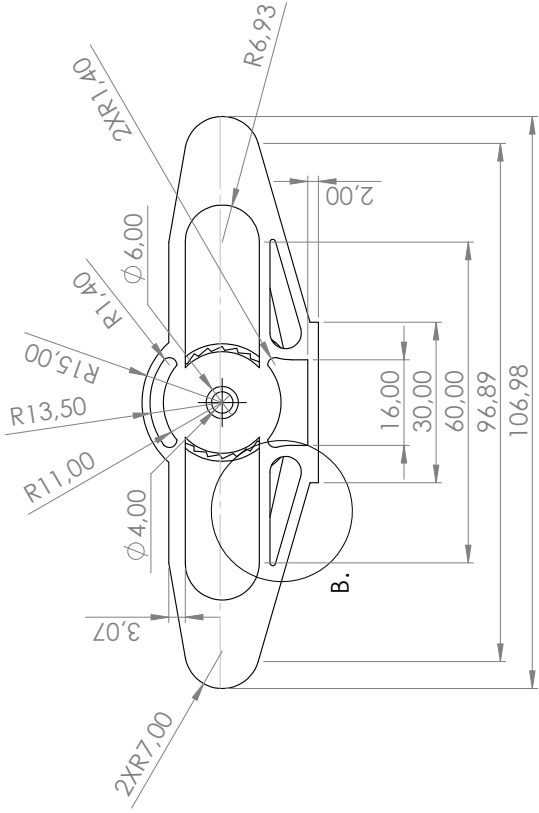
Anexo 4 Planos del prototipo inalámbrico



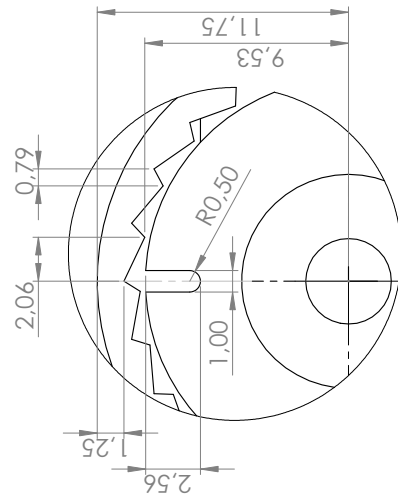
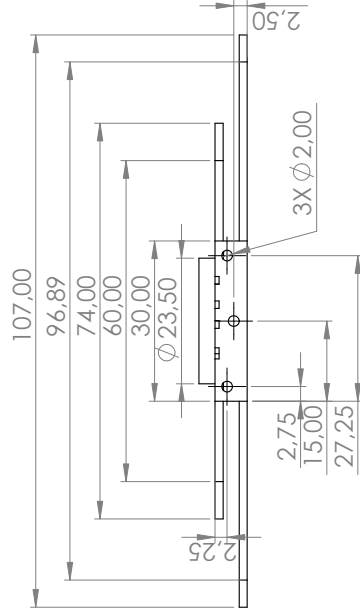
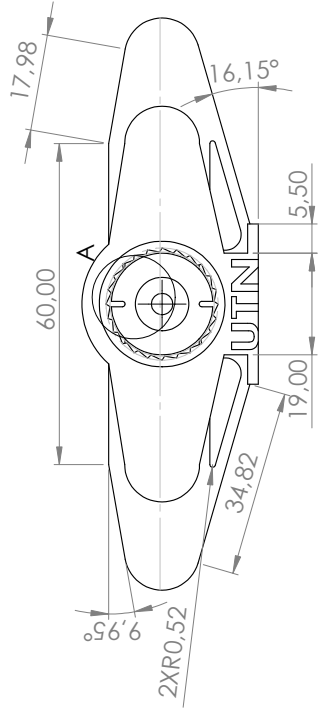
Número	Pieza	Cantidad	Observación
1	Caja	1	
2	Tapa	1	
3	Sistema Sujeción	1	
4	Perilla sujetadora	1	
5	Mecanismo ajuste	1	
6	Correas	2	

		PROYECTO: Dispositivo inalámbrico PARTE: Ensamble Dispositivo CÓDIGO: UTN.DISPENMG.CIME.2301	ESCALA: 1:1 TOLERANCIA: ±0.02
MATERIAL:	PLA	DISEÑO: SANI L.	HOJA: 1/1
TRATAMIENTO:	N/A	DIBUJÓ: SANI L.	10/08/2023
RECUBRIMIENTO:	N/A	REVISÓ: SANI L.	15/08/2023
CANTIDAD:	1	APROBÓ: SANI L.	

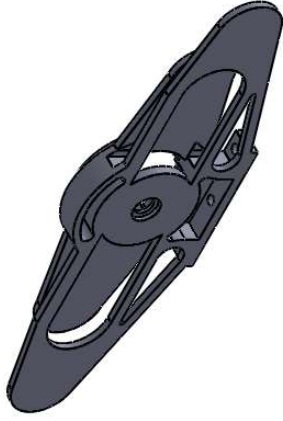
UTN CIME



DETALLE B.
ESCALA 2 : 1



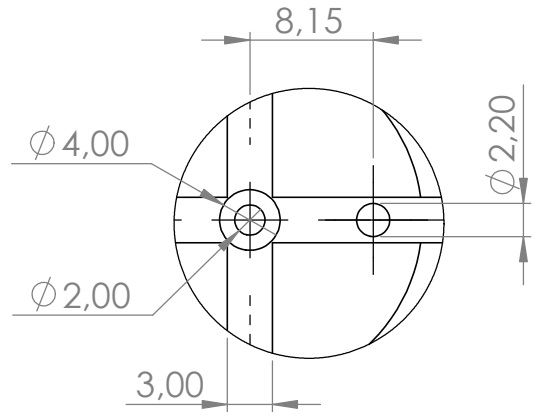
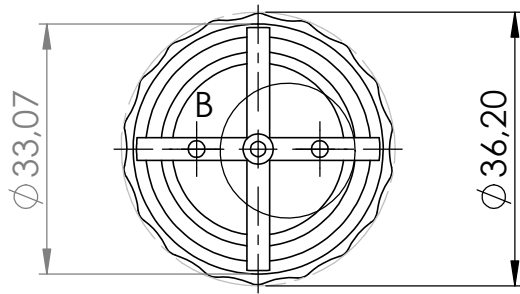
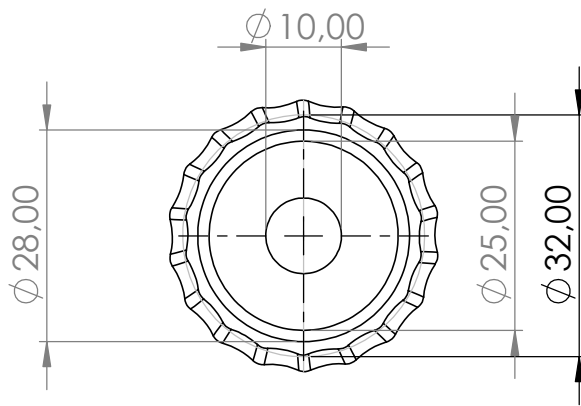
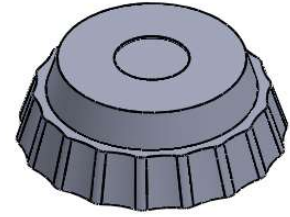
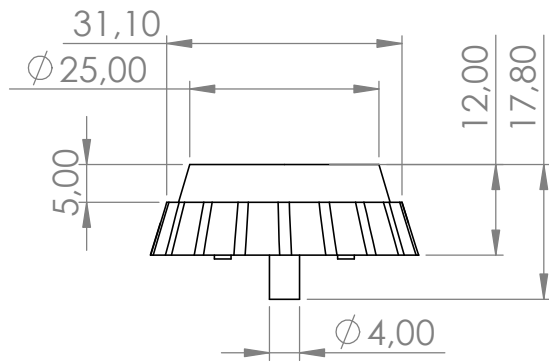
DETALLE A
ESCALA 4 : 1



NOTA:
Todas las medidas están en milímetros (mm).
El espesor de toda la pieza es de 1.5 mm salvo el caso que se indique lo contrario.
Todas las aristas tiene un redondeo de 0.5mm.

		PROYECTO: Dispositivo halámbrico PARTE: Sistema Sujeción CÓDIGO: UTN.DISPEMG.CIME.2302	ESCALA: 1:1 TOLERANCIA: ±0.02
MATERIAL: PLA TRATAMIENTO: N/A RECUBRIMIENTO: N/A	DISEÑO: SANI L. DIBUJÓ: SANI L. REVISÓ: SANI L. APROBÓ: SANI L.	1 1 1	HOJA: 1/1 9/8/2023 10/08/2023 15/08/2023

UTN CIME



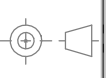
DETALLE B
ESCALA 2 : 1

NOTA:
Todas las medidas están en mm.
El redondeo de la perilla es de 2 mm si es que no se indica lo contrario.



PROYECTO: Dispositivo Inalámbrico

ESCALA:



PARTE: Perilla sujetadora

1:1

CÓDIGO: UTN.DISPEMG.CIME.2303

TOLERANCIA: ± 0.02

MATERIAL:

PLA

DISEÑO:

SANI L.

1/8/2023

HOJA:

TRATAMIENTO:

N/A

DIBUJÓ:

SANI L.

9/8/2023

1/1

RECUBRIMIENTO:

N/A

REVISÓ:

SANI L.

10/08/2023

A4

CANTIDAD:

1

APROBÓ:

SANI L.

15/08/2023

UTN

CIME

4

3

2

1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

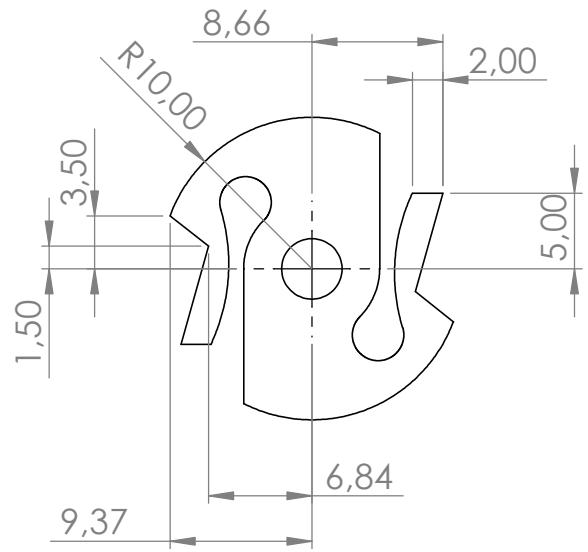
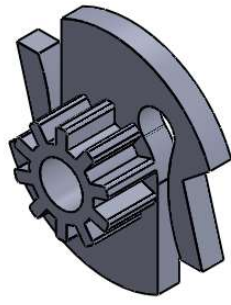
C

B

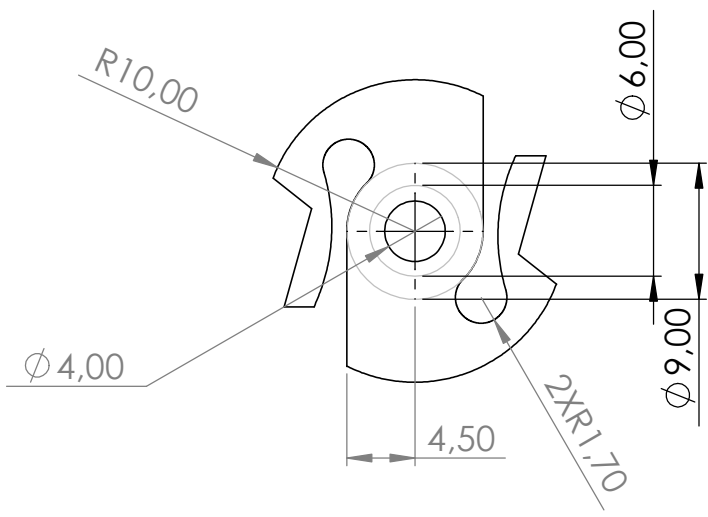
B

A

A



Especificaciones del engranaje:
 Diámetro addendum=9
 Diámetro dedendum=6
 Espesor de borde=2
 Ancho de cara=4.5
 Espesor diente=1
 Número dientes=10



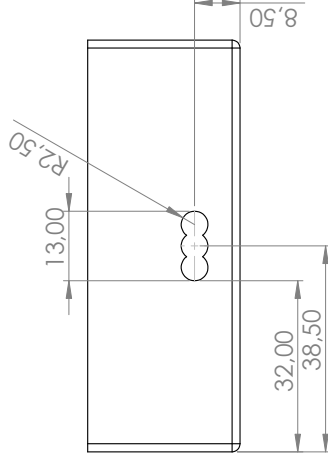
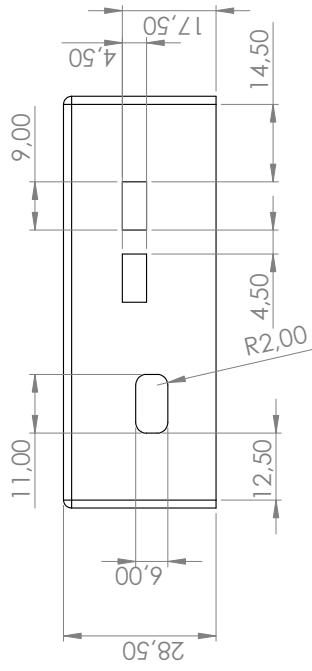
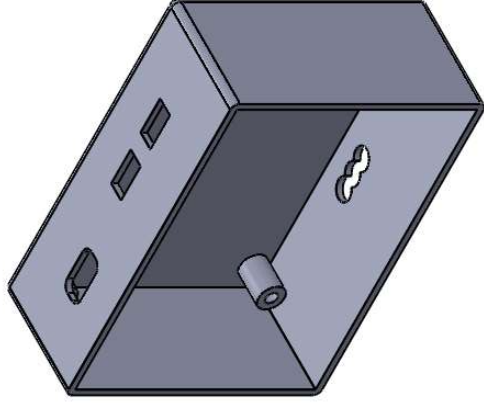
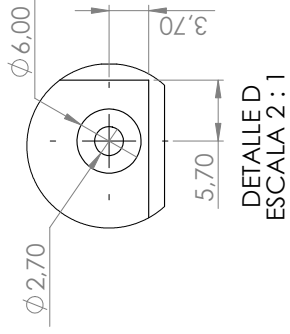
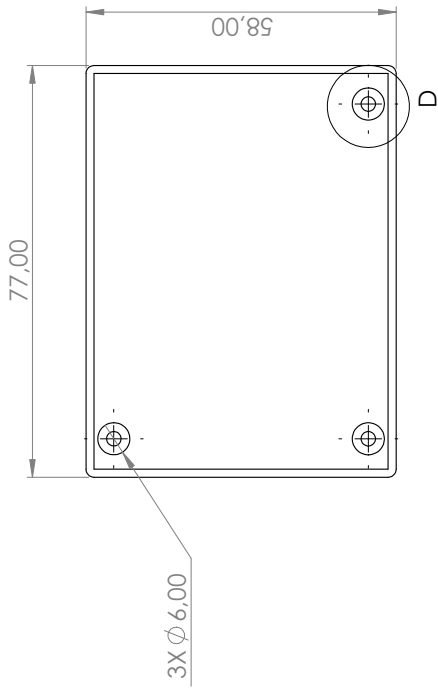
NOTA:
 Todas las medidas estan en mm.
 La base de la rosca es de 2 mm de espesor.



PROYECTO: DispositivoInalámbrico				ESCALA: 2:1	
PARTE: Mecanismo ajuste				TOLERANCIA: ±0.02	
CÓDIGO: UTN.DISPEMG.CIME.2304					
MATERIAL:	PLA	DISEÑO:	SANI L.	1/8/2023	HOJA: 1/1
TRATAMIENTO:	N/A	DIBUJÓ:	SANI L.	9/8/2023	A4
RECUBRIMIENTO:	N/A	REVISÓ:	SANI L.	10/08/2023	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	SANI L.	15/08/2023	

UTN CIME

4 3 2 1



NOTA:
 Todas las medidas están en milímetros (mm).
 Todas las aristas tienen un redondeo de 1.5 mm.
 Espesor toda la caja es de 1.5 mm.

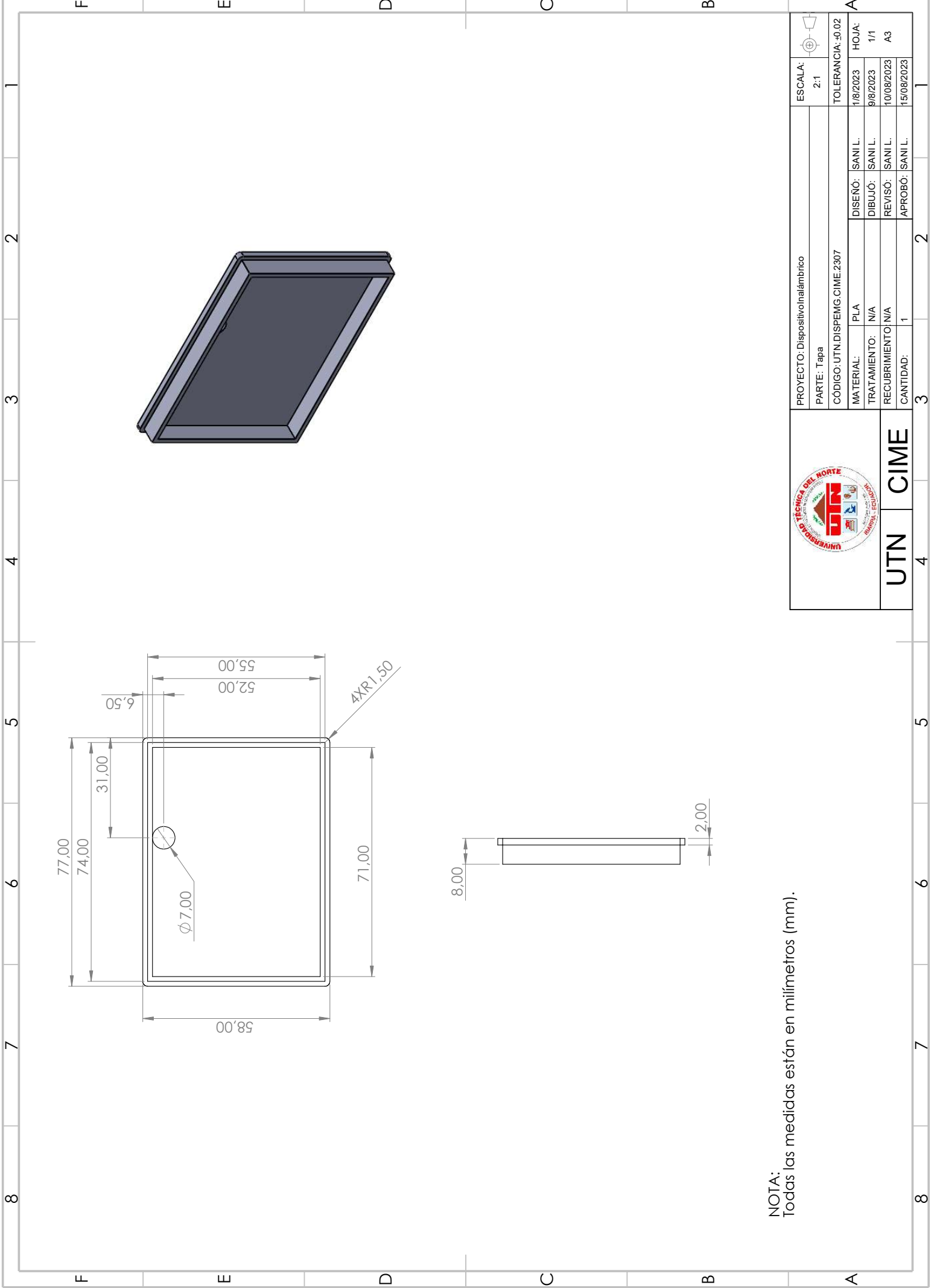


UTN CIME

PROYECTO: Dispositivo de hallámbrico
 PARTE: Caja
 CÓDIGO: UTN.DISPENMG.CIME.2306

MATERIAL:	PLA	DISEÑO:	SANI L.
TRATAMIENTO:	N/A	DIBUJÓ:	SANI L.
RECUBRIMIENTO:	N/A	REVISÓ:	SANI L.
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	SANI L.

ESCALA:	1:1	TOLERANCIA: ±0.02
HOJA:	1/1	A3
FECHA:	10/08/2023	



NOTA:
Todas las medidas están en milímetros (mm).



UTN CIME

PROYECTO: Dispositivo halámbrico	
PARTE: Tapa	
CÓDIGO: UTN.DISPENMG.CIME.2307	
MATERIAL: PLA	DISEÑO: SANI L.
TRATAMIENTO: N/A	DIBUJÓ: SANI L.
RECUBRIMIENTO: N/A	REVISÓ: SANI L.
CANTIDAD: 1	APROBÓ: SANI L.

ESCALA: 2:1	ESCALA:
TOLERANCIA: ±0.02	HOJA: 1/1
1/8/2023	9/8/2023
10/08/2023	15/08/2023
A3	

Anexo 5

Código realizado en IDE de Arduino

```
//DISPOSITIVO INALÁMBRICO PARA LA ADQUISICIÓN
//DE SEÑALES EMG DE MIEMBROS INFERIORES.
//código de lectura y envío de la señal emg en IDE Arduino

#include <WiFi.h>

//EDITE SOLO LOS PARÁMETROS DE RED

const char* ssid = "WiFiPoco"; //Nombre de la red
const char* password = "unodos34"; //Contraseña de la red

const float analogPin = 34; //lectura del pin analógico de la ESP32

unsigned long lastTime = 0;
unsigned long sampleTime = 400 ; //milisegundos de muestreo aproximadamente

WiFiServer server(80);
WiFiClient client;

int receivedDataCount = 0;

void setup() {
  Serial.begin(115200);

  // Conectar a la red Wi-Fi
  WiFi.begin(ssid, password);

  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(1000);
    Serial.println("Conectando a la red Wi-Fi...");
  }

  Serial.println("Conexión Wi-Fi establecida!");
  Serial.print("Dirección IP: ");
  Serial.println(WiFi.localIP());

  server.begin();
}

void loop() {
  client = server.available();

  if (client) {
    Serial.println("Cliente conectado!");

    while (client.connected()) {
      if (client.available()) {
        String data = client.readStringUntil('\n');
        Serial.print("Datos recibidos: ")
```


Anexo 6

Manual de usuario del dispositivo inalámbrico

Manual del usuario

DISPOSITIVO INALÁMBRICO PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE MIEMBROS INFERIORES



Propósito: Permitir al usuario la fácil comprensión del funcionamiento y utilización de manera correcta del dispositivo, así mismo dar a conocer las partes que lo conforman.

Introducción: El sistema diseñado tiene la finalidad de presentar las señales electromiográficas de las extremidades inferiores de forma inalámbrica; para ello se realiza un prototipo del dispositivo que permita al usuario realizar cualquier tipo de actividad física y presentar las lecturas de la señal realizada por el músculo en una interfaz.

Manejo del sistema



Verificar el sistema completo:

- Dispositivo inalámbrico con electrodos
- Cable micro USB
- Ordenador para el manejo de la interfaz

Software

- IDE Arduino (Conocimiento básicos)
- Matlab (Conocimiento básicos)

Manejo del sistema

El encendido del sistema:

Se ejecuta mediante los interruptores *On/Off* ubicados en un costado del dispositivo, seguidamente, con el cable micro USB conectado al ordenador, se edita los parámetros de red en el software IDE de Arduino (El código completo de Arduino se encuentra anexo a este documento).

En el código de Arduino solo se debe editar el apartado que se encuentra resaltado de color amarillo, guíese por el ejemplo indicado.



Ejemplo:

```
//Nombre de la red  
const char* ssid = "Nombre";  
//Contraseña de la red  
const char* password = "Contraseña";
```

Manejo del sistema



Colocación del dispositivo

El dispositivo cuenta con una correa y un broche que permite colocar en la extremidad inferior, también cuenta con un sistema de ajuste mediante una perilla.

Los electrodos que se utilizan son de tipo húmedos que poseen un gel conductor para una mejor transmisión de la señal, el terminal de color verde indica el electrodo de referencia y los terminales rojo y amarillo van colocados en la zona de interés.



Manejo del sistema

Manejo de la interfaz

➤ Ventana de Inicio

Se abre la interfaz y en primera instancia se puede apreciar la ventana de inicio.

Para continuar se selecciona el botón ingresar tal como se muestra en la figura o la opción descargar para acceder al enlace en *onedrive* y pueda acceder al manual de usuario y al código de arduino.



Manejo del sistema

➤ Ventana de bienvenida

En esta ventana se tiene que llenar los datos del usuario que se va a evaluar la señal EMG.

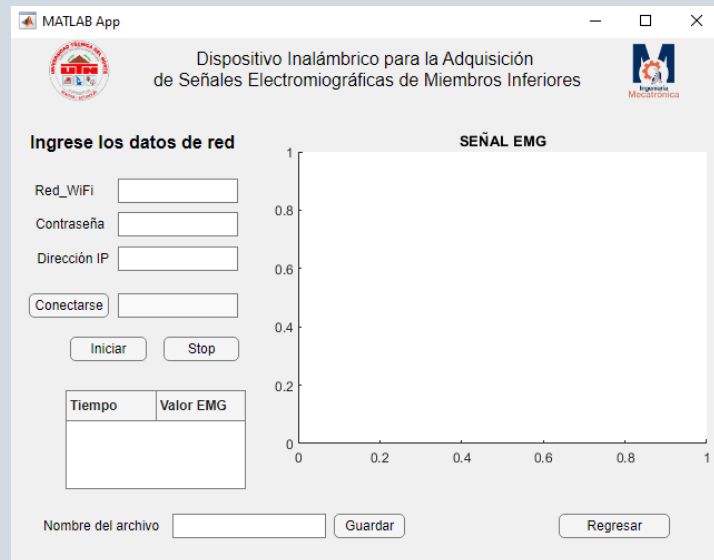
Cuando ya se llena los datos se selecciona la opción aceptar, se verifica en la pantalla y seguidamente se presiona continuar para avanzar a la siguiente ventana.

Manejo del sistema

➤ Ventana Principal 1ra parte

En esta ventana se ingresa los datos correspondientes de la red a la que se tiene acceso y también donde se puede apreciar la señal EMG que deseamos conocer.

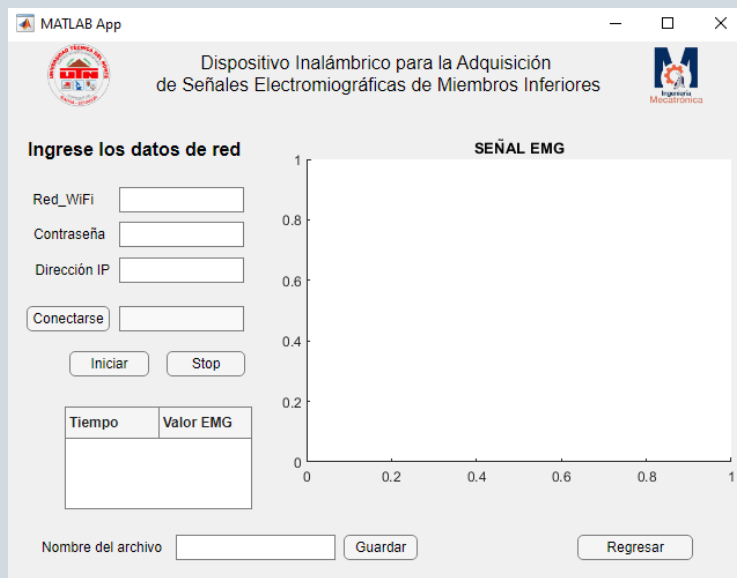
Hay que mencionar que una manera factible para saber la dirección IP, es ejecutando el código de Arduino y presionando el botón *reset* del dispositivo, una vez realizado este proceso, en el monitor en serie de IDE Arduino se mostrará el valor correcto del IP.



Manejo del sistema

➤ Ventana principal 2da parte

Con los requisitos completos se presiona el botón conectarse y en cuestión de unos segundos (dependiendo de la red) se aprecia el mensaje de confirmación "**Conectado!**", seguidamente se presiona el botón iniciar para apreciar los valores EMG y su respectiva gráfica.



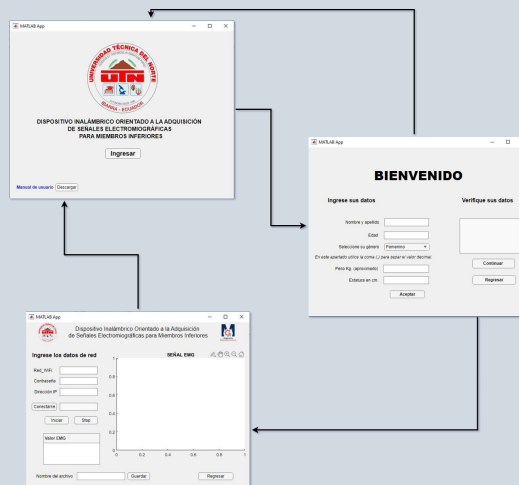
Manejo del sistema

➤ Parte final

Finalmente, cuando se desee detener se presiona el botón stop.

Para guardar los datos obtenidos, se coloca el nombre del archivo en el casillero en blanco y se presiona guardar.

Los botones de regreso en cada ventana permiten regresar a la sección anterior, en el caso de cerrar la ventana se redirigirá automáticamente a la ventana de inicio.



Anexo 7

Análisis de costos

A continuación se indica los costos de los materiales implementados en la fabricación del dispositivo inalámbrico, los materiales se dividen en componentes electrónicos, material para fabricación de la carcasa y software utilizados.

Detalle	Costo en dólares
Tarjeta Muscle Sensor V3	33.00
ESP32	10.00
Dos baterías 3.7 mV 55mA	13.00
Placa PCB	1.50
Interruptores y pulsador	0.30
Impresión 3D	5.00
Correas y Broche	0.40
Electrodos 3 unidades	1.20
Software para el diseño 3D	0.00 (Licencia académica)
Software para diseño de circuito	0.00 (Licencia académica)
Software para diseño interfaz	0.00 (Licencia académica)
Total	64.4

Fuente: Autor