



Diseño e implementación de un dispositivo de visualización, evaluación y entrenamiento de la señal mioeléctrica para el uso de prótesis transradiales

Juan Sebastian Fajardo Zarta

Trabajo de grado presentado para optar al título de Bioingeniero

Asesores

Juan Diego Lemos Duque, Doctor (PhD) en Ingeniería Electrónica

Jorge Alberto Robledo, Ingeniero Electrónico

Universidad de Antioquia

Facultad de Ingeniería

Bioingeniería

Medellín, Antioquía, Colombia

2023

Cita	Fajardo Zarta [1]
Referencia Estilo IEEE (2020)	[1] J. Fajardo Zarta, "Diseño e implementación de un dispositivo de visualización, evaluación y entrenamiento de la señal mioeléctrica para el uso de prótesis transradiales", " Trabajo de grado profesional, Bioingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Antioquia, Colombia, 2023.



Prótesis Avanzadas, Coordinador Sense AI: Daniel Escobar Saltaren



Seleccione biblioteca, CRAI o centro de documentación UdeA (A-Z)

Repositorio Institucional: <http://bibliotecadigital.udea.edu.co>

Universidad de Antioquia - www.udea.edu.co

Rector: John Jairo Arboleda Céspedes.

Decano/Director: Julio César Saldarriaga Molina

Jefe departamento: John Fredy Ochoa Gómez

El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Antioquia ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por los derechos de autor y conexos.

Dedicatoria

A mi madre, la mejor madre que pude tener. Me enseñó a siempre mirar hacia el frente y saber que siempre contaré con el amor y el apoyo de ella; me brindó demasiado amor y también me educó para ser un hombre de bien, que me enseñó a luchar siempre por mis metas, a ser constante y resiliente y que con la ayuda de Dios podía lograr todo lo que me propusiera, que día a día estaba pendiente de mí aún en la distancia, que me enseñó a ser moderado con el dinero, a ahorrar y a siempre hacer lo correcto.

A mi padre, ese hombre trabajador y honesto que nunca se quejó de dolor o cansancio y que me mostró que aunque la vida no cogiera siempre el rumbo que uno quería, siendo apasionado por lo que se hace, todo fluye. Dedico este logro a mi padre también porque aún siendo un hombre poco expresivo y abierto a sus sentimientos, me escuchó y supo apoyarme emocionalmente para tomar siempre la decisión indicada, que me motivó en todo momento para hacer deporte y también me apoyó económicamente durante toda la carrera, que además me enseñó a brindar la mano a quien lo necesite y a ser incondicional con los que quiero. Finalmente quiero dedicar este logro a mi hermana, que sin entender muchas cosas de las que yo hacía en mi carrera ella siempre creyó en mí y en mis capacidades, que me recordó en esos momentos en los que sentía que no podía más, que estaba absorbido por todo mi alrededor, lo lejos que yo podía llegar y que no estaba solo, que siempre la tendría a ella y a mis padres, que juntos íbamos a poder con todo. ¡Familia lo logramos!

Agradecimientos

Quiero agradecer a cada uno de los docentes del programa que estuvieron en mi proceso educativo, por ser personas apasionadas que compartieron su conocimiento conmigo. A la Universidad de Antioquia por mostrarme la diferencia entre leer un problema en los libros y ver quien los padece y cómo puedo ayudar; también agradezco por los espacios deportivos donde pude conocer personas valiosas que hoy puedo llamar amigos. A mis entrenadores del agua que me enseñaron a ser constante y disciplinado, en particular a Juan Carlos Moreno que me permitió ser monitor de natación en donde reconocí que enseñando también se aprende y me pude ayudar económicamente por 5 años.

Agradezco a Prótesis Avanzadas por abrirme las puertas y brindarme la oportunidad de realizar mi trabajo de grado pudiendo hacer uso de las instalaciones. En especial quiero agradecer a Daniel Escobar Saltaren por confiar en mí desde el primer momento, por compartir su conocimiento y acompañarme en todo el proceso del desarrollo de este proyecto, además por siempre mostrarme una sonrisa para darle solución a las cosas. Agradezco también al profesor Juan Diego Lemos por sus grandes aportes, la paciencia y por retarme a ir por más. Finalmente quiero agradecer a mis amigos del alma que entre llantos y risas fueron incondicionales y me apoyaron durante todo este tiempo; agradezco al amor y desamor que siempre me puso retos y pude afrontarlos para finalizar este trabajo de manera satisfactoria y hoy por fin decir orgulloso: ¡soy Bioingeniero!. A todos y cada uno los llevaré siempre en mi corazón.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	9
ABSTRACT	10
I. INTRODUCCIÓN	11
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	13
Hipótesis de trabajo	13
Hipótesis estadística	14
III. OBJETIVOS	15
A. Objetivo general	15
B. Objetivos específicos	15
IV. MARCO TEÓRICO	16
A. Anatomía de la extremidad superior	16
B. Electromiografía	17
C. MyoChad versión uno	18
V. METODOLOGÍA	20
A. Requisitos técnicos	20
B. Componentes e instrumentación electrónica	21
C. Diseño estructural	21
VI. RESULTADOS	24
A. Componentes e instrumentación electrónica	24
B. Visualización de Menús en la pantalla TFT	27
C. Diseño e impresión 3D	32
D. Cumplimiento de los objetivos	33
VII. ANÁLISIS	34
VIII. CONCLUSIONES	39
IX. RECOMENDACIONES	40
REFERENCIAS	41

LISTA DE TABLAS

TABLA I INFORMACIÓN DE LA BASE DE DATOS	22
TABLA II BASE DE DATOS PARA GUARDAR LAS PUNTUACIONES DEL JUEGO 1	31
TABLA III COSTO DEL MYOCHAD PARA SALIR AL MERCADO	33

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Tipos de amputación de la extremidad superior [13]	16
Fig. 2. Músculos del antebrazo vista posterior [16]	17
Fig. 3. Músculos del antebrazo vista anterior [16]	17
Fig. 4. Tipos de señales en la electromiografía adquirida por sensores [22]	18
Fig. 5. Especificaciones de la pantalla TFT TOUCH 2.8 ESP32 [27]	19
Fig. 6. Diagrama general de las etapas de la metodología del proyecto	20
Fig. 7. Sensor de Prótesis Avanzadas con vista anterior	24
Fig. 8. Sensor de Prótesis Avanzadas con vista posterior	24
Fig. 9. Batería 3.7V	25
Fig. 10. Interruptor	25
Fig. 11. Elevador de voltaje	25
Fig. 12. Conector USB tipo C	25
Fig. 13. ADS1115/ADS1015 [33]	26
Fig. 14. HDC1080 [35]	26
Fig. 15. Esquemático del MyoChad v2.0 desarrollado en el software Proteus	26
Fig. 16. Menú 0 del MyoChad v2.0	27
Fig. 17. Menú 1 del MyoChad v2.0, hoja 1	27
Fig. 18. Menú 1 del MyoChad v2.0, hoja 2	27
Fig. 19. Menú 1 del MyoChad v2.0, hoja 3	28
Fig. 20. Menú 1 del MyoChad v2.0, ABOUT	28
Fig. 21. Menú 2 del MyoChad v2.0	28
Fig. 22. Visualización de ambas señales en tiempo real en el serial plotter de Arduino	29
Fig. 23. Menú 3 del MyoChad v2.0	29
Fig. 24. Menú 5 del MyoChad v2.0	29
Fig. 25. Menú 4 del MyoChad v2.0, juego 1	30
Fig. 26. Menú 4 del MyoChad v2.0, teclado	30
Fig. 27. Menú 4 del MyoChad v2.0, START y puntajes	30
Fig. 28. Juego RemoteXY con músculo flexor	31

Fig. 29. Juego RemoteXY con músculo extensor	31
Fig. 30. Diseño CAD del cajón con espacio para pluma	32
Fig. 31. Diseño CAD de la tapa	32
Fig. 32. Montaje eléctrico del MyoChad v2.0	32
Fig. 33. Dispositivo MyoChad v2.0	32
Fig. 34. Señal EMG (extensor) en el MyoChad v2.0	37
Fig. 35. Juego 1 de MyoChad v2.0 en funcionamiento	38

SIGLAS, ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS

IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
EMG	Electromiografía
IoT	Internet de las Cosas (Internet of Things)
3D	Tridimensional
GND	Ground o tierra en un circuito
Vout	Voltaje de salida (Output Voltage)
Vin	Voltaje de entrada
GPIO	Pin Genérico Programable (General Purpose Input/Output)
GUI	Interfaz Gráfica de Usuario (Graphical User Interface)
ADC	Convertidor analógico a digital (Analogue to Digital Converter)
Li-Po	Polímero de Litio (Lithium polymer)
PhD	Philosophiae Doctor
I2C	Protocolo de comunicación serial (Inter-Integrated Circuit)
SPI	Bus se interfaz de periféricos serie (Serial Peripheral Interface)
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
TFT	Thin Film Transistor, un tipo de pantalla
UdeA	Universidad de Antioquia
PLA	Ácido poliláctico, un filamento usado en impresión 3D
DANE	Departamento Administrativo Nacional de Estadística
TF-Card	Tarjeta de memoria (TransFlash)
USB	Bus Universal en Serie (Universal Serial Bus)
ID	Documento de Identidad

RESUMEN

La electromiografía es una técnica que permite la medición no invasiva para obtener patrones de activación muscular, que con el pasar de los años ha permitido su uso en el control de prótesis electrónicas y dispositivos de rehabilitación. En el presente trabajo se desarrolla un dispositivo de visualización, evaluación y entrenamiento de señales mioeléctricas para el uso de prótesis transradiales basado en la primera versión del MyoChad de Prótesis Avanzadas. La metodología empleada involucró la definición de los requisitos funcionales y técnicos del dispositivo, el diseño CAD y los componentes necesarios, además de la construcción de un prototipo haciendo uso de potenciómetros que simularon señales fisiológicas. Este dispositivo fue fabricado haciendo uso de técnicas de impresión 3D, empleando PLA como material de fabricación. Por otra parte, se diseñó un sistema de adquisición de señales por medio de Bluetooth y WiFi, la señal tomada es visualizada por el serial plotter de Arduino y una GUI implementada en RemoteXY en dispositivos móviles, respectivamente, gracias al módulo ESP32 integrado en la pantalla TFT usada en el dispositivo. Finalmente se validó el funcionamiento del dispositivo utilizando datos reales de señales EMG, mediante la implementación de un juego de entrenamiento haciendo uso de los músculos flexor y extensor tras realizar una contracción muscular durante quince segundos; aun así, se identificaron algunas áreas de mejora que podrían abordarse en investigaciones futuras.

***Palabras clave* — Movilidad reducida, electromiografía, ESP32, pantalla TFT, prótesis transradiales, interfaz gráfica de usuario.**

ABSTRACT

Electromyography is a technique that allows non-invasive measurement of muscle activation patterns, which over the years has allowed its use in the control of electronic prostheses and rehabilitation devices. This article presents the development of a device for visualization, evaluation, and training of myoelectric signals for the usage of transradial prosthesis based on the MyoChad V1.0, property of Protesis Avanzadas company. The implemented methodology involved the definition of technical and functional requirements for the device, the CAD design and finally the necessary components, in addition, it was performed a prototype using potentiometers to simulate the physiological signals. This device was manufactured using 3D printing techniques with PLA as base material. On the other hand, an acquisition system incorporates Bluetooth and Wi-Fi; the signal taken is visualized by the Arduino's serial plotter and a RemoteXY app GUI for mobile devices thanks to the ESP32 module integrated into the TFT screen used in this device. Finally, the operation of the device was validated using real data from EMG, through the implementation of a training game using the flexor and extensor muscles after performing a muscle contraction for fifteen seconds; even so, some areas for improvement were identified that could be addressed in future research.

Keywords — **Reduced mobility, electromyography, ESP32, TFT screen, transradial prosthesis, graphical user interface.**

I. INTRODUCCIÓN

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, cerca del 16% de la población mundial presenta algún tipo de discapacidad [1]. Mientras que en Colombia, las personas con discapacidad corresponden al 2.6% de la población total, identificando que el 47% de dicha cifra presenta alteraciones permanentes en el movimiento del cuerpo, manos, brazos y piernas según indica el Ministerio de Salud [2]. Acorde a estos datos, surge la necesidad de desarrollar dispositivos portátiles para el monitoreo de pacientes de manera remota con el fin de mejorar el bienestar de los mismos [3, 4]. En pacientes con limitaciones en su movilidad se han visto ventajas al incorporar dispositivos que registren señales de electromiografía (EMG) para la atención y evaluación de sus procesos de rehabilitación [5, 6].

Las prótesis transradiales, que se utilizan para reemplazar una extremidad superior amputada a nivel del antebrazo, han demostrado ser una solución prometedora para mejorar la calidad de vida de las personas amputadas. Estas prótesis permiten restaurar parcial o completamente la función de la mano y el brazo, brindando a los usuarios la oportunidad de realizar una variedad de actividades diarias y retomar su independencia; sin embargo, un aspecto fundamental para el funcionamiento adecuado de las prótesis transradiales es la capacidad de detectar y utilizar las señales mioeléctricas generadas por los músculos residuales del paciente.

Durante las últimas décadas la industria biomédica ha revolucionado la forma en que se abordan las discapacidades; particularmente en el campo de las prótesis, se ha desarrollado nueva tecnología asistencial, como dispositivos, equipos o software con el fin de mantener o mejorar las capacidades funcionales de las personas en situación de discapacidad, lo cual ayuda a garantizar su bienestar, facilitando su incorporación y participación en la sociedad civil [7]. Los dispositivos portátiles han sido incorporados en un sinfín de aplicaciones enfocadas al seguimiento de diferentes patologías fisiológicas, trastornos musculares y enfermedades crónicas, con fines de diagnóstico, monitoreo y tratamiento [4]; aunque existen dispositivos que tratan de resolver dicha problemática, los desarrollos existentes para la obtención de señales EMG presentan sistemas de alta complejidad y elevados costos, reduciendo la capacidad de adquisición.

De lo anterior, surge la necesidad de diseñar un sistema de adquisición de señales de EMG que pueda ser implementado en diferentes desarrollos orientados a la evaluación, el monitoreo y entrenamiento de personas con movilidad reducida, asegurando su asequibilidad en el mercado actual. Estas señales EMG se generan cuando los músculos se contraen o relajan y contienen información vital sobre los movimientos y la intención del usuario para realizar alguna acción [8]. Sin embargo, la interpretación precisa y eficiente de estas señales sigue siendo un desafío, por lo que el objetivo principal de este trabajo es desarrollar un dispositivo innovador que permita la visualización, evaluación y entrenamiento de las señales mioeléctricas para su aplicación en prótesis transradiales. Este dispositivo busca superar las limitaciones existentes entrenando a los usuarios con el uso de las señales mioeléctricas, mejorando así la funcionalidad y usabilidad de las prótesis.

En ese contexto, para lograr este objetivo, se llevó a cabo una revisión bibliográfica existente en el campo de las señales mioeléctricas y de las prótesis transradiales para analizar y comparar los diferentes enfoques utilizados con el fin de identificar el mejor desafío enfoque de este proyecto; por lo que se diseñó y construyó un dispositivo que adquiere y permite la visualización de señales electromiográficas en tiempo real, proporcionando un entorno de entrenamiento para los usuarios de prótesis transradiales. El hardware y software del dispositivo se basó en la versión uno del MyoChad de la empresa Prótesis Avanzadas; se espera de la versión dos una herramienta efectiva y accesible para mejorar la funcionalidad y la experiencia de uso de las prótesis transradiales, permitiendo a los usuarios desarrollar habilidades más precisas y naturales en el control de sus prótesis.

En resumen, este trabajo de grado aborda el desarrollo de un dispositivo de visualización, evaluación y entrenamiento de señales mioeléctricas para prótesis transradiales, con el objetivo de mejorar la funcionalidad y la usabilidad de estas, brindando a los usuarios una mayor calidad de vida y autonomía en su vida diaria. Además, los resultados y lecciones aprendidas a lo largo de esta investigación contribuyen al avance del campo de las prótesis y la rehabilitación, sentando las bases para futuros desarrollos y mejoras en el área.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Acorde a recientes estadísticas del Banco Mundial el 16% de la población presenta algún tipo de discapacidad, mientras que en Colombia el 2.6% de su población; según el DANE el 7.1% de la población colombiana presenta dificultades para realizar actividades básicas diarias y requiere servicios de asistencia médica [1, 2, 9], por lo que surge la necesidad de desarrollar dispositivos portátiles para el monitoreo de pacientes con el fin de mejorar el bienestar y compensar la alta demanda que existe en los sistemas de salud [10].

Por otra parte, las prótesis transradiales que sustituyen la funcionalidad de la mano y el brazo, ofrecen una solución prometedora para restaurar parte de la movilidad y la funcionalidad perdida de los usuarios; en especial, las prótesis controladas por señales mioeléctricas ya que ofrecen una experiencia más natural y funcional, al contar con un sistema mioeléctrico que utiliza los impulsos eléctricos generados por los músculos residuales en la zona de la amputación al realizarse una contracción para controlar los movimientos de la prótesis. La técnica de electromiografía tiene la ventaja de ser no invasiva y ofrece una interfaz más intuitiva entre el usuario y la prótesis; sin embargo, todavía existen desafíos significativos en el campo de entrenamiento del usuario para el adecuado uso de las mismas.

Hipótesis de trabajo

Actualmente, muchas prótesis transradiales utilizan tecnología mioeléctrica para detectar las señales eléctricas producidas por los músculos restantes en el brazo del usuario. Estas señales son utilizadas para controlar el movimiento de la prótesis, lo que permite que el usuario realice diversas actividades diarias. Sin embargo, la eficacia de las prótesis mioeléctricas puede verse limitada por varios factores, como la interferencia electromagnética, la falta de precisión en la detección de señales musculares y la dificultad para entrenar adecuadamente al sistema para responder a los comandos del usuario. Además, los usuarios pueden experimentar fatiga muscular o desgaste en los músculos residuales debido a la tensión causada por el control de la prótesis.

La hipótesis propone que mediante el desarrollo de un dispositivo capaz de visualizar, evaluar y entrenar a los usuarios con el uso de las señales mioeléctricas, será posible mejorar la precisión y la confianza de las prótesis transradiales al ser manejadas con mayor facilidad y precisión por el paciente. Al visualizar las señales mioeléctricas en tiempo real, los usuarios y los profesionales de la salud podrán obtener una mejor comprensión de los patrones de actividad muscular, lo que facilita el ajuste y la personalización de la prótesis para cada usuario específico. Con este enfoque, se espera que el dispositivo permita una mayor independencia y funcionalidad para las personas con prótesis transradiales, mejorando así su calidad de vida y bienestar general.

Hipótesis estadística

1) *Hipótesis nula*: No hay diferencia significativa en la precisión y eficacia del control de prótesis transradiales entre el dispositivo que visualiza, evalúa y entrena usuarios con señales mioeléctricas y no hacer uso del dispositivo.

a) *Hipótesis alterna*: El dispositivo que visualiza, evalúa y entrena usuarios con señales mioeléctricas presenta una mejora significativa en la precisión y eficacia del control de prótesis transradiales en comparación a cuando no se hace uso del dispositivo.

En esta hipótesis, se plantea que el entrenamiento con el dispositivo que incorpora tecnología para visualizar, evaluar y entrenar usuarios con señales mioeléctricas será más efectivo en el control de prótesis transradiales. Para validar estas hipótesis, se podrían realizar pruebas experimentales o comparativas con el dispositivo MyoChad 2.0 en pacientes con amputaciones transradiales utilizando diversos indicadores, como la precisión en el control de movimientos, la velocidad y la satisfacción del usuario, y pacientes que no hacen uso del dispositivo, para determinar si existe una diferencia significativa entre ambos métodos.

En resumen, el desarrollo de un dispositivo que visualice, evalúe y entrene pacientes con las señales mioeléctricas para su uso en prótesis transradiales representa un desafío que permitirá mejorar la funcionalidad y la experiencia de los usuarios, brindándoles una mayor independencia y calidad de vida.

III. OBJETIVOS

A. Objetivo general

Desarrollar un dispositivo de visualización, evaluación y entrenamiento de la señal mioeléctrica para el uso de prótesis transradiales, basado en la versión uno del MyoChad desarrollado por Prótesis Avanzadas.

B. Objetivos específicos

1. Actualizar el hardware del dispositivo MyoChad versión uno utilizado por la empresa Prótesis Avanzadas, teniendo en cuenta los requisitos funcionales y técnicos del dispositivo para definir las características estructurales y eléctricas de la nueva versión.
2. Homologar las funcionalidades de visualización y evaluación de la señal EMG al nuevo dispositivo.
3. Desarrollar un sistema de entrenamiento de la señal EMG en el dispositivo que permita monitorear el avance de los usuarios.
4. Implementar funcionalidades IoT para permitir visualizar las señales provenientes de los usuarios y guardarlas en el dispositivo o computador.

IV. MARCO TEÓRICO

En el presente trabajo se dan definiciones y conceptos necesarios para entender correctamente el proyecto desarrollado, empezando por la anatomía de la extremidad superior, siguiendo con las señales EMG y cómo se capturan, y finalizando con características de la versión uno del MyoChad diseñado por Prótesis Avanzadas.

A. Anatomía de la extremidad superior

La extremidad superior se compone a grosso modo por hombro, brazo, codo, antebrazo y mano; la ausencia de alguna parte de la extremidad genera una discapacidad que requiere de rehabilitación debido a que su recuperación es de vital importancia para retomar independencia en la ejecución de acciones de la vida cotidiana con el objetivo de recuperar calidad de vida de las personas [11, 12]. Se conocen diferentes tipos de amputación que se han clasificado de acuerdo a la extremidad afectada, las más comunes de la extremidad superior (**Fig. 1**) se deben a enfermedad, traumatismo o accidente [13].

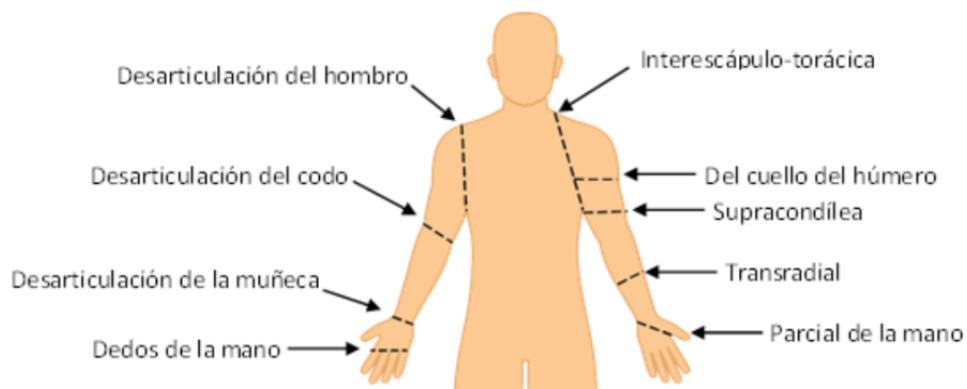


Fig. 1. Tipos de amputación de la extremidad superior [13]

Específicamente, el antebrazo está compuesto por 20 músculos distribuidos en los compartimentos anterior y posterior y 2 huesos. El compartimiento anterior contiene los músculos flexores, y el posterior los extensores [14, 15], dichos grupos musculares trabajan de manera conjunta en acciones como flexión, pronación, extensión y supinación. A continuación se muestran las dos vistas del antebrazo con los músculos que lo conforman (**Fig. 2**) (**Fig. 3**) [16].

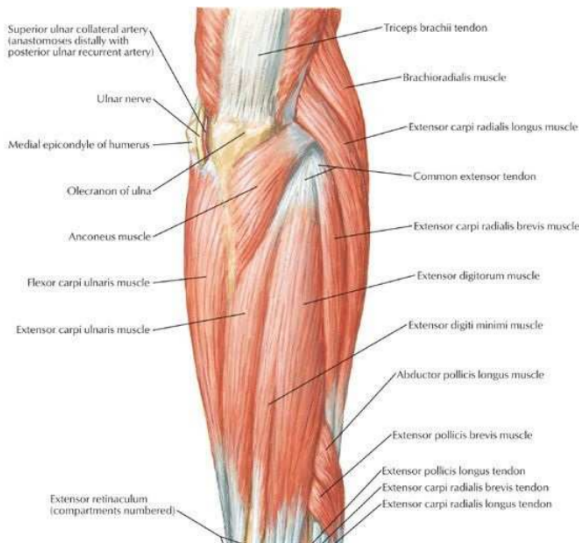


Fig. 2. Músculos del antebrazo vista posterior [16]

Fig. 3. Músculos del antebrazo vista anterior [16]

B. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una de las técnicas utilizadas para la adquisición, el registro y análisis de la actividad eléctrica generada en los músculos durante su contracción. Esta técnica permite la medición no invasiva a partir de la ubicación de electrodos tales como superficiales, de aguja o implantados [17]. A partir de la señal EMG se obtienen patrones de activación muscular, permitiendo su uso en el control de prótesis electrónicas y dispositivos de rehabilitación; de igual modo, puede usarse en el diagnóstico de patologías musculares [8, 18]. El rango de amplitud de las señales electromiográficas varía desde los μV hasta un rango de 10 mV. La amplitud y otras propiedades de las señales EMG dependen de factores como el tiempo y la intensidad de la contracción muscular; la distancia entre el electrodo y la zona de activación; y de la calidad del contacto entre piel y el electrodo ante presencia de sudor, cremas u otras sustancias [19, 20].

Muchos de los sensores en el mercado adquieren la señal EMG con su respectivo acondicionamiento y amplificación, que además cuentan con dos tipos de salidas analógicas: la señal sin filtrar conocida como la señal cruda que corresponde a la señal original sin ningún tipo de procesamiento (**Fig. 4** - Señal superior) y la envolvente (**Fig. 4** - Señal inferior) que

corresponde a la señal con rectificación de onda completa (**Fig. 4** - Señal del medio) y filtrado pasabajas [21, 22].

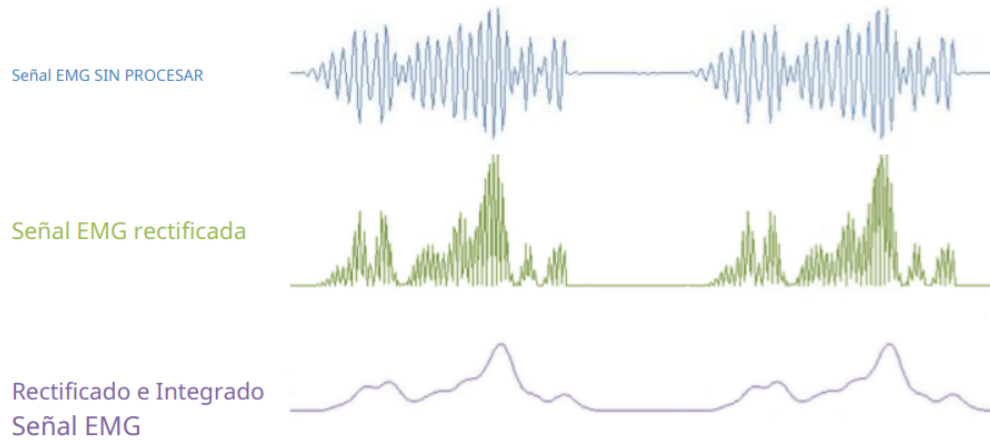


Fig. 4. Tipos de señales en la electromiografía adquirida por sensores [22]

C. *MyoChad versión uno*

El control tradicional para prótesis mioeléctricas transradiales diseñado por Prótesis Avanzadas MyoChad, utiliza dos pares de sensores ubicados en los grupos musculares flexores y extensores del antebrazo. A pesar de su aparente sencillez, la señal EMG de los diferentes usuarios varía drásticamente según la ubicación de los sensores y la capacidad de cada usuario para modular su señal muscular. Por este motivo, la empresa Prótesis Avanzadas ha desarrollado un equipo portátil para visualizar la señal EMG mediante sus sensores, el cual se utiliza en el proceso de adaptación de la prótesis y entrenamiento del usuario. Sin embargo, este equipo requiere de acompañamiento profesional para su uso, y cuenta con funcionalidades limitadas en cuanto al entrenamiento de los usuarios.

Actualmente se visualiza la señal EMG en una pantalla táctil con la cual se puede ingresar a menús de ayuda; sin embargo, es el profesional acompañante quien debe dirigir las actividades de entrenamiento y quien de forma empírica realiza la evaluación de la señal del usuario. El MyoChad versión uno utiliza un Arduino Uno que ofrece capacidades limitadas como lo es la memoria, el procesamiento, los pines disponibles y que no cuenta con conectividad IoT.

Uno de los microcontroladores más populares para desarrollos IoT es el ESP32, el cual es usado en el sector salud como parte del desarrollo de sistemas de monitorización [23]. El ESP32 es una tarjeta de desarrollo que cuenta con dos núcleos de comunicación de modo dual Wi-Fi y Bluetooth, además presenta consumo de ultra baja energía, dos módulos ADC, un sistema de carga integrado y tiene un tamaño pequeño lo que facilita su incorporación en desarrollos portátiles. Adicionalmente, es compatible con el lenguaje de programación de Arduino y Micro Python [24, 25].

En el mercado existen pantallas TFT (**Fig. 5**) que tienen integrada una placa de desarrollo ESP32 con funciones integradas, como un terminal de altavoz, comunicación IoT y TF-Card que es una tarjeta de memoria, entre otras funciones, por un bajo costo [26, 27]; dicha pantalla se puede editar de modo que se cree una interfaz con el usuario para su fácil manejo, tiene un rango de voltaje de funcionamiento de 4.75-5.25 V, una RAM interna de 520 KB, cuenta con módulos de WiFi y Bluetooth, además interfaz de comunicación que puede ser UART, SPI e I2C PWM, cuenta con una tarjeta TF externa 4G, velocidad del puerto serial de 115200 bps, entre otras características [27].

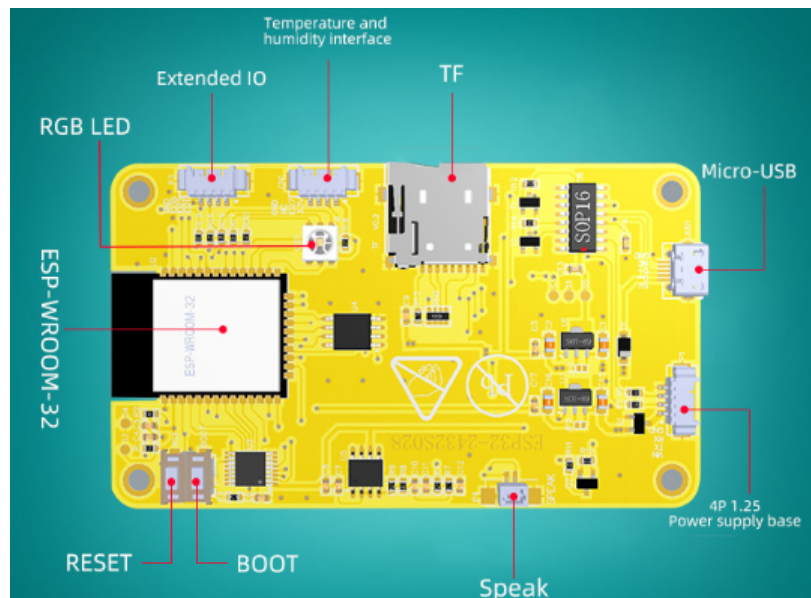


Fig. 5. Especificaciones de la pantalla TFT TOUCH 2.8 ESP32 [27]

V. METODOLOGÍA

La metodología más adecuada para este proyecto es una investigación cualitativa, ya que los resultados obtenidos se basan en la visualización de la señal EMG al hacer uso del dispositivo MyoChad versión dos. Para dar desarrollo a este proyecto se realizaron 4 etapas (**Fig. 6**).

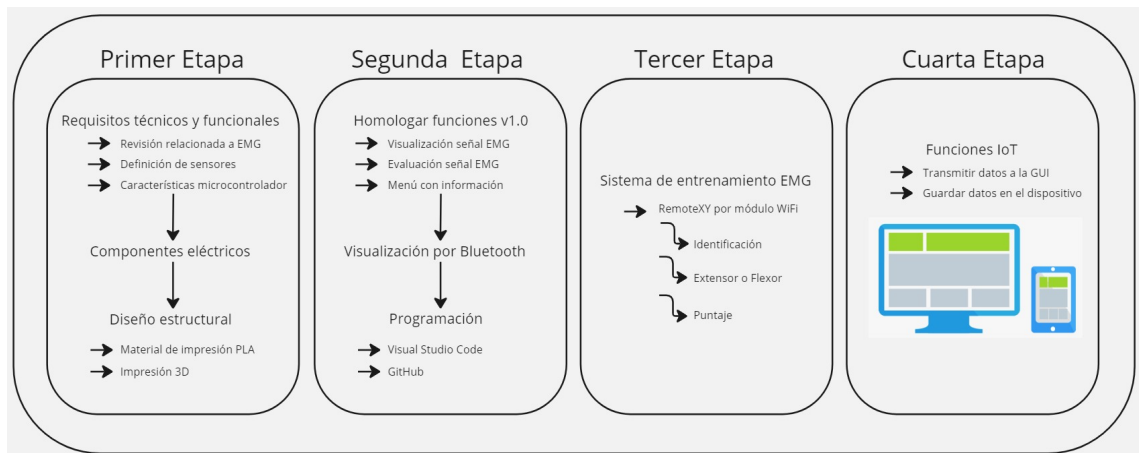


Fig. 6. Diagrama general de las etapas de la metodología del proyecto

En la primera etapa, se definieron los requisitos funcionales y técnicos del dispositivo para establecer las características estructurales y eléctricas de la nueva versión actualizando el hardware de la versión anterior, y se realizó la fabricación a partir de impresión 3D incorporando los elementos electrónicos definidos.

Con el objetivo de garantizar la portabilidad, asequibilidad, y el correcto funcionamiento del dispositivo, a continuación se describen los aspectos técnicos que se tuvieron en cuenta para el diseño y fabricación del mismo.

A. Requisitos técnicos

Inicialmente se realizó una revisión de la literatura científica y técnica relacionada con las señales mioeléctricas y las prótesis transradiales, analizando los enfoques y técnicas existentes para la visualización, evaluación y entrenamiento de señales mioeléctricas, así como los avances en dispositivos que realizaran lo mencionado anteriormente.

Para la evaluación de los sensores se tuvo en cuenta el tipo de electrodos a usar, por lo que se definió hacer uso de los electrodos de superficie secos ya que al no necesitar de un gel conductor, no se genera molestia y son más fáciles de implementar [28]. Así mismo la incorporación de las etapas de filtrado y amplificación de la señal, de modo que se pudiera graduar externamente la ganancia para poder visualizar con mayor o menor amplitud la señal EMG. En vista que el objetivo de este proyecto no es la adquisición de señales EMG, se hizo la comparación de modelos comerciales y se determinó el sensor con las mejores características para implementar en el dispositivo.

Para el microcontrolador se tuvo en cuenta el módulo de comunicación inalámbrico como por ejemplo WiFi y Bluetooth, y se evaluó la incorporación de módulos de interfaz serial I2C que permitiese manejar una pantalla TFT de forma sencilla; se tuvo en cuenta también el módulo ADC y los canales disponibles para la conversión análogo-digital contemplando la resolución ya que al tratarse de señales EMG, la implementación de un ADC de mejor resolución permite más información de las señales.

B. Componentes e instrumentación electrónica

Para este dispositivo se hará uso de dos sensores que medirán la actividad muscular de los músculos flexor y extensor respectivamente, un sistema de alimentación y un módulo de interfaz serial I2C junto con una pantalla TFT.

C. Diseño estructural

En primer lugar se eligieron los parámetros para el uso del material PLA considerando sus propiedades mecánicas y fácil manejo para el dispositivo que se pretende fabricar [29]. Para el diseño se pretende separar la etapa de potencia del resto de etapas que se componen por la etapa de adquisición de la señal y la de comunicación I2C, brindando una mayor seguridad eléctrica al dispositivo. Para la impresión se ajustaron parámetros de temperatura de la cama y del extrusor, densidad de relleno, velocidad y refrigeración con el software de impresión 3D: Cura.

Para continuar con el desarrollo a este proyecto, en la segunda etapa se homologaron las funcionalidades de visualización y evaluación de la señal EMG al nuevo dispositivo, en esta etapa también se añadieron nuevas funciones como la visualización en tiempo real por medio de Bluetooth haciendo uso de la librería de “BluetoothSerial.h” y se actualizó la información disponible en la pantalla. Se hizo uso del editor de código Visual Studio Code con la lógica de programación de Arduino y GitHub para subir repositorios y almacenarlos en la nube, con el objetivo de desarrollar de forma organizada la implementación del código.

Siguiendo con la tercera etapa, se desarrolló un sistema de entrenamiento de la señal EMG en el dispositivo que permite monitorear los avances de los usuarios y adaptarse al uso de la señal de sus músculos para el adecuado funcionamiento de la prótesis, gracias a la incorporación de una GUI en la aplicación móvil RemoteXY que incorpora interfaces gráficas para el control de placas y es compatible con el ESP32 y recibe los datos de la señal por medio de WiFi haciendo uso de las librerías “WiFi.h” y “RemoteXY.h” [30]. Finalmente, en la cuarta etapa se implementan funcionalidades IoT que permiten transmitir y recibir datos para guardarlos en el dispositivo haciendo uso de la librería “Preferences.h” teniendo como base de datos la siguiente información que se presenta en la **TABLA I**.

TABLA I
INFORMACIÓN DE LA BASE DE DATOS

Dato	Variable	Definiciones
Información Personal	Id	En esta sección el usuario ingresa su documento de identidad.
Tipo de juego seleccionado	Extensor	En esta sección el usuario elige el músculo extensor para desarrollar el juego.
	Flexor	En esta sección el usuario elige el músculo flexor para desarrollar el juego.
Puntaje	Canal del ADC	Los datos leídos de la señal EMG son valores de adc que corresponden para los músculos extensor y flexor, los canales 0 y 1 del módulo ADC respectivamente.

Continuando con la metodología, se realizan pruebas utilizando datos reales tras ubicar los electrodos en el antebrazo para garantizar el funcionamiento adecuado de los componentes del hardware y software para la visualización, evaluación y entrenamiento de las señales EMG; además, para identificar fortalezas, debilidades y áreas de mejora para el dispositivo.

VI. RESULTADOS

A. Componentes e instrumentación electrónica

En primer lugar, fue necesario definir el tipo de sensor de señales EMG usado, por lo que se seleccionó el sensor diseñado y empleado por Prótesis Avanzadas (**Fig. 7**), que al contar con electrodos de superficie secos y no necesitar de geles, es más fácil de implementar, además que ya se ha empleado en varios procedimientos y es el sensor actual para el manejo de prótesis mioeléctricas contando con las etapas de filtrado y amplificación de la señal, y que cuentan con un potenciómetro que permite graduar externamente la ganancia de la señal (**Fig. 8**). El pin amarillo corresponde al Vout, el rojo corresponde al Vin y el negro corresponde al GND.



Fig. 7. Sensor de Prótesis Avanzadas con vista anterior

Fig. 8. Sensor de Prótesis Avanzadas con vista posterior

El microcontrolador que se empleó en este proyecto fue el ESP32 WROOM 32 que se encuentra instalado en la pantalla TFT con la que se desarrolló el MyoChad versión dos. Esta pantalla tiene dos puertos de alimentación, la entrada de datos tipo USB y la alimentación de 5V (**Fig. 5**).

Para la alimentación del sistema o etapa de potencia, se determinó que una batería de 3.7 V y 1200 mAh (**Fig. 9**) era adecuada para el funcionamiento completo del sistema para hacer uso del dispositivo de forma portátil al activar un switch (**Fig. 10**) que permite el paso de corriente y enciende la pantalla; sin embargo, al tener en cuenta que la pantalla TFT se alimenta con 5 V y

los sensores también, se hizo uso de un elevador de voltaje (**Fig. 11**) que como su nombre lo indica, eleva el V_{in} para sacar un V_{out} de 5 V, pero también se puede elevar a 8 V, 9 V o 12 V de acuerdo a la configuración que se emplee [31]. Así mismo, el dispositivo puede ser alimentado por medio de un cargador tipo C (**Fig. 12**) que simultáneo a ser fuente de alimentación para la pantalla TFT, permite cargar la batería. Se tiene también un divisor de voltaje con 2 resistencias de 20 K Ω , con el que se logró identificar el porcentaje de carga de la batería de Li-Po de 3.7 V, para identificar el porcentaje de carga se cargó la batería a su mayor capacidad y luego se incorporó al sistema haciendo agotar su carga para evaluar hasta donde es posible alimentar la pantalla teniendo en cuenta el consumo de corriente, logrando así un tiempo aproximado de 4 h de funcionamiento.



Fig. 9. Batería 3.7V



Fig. 10. Interruptor

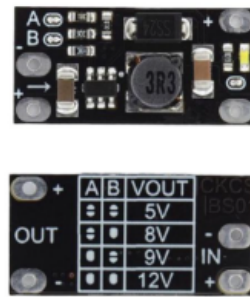


Fig. 11. Elevador de voltaje



Fig. 12. Conector USB tipo C

Para agregar funcionalidades con los sensores a través del bus I2C, se aprovecharon los pines GPIO predeterminados en el EPS32 de la pantalla TFT que son los pines GPIO21 y GPIO22 [32]. Se hizo uso de un convertidor analógico digital ADC (**Fig. 13**) de 16 bits que permite precisión y calidad en la conversión, que cuenta con 4 canales de entrada (*pinas analógicas*) en la interfaz de comunicación, y es alimentado con una fuente proveniente de uno de los pines de salida disponible en la pantalla TFT de 3,3 V [33]. Además se hizo uso de un sensor de temperatura y humedad (**Fig. 14**) que hizo parte de la conexión I2C. Para la interfaz de comunicación se emplearon las bibliotecas “Adafruit_ADS1X15” y “Wire.h” que permitieron la comparación de placas de conexión ADS1015 y ADS1115 para el bus I2C [34] donde se

obtuvieron dos canales: adc0 y adc1, que corresponden a las señales de los músculos extensor y flexor respectivamente.



Fig. 13. ADS1115/ADS1015 [33]

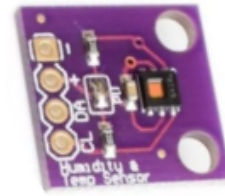


Fig. 14. HDC1080 [35]

Teniendo en cuenta todo lo descrito anteriormente, se realizó la integración de todos los componentes del sistema como se muestra detalladamente con las respectivas conexiones en el esquema a continuación (**Fig. 15**).

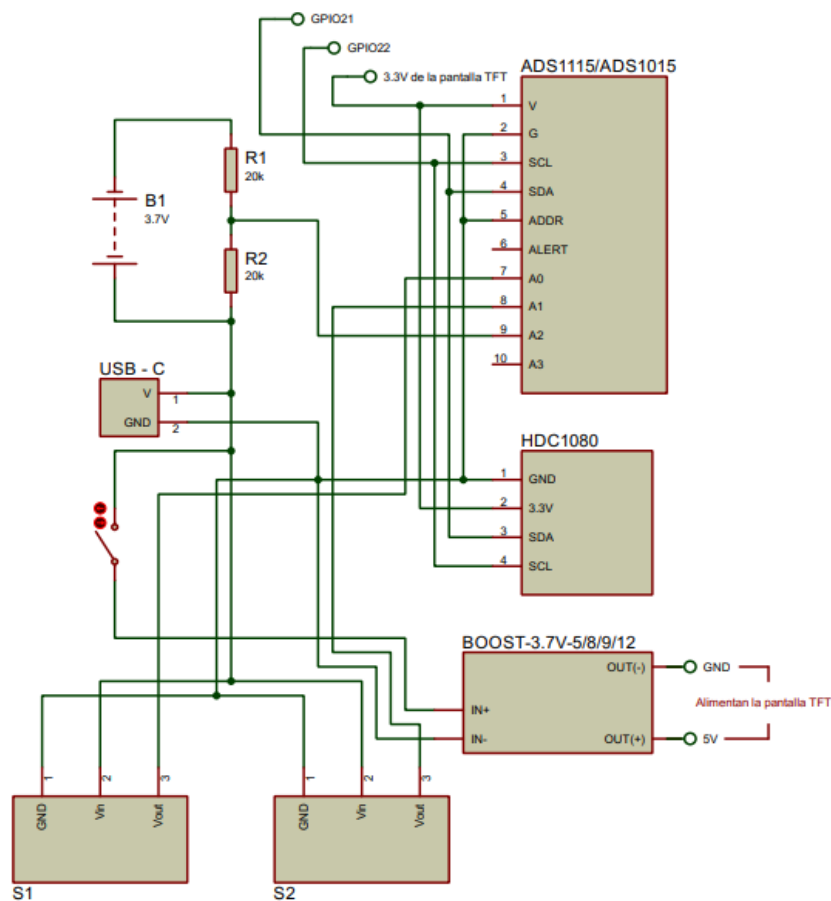


Fig. 15. Esquemático del MyoChad v2.0 desarrollado en el software Proteus

B. Visualización de Menús en la pantalla TFT

Dando como resultado de la segunda etapa de este trabajo, se homologaron las funciones de la versión uno del MyoChad y se añadieron mejoras en el diseño y visualización de los menús, contando con una barra de batería que indica la carga disponible para hacer uso del dispositivo de forma portátil. Este dispositivo se compone por un total de 6 menús, el menú 0 es la presentación inicial del MyoChad con el logo y nombre de Prótesis Avanzadas, además de la visualización de los menús 1, 2 y 3 (Fig. 16).



Fig. 16. Menú 0 del MyoChad v2.0

Si en el menú anterior se presiona “INFO”, entra al menú 1 que se compone de tres hojas que contienen información relevante de la electromiografía y del funcionamiento del MyoChad; con las flechas inferiores se puede avanzar o retroceder de hoja y si se presiona la flecha lateral derecha se regresa al menú 0 (Fig. 17, 18 y 19); por otra parte, al seleccionar el botón “ABOUT” se muestra información del desarrollo de este proyecto y contactos para soporte técnico (Fig. 20).



Fig. 17. Menú 1 del MyoChad v2.0, hoja 1

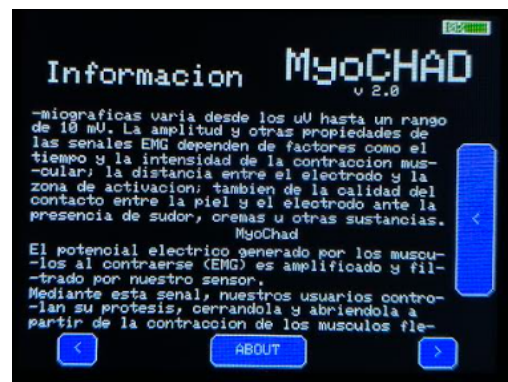


Fig. 18. Menú 1 del MyoChad v2.0, hoja 2

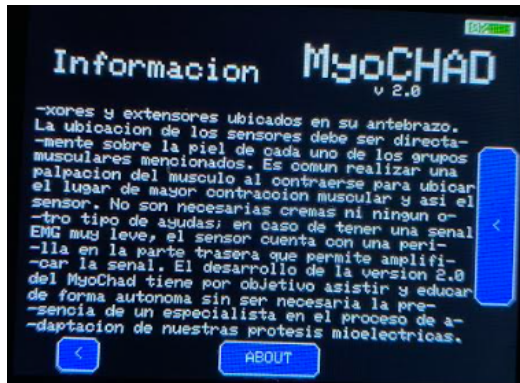


Fig. 19. Menú 1 del MyoChad v2.0, hoja 3



Fig. 20. Menú 1 del MyoChad v2.0, ABOUT

Si por el contrario, en el menú 0 se presiona “EMG”, entra al menú 2 donde se puede visualizar la señal EMG en tiempo real en la pantalla del dispositivo. En el eje X se tiene una línea de tiempo, en el eje Y un % de respuesta a la activación muscular; la línea roja representa la señal del sensor 1 en el canal 1, mientras que la señal blanca representa al sensor 2 en el canal 2, músculos extensores y flexores respectivamente (**Fig. 21**).

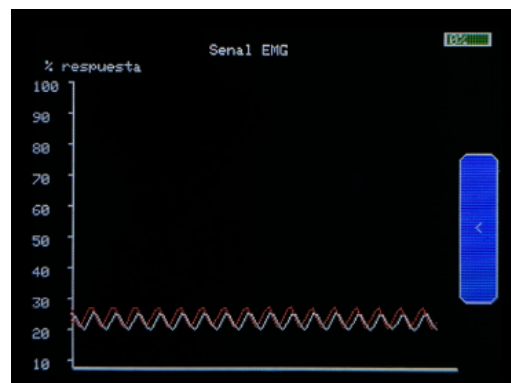


Fig. 21. Menú 2 del MyoChad v2.0

En el momento en que se entra la visualización en el menú 2, se habilita el módulo Bluetooth apareciendo como usuario MyoChad, en donde al abrir el serial plotter de Arduino pueden observarse de forma simultánea las variaciones de la señal de los canales 1 y 2 con las líneas de color azul y rojo respectivamente (**Fig. 23**). De igual modo, si se presiona el botón con la flecha lateral derecha que aparece en la **Fig. 21**, se regresa al menú 0.

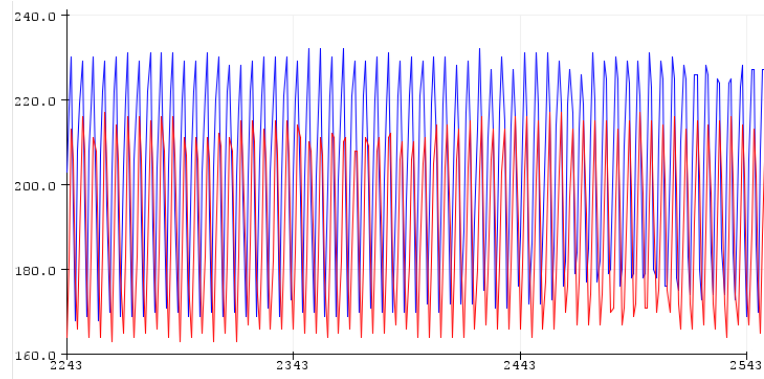


Fig. 22. Visualización de ambas señales en tiempo real en el serial plotter de Arduino

Si estando en el menú 0 se presiona “TRAIN”, entra al menú 3 donde se inicia la interfaz de entrenamiento con la señal EMG. En este menú se dan instrucciones de cómo activar los juegos ya que se habilita la conexión WiFi, y la aplicación móvil RemoteXY (**Fig. 23**). Aunque hay dos botones para dos juegos, el juego 2 que corresponde al menú 5, aún no está disponible (**Fig. 24**). Si se presiona el botón con la flecha lateral derecha en este menú, se regresa al menú 0.



Fig. 23. Menú 3 del MyoChad v2.0

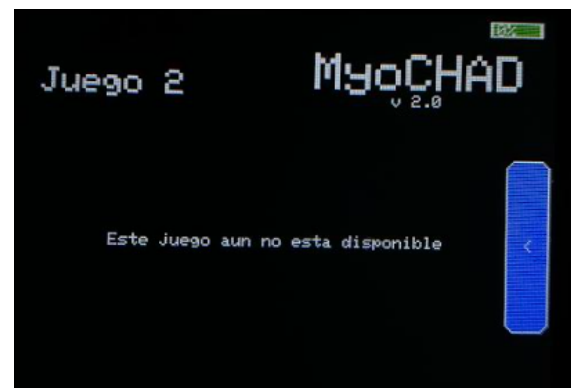


Fig. 24. Menú 5 del MyoChad v2.0

Si por el contrario, estando en el menú 3 se presiona “JUEGO 1”, entra al menú 4 y habilita dos opciones de juego (**Fig. 25**). Primero se debe ingresar el documento de identificación del usuario, una vez se da click en esa área, se habilita un teclado que para confirmar el documento se da click en el botón “OK” (**Fig. 26**). Posteriormente, se elige E para realizar el juego con los músculos extensores, o F para realizar el juego con los flexores, y se presiona el botón “START” para dar inicio al juego (**Fig. 27**) que se visualiza en la aplicación móvil RemoteXY.



Fig. 25. Menú 4 del MyoChad v2.0, juego 1



Fig. 26. Menú 4 del MyoChad v2.0, teclado



Fig. 27. Menú 4 del MyoChad v2.0, START y puntajes

Tras dar click en el botón “START” se activa el juego con una interfaz gráfica durante 15 segundos, culminados los 15 segundos el juego finaliza. En ese tiempo el usuario debe hacer la mayor cantidad de contracciones y tiene dos indicadores que muestran su respuesta muscular. El indicador con la perilla suma los valores de adc en cada contracción muscular y a medida que aumenta su número de contracciones, gira la perilla; mientras que, el indicador de nivel representa el equivalente en voltaje de cada contracción. Aunque los indicadores son los mismos, el juego funciona con la activación del músculo extensor (**Fig. 28**) o del músculo flexor (**Fig. 29**) de acuerdo a la selección previa, donde se toman los datos obtenidos por el canal 1 o el canal 2 respectivamente.



Fig. 28. Juego RemoteXY con músculo flexor



Fig. 29. Juego RemoteXY con músculo extensor

Una vez finalice el juego, el valor acumulado del adc (Indicador de la perilla) al realizarse la contracción muscular, es guardado y mostrado de acuerdo al músculo seleccionado, si fue el extensor, el puntaje se muestra en la parte superior; si por el contrario, fue el flexor, el resultado se muestra en la parte inferior (**Fig. 25**). Hay un top 4 de puntajes (**TABLA II**) que se observa a medida que se usa el dispositivo, si un quinto usuario juega y supera algún puntaje ya registrado, pasa a tomar esa posición.

TABLA II
BASE DE DATOS PARA GUARDAR LAS PUNTUACIONES DEL JUEGO 1

Músculo	Posición	identificación	Puntaje acumulado
Extensor	1.	Cédula 1	Puntaje mayor
	2.	Cédula 2	#
	3.	Cédula 3	#
	4.	Cédula 4	Puntaje menor
Flexor	1.	Cédula 1	Puntaje mayor
	2.	Cédula 2	#
	3.	Cédula 3	#
	4.	Cédula 3	Puntaje menor

C. Diseño e impresión 3D

En el diseño del dispositivo se separó el área de potencia y alimentación de las otras áreas con el fin de evitar cualquier daño. El dispositivo se compone por un cajón donde va toda la electrónica (**Fig. 30**) y una tapa (**Fig. 31**) a la que se le ensambla la pantalla TFT, además un soporte para la pluma de la pantalla.

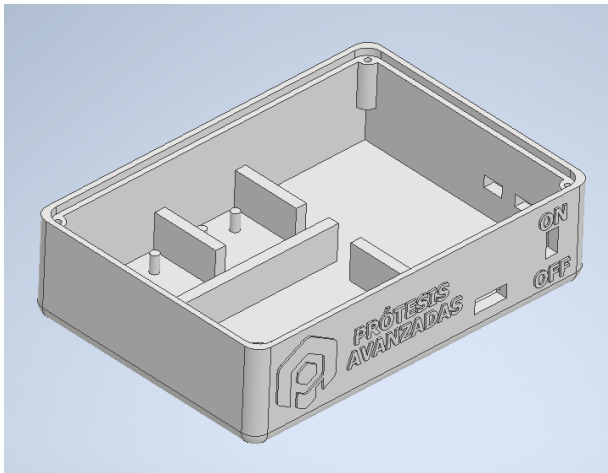


Fig. 30. Diseño CAD del cajón con espacio para pluma

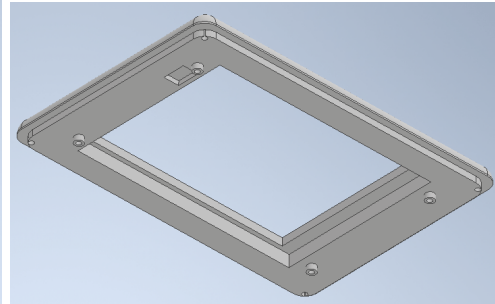


Fig. 31. Diseño CAD de la tapa

Para el montaje final se imprimieron las piezas CAD con la impresora Ender 3 y se realizó el montaje eléctrico teniendo en cuenta todos los parámetros mencionados anteriormente (**Fig. 32**) y se observa el dispositivo final ya ensamblado (**Fig. 33**).



Fig. 32. Montaje eléctrico del MyoChad v2.0



Fig. 33. Dispositivo MyoChad v2.0

Las dimensiones del dispositivo MyoChad v2.0 son: 10 x 70 x 30 cm y el costo promedio de este dispositivo en el mercado, teniendo en cuenta la mano de obra y la materia prima se muestra en la **TABLA III**.

TABLA III
COSTO DEL MYOCHAD PARA SALIR AL MERCADO

Gastos	Costo	Observaciones
Materia prima	\$700.000	Batería Li-Po, Sensores Prótesis Avanzadas, Switch, Elevador de Voltaje, Resistencias, Conector USB tipo C, ADC y Sensor de temperatura y humedad, pantalla TFT Touch 2.8 ESP32, Conectores hembra-macho de 3 pines, cables, filamento PLA para impresión
Costos Operativos	300.000	Mano de obra

En resumen, el costo esperado del MyoChad es de 260 USD.

La programación del microcontrolador y del dispositivo en general, se hizo con softwares libres lo cual redujo los costos de desarrollo del MyoChad v2.0, la única licencia que se utilizó fue la del software de diseño CAD para armar el dispositivo final haciendo uso de técnicas de impresión 3D.

D. Cumplimiento de los objetivos

Se obtuvo el desarrollo electrónico para dar funcionamiento al hardware y software del dispositivo MyoChad, se logró la visualización de la señal EMG en tiempo real en la pantalla del dispositivo y se activó el módulo Bluetooth para visualizar de forma simultánea en el Serial Plotter de Arduino. Por otra parte se desarrolló un juego diseñado en RemoteXY donde se planteó una GUI que permite visualizar el potencial de activación por medio de WiFi de la señal EMG de los músculos extensores y flexores de acuerdo al grupo muscular que se seleccione permitiendo así monitorear los avances de los usuarios en el uso de las señales EMG de modo que se facilite el uso de las prótesis. Finalmente se logró guardar los datos que representan el potencial de activación de los músculos, en el dispositivo; también, se implementó un data logger IoT que permite monitorear y registrar datos en tiempo real que es capaz de recopilar automáticamente datos las 24 horas del día, esta función aplica solo para un grupo muscular, ya sea extensor o flexor, pero se plantea como trabajo a futuro el funcionamiento del data logger para registrar los datos de ambos grupos musculares de forma simultánea.

VII. ANÁLISIS

De acuerdo a los resultados obtenidos, el dispositivo MyoChad v2.0 se compone de: dos sensores de la empresa Prótesis Avanzadas, una pantalla “TFT TOUCH 2.8 ESP32”, una batería Li-Po de 3.7 V, un switch, un puerto de cargador tipo C, y un elevador de voltaje que se llevó a 5V; además de un divisor de voltaje con resistencias de 20 KΩ, un componente de ADC y un sensor de temperatura y humedad. Para identificar el porcentaje de carga disponible en el dispositivo y así evaluar cuánto tiempo dura en funcionamiento, se tuvieron en cuenta los consumos de corriente y las siguientes características.

La pantalla TFT funciona con un rango de voltaje de 4.75 - 5.25 V, el elevador de voltaje es capaz de generar una salida de 5 V cuando recibe un voltaje de entrada de 2.5 V para alimentar la pantalla. Teniendo en cuenta lo anterior, se fija un máximo de carga 100 % y mínimo de carga 0 %, 2.5 V que es el voltaje mínimo con el que el elevador puede subir su salida a 5 V y 4.1 V que corresponde al voltaje máximo al que se puede cargar la batería Li-Po, respectivamente. Con esos datos se calculó el porcentaje de carga de la batería como se define en la ecuación (3), pero primero se identificó el voltaje de la batería que lee el módulo ADC gracias al comando “*ads1015.readADC_SingleEnded()*,” para luego convertirlo a voltaje siguiendo la ecuación (1) [36].

$$V_{BADC} = \frac{\text{Voltaje del sistema} * \text{Lectura del ADC}}{\text{Resolución del ADC}} \quad (1)$$

Donde,

El voltaje del sistema en nuestro caso fue 3.3V porque es con el que se alimenta el ADC. La resolución del ADC corresponde a 65535 porque usamos el ADC de 16 bits y la lectura del ADC es 100 para contar con dos decimales en la ecuación de visualización.

De ese modo se definió que $V_{BADC} = 5.03 \times 10^{-3}$; ya teniendo el voltaje que lee el ADC, fue necesario identificar el voltaje de la batería. Teniendo en cuenta que el ADC está conectado al

nodo presente en el divisor de voltaje con resistencias R1 y R2 de 20 KΩ cada una, se calculó el voltaje de la batería siguiendo la ecuación (2) [37].

$$V_{BADC} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} * V_B = \frac{1}{2} V_B \quad (2)$$

Donde,

V_{BADC} = Voltaje de la batería leído por el ADC,

V_B = Voltaje de la batería

Con lo anterior se definió que $V_B = 2V_{BADC}$, por lo que $V_B = 2 * 5.03 \times 10^{-3}$; siguiendo con el cálculo del porcentaje de carga:

$$\% \text{ Carga} = \frac{V_B - V_{min}}{V_{max} - V_{min}} * 100 \quad (3)$$

Donde,

V_B = Voltaje de la batería leído a partir del ADC

V_{min} = Voltaje mínimo de carga de la batería

$V_{máx}$ = Voltaje máximo de carga de la batería

De ese modo se calculó el porcentaje de carga, pero para identificar la durabilidad en horas del dispositivo en funcionamiento, se evaluaron consumos de energía y potencia siguiendo la ecuación (4) [38].

$$Vb \times Ib = Wb \quad Vb \times Ic = Wc \quad (4)$$

$$\frac{Wb}{Wc} = H$$

Donde,

Vb = Voltaje de la batería

Ib = Corriente de la batería

Wb = Potencia de la batería

Ic = Corriente consumida por el dispositivo

Wb = Potencia consumida por el dispositivo

Cuando el dispositivo está encendido en el menú 4 (**Fig. 27**) capturando las señales de cada sensor, con los módulos WiFi y Bluetooth activados y el juego en funcionamiento, consume 310 mAh a 5 V, siguiendo la fórmula anterior nos da un resultado de 1.55 W potencia consumida por el dispositivo. Mientras que, para la batería Li-Po 3.7 V con 1200 mAh, la potencia es de 4.44 W. De ese modo, nos da como resultado que la durabilidad del dispositivo en funcionamiento total es de 2.86 horas, lo que significa 2 horas, 51 minutos y 36 segundos.

Por otra parte, cuando el dispositivo está solamente encendido en el menú 0 (**Fig. 16**), este consume 120 mAh a 5V, es decir 0.6 W de potencia consumida por el dispositivo encendido. Entonces, la durabilidad del dispositivo encendido sin realizar alguna acción es de 7.4 horas, que se traduce en 7 horas y 24 minutos.

Para la visualización de las señales, se cuenta con dos canales que representan el potencial de activación de los músculos extensores con el sensor 1 y el potencial de activación de los músculos flexores con el sensor 2, respectivamente.

Al observar las **Fig. 21** y **Fig 22**, se evidencia una diferencia en la visualización del gráfico, se pensaría que se trata de dos señales diferentes; sin embargo, es la misma señal pero re-escalada en el caso de la **Fig. 22**. El “serial plotter” de arduino permite visualizar datos de manera continua, y monitorizar un proyecto, en este caso la señal captada que se observa es constante, pero si ocurre una perturbación esta cambia su amplitud y en el caso de la gráfica generada por Arduino, se reescala hasta que la señal se estabilice y vuelve a su escala original.

Por otra parte, la señal que se muestra en el dispositivo no es una señal real, es ruido electromagnético, que en caso de que el dispositivo no esté captando una señal EMG, no debería haber señal que se visualice. Para mejorar esa visualización, se puede hacer uso de resistencias de valor pequeño para reducir el ruido [39].

Una señal EMG real tras el proceso de adquisición, rectificación y filtrado se observa en el dispositivo MyoChad (**Fig. 34** - Curva Roja) que mide la actividad eléctrica en los músculos

extensores (La Curva Blanca representa la señal de los músculos flexores pero se deja constante para visualizar el comportamiento preciso de un solo sensor). Para que se pueda visualizar dicha señal, el sensor toma la actividad eléctrica y la manda al módulo ADS1115/ADS1015 que se encarga de convertir la señal analógica correspondiente a la activación que varía en el tiempo, en una representación de números digitales de la amplitud de dicha señal que posteriormente se grafica.

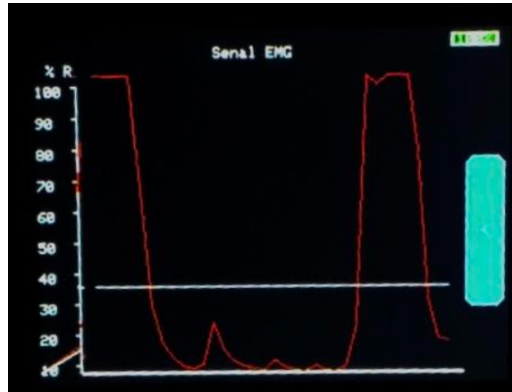


Fig. 34. Señal EMG (extensor) en el MyoChad v2.0

Los datos que recibe el ADC son convertidos a voltaje teniendo en cuenta la alimentación y resolución del mismo para poder escalar el potencial de activación muscular de 0 a 100, de modo que en el juego durante 15 segundos el usuario vea en el indicador de nivel de RemoteXY, qué tan fuerte y constante es su potencial de activación en un rango de 0 a 100%, que para el caso de la **Fig. 35** fue 80%.

Durante 15 segundos, el dispositivo es capaz de tomar 1.500 muestras; sin embargo, se toman tantas muestras como el usuario sea capaz de activar sus músculos. Para evitar saturar el espacio de memoria, se promedian los datos, se toma el último y se suma a la muestra que el usuario esté mandando con la activación muscular y ese valor se visualiza en el indicador de la perilla que va de 0 a 100, de tal modo que el puntaje máximo que una persona puede obtener en el juego es 100 y el mínimo es 0, que para el caso de la **Fig. 35** fue 52 el puntaje acumulado; entonces, en el dispositivo aparecen los documentos de identidad con su respectivo puntaje organizado de mayor a menor en un total de 4 posiciones.



Fig. 35. Juego 1 de MyoChad v2.0 en funcionamiento

Para poder recopilar automáticamente los datos de la señal EMG por tiempos prolongados e implementar funcionalidades IoT, se diseñó un data logger con librerías de python que comienza a recopilar datos una vez se ingrese al menú 2 (**Fig. 21**) y deja de recopilar una vez se presione el botón de regresar al menú anterior. En la visualización del MyoChad v2.0 se observan simultáneamente las dos señales correspondientes a los músculos flexores y extensores (**Fig. 34**); mientras que en el data logger implementado solo se es posible registrar los datos de un grupo muscular a la vez; por lo que se plantea como trabajo a futuro el funcionamiento del data logger para registrar los datos de ambos grupos musculares de forma simultánea y guardarlos en la nube para llevar control y seguimiento del entrenamiento de los usuarios.

VIII. CONCLUSIONES

El diseño del dispositivo MyoChad v2.0 para la visualización, evaluación y entrenamiento de la señal mioeléctrica para el uso de prótesis transradiales fue satisfactorio, ya que se contemplaron todos los componentes electrónicos y estructurales que eran necesarios para su funcionamiento. Sin embargo, se considera importante mejorar para futuros trabajos la incorporación de resistencias en configuración Pull-Down en los canales de los sensores para evitar que se muestre señal alguna mientras no se esté midiendo el potencial de activación en los músculos. Así mismo automatizar la visualización del menú de información y permitir el almacenamiento de datos de ambas señales EMG en la nube y no solo en el dispositivo con las funcionalidades del IoT.

El dispositivo MyoChad v2.0 es una herramienta portable que se puede aprovechar en este tipo de proyectos y no requiere de un alto grado de acondicionamiento de señales mioeléctricas, gracias a la cantidad de sensores EMG en el mercado, que permiten capturar los potenciales de activación de los músculos al contraerse. Además, puede usarse de forma independiente por los usuarios gracias a la información disponible en el dispositivo para su uso sin acompañamiento de un profesional, de modo que se pueden ver los registros de entrenamiento para evaluar si ha mejorado o no para el uso de prótesis mioeléctrica transradiales.

Por otro lado, el desarrollo de la interfaz gráfica de usuario implementada en RemoteXY para el funcionamiento del juego permitió de manera satisfactoria la visualización de las señales de los grupos musculares seleccionados para evaluar la activación muscular de los mismos. De igual manera, se garantizó el sistema de entrenamiento donde se almacenan los puntajes provenientes del juego y se incentiva al usuario a una competencia sana para seguir entrenando las señales EMG, obtener mejores puntajes y así facilitar el uso de las prótesis.

IX. RECOMENDACIONES

Teniendo en cuenta que hay ruido en los canales de los sensores del dispositivo, se recomienda para futuras y posibles líneas de estudio, o de comercialización, la incorporación de resistencias en configuración Pull-Down para evitar que se muestre señal alguna mientras no se estén midiendo potenciales de activación en los músculos.

Adicionalmente, se recomienda automatizar la visualización del menú de información ya que se compone de varios Menús que ocupan espacio en la memoria del dispositivo y se podría aprovechar ese espacio para diseñar más juegos que permitan un mejor entrenamiento de la señal EMG, con una interfaz más dinámica y divertida para los usuarios. Así mismo, se puede aprovechar el espacio para permitir mayor almacenamiento de datos, ya que hasta el momento se almacenan en el dispositivo únicamente los cuatro puntajes más altos obtenidos en el juego. De igual modo, se recomienda incluir un botón de borrar cuando se habilita el teclado para ingresar el ID permitiendo que el usuario corrija si se equivocó en la digitalización de su documento para dar inicio al juego y guardar su puntaje.

Teniendo en cuenta que los datos que representan el potencial de activación de los músculos se guardan en el dispositivo y que el data logger IoT permite monitorear y registrar datos en tiempo real recopilando solo para un grupo muscular, ya sea extensor o flexor; se recomienda como trabajo a futuro el funcionamiento del data logger para registrar los datos de ambos grupos musculares de forma simultánea.

Aunque se hicieron pruebas con el dispositivo para tomar datos reales del funcionamiento del MyoChad v2.0, se recomienda hacer pruebas con usuarios con amputación transradial para evaluar su funcionamiento desde un punto de vista cualitativo a partir de la experiencia de usuarios que harán uso de las prótesis.

REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud [ONU], “Discapacidad”, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health#:~:text=Se%20calcula%20que%201300%20millones%20de%20personas%2C%20es%20decir%2C%20el%20la%20vida%20de%20las%20personas.>
- [2] J. C. Cubillos y S. A. Perea, “Boletines Poblacionales: Personas con Discapacidad – PCD, Oficina de Promoción Social I-2020”. Ministerio de Salud y Protección Social [Minsalud]. Bogotá, Colombia. 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/boletinespoblacionales-personas-discapacidadI-2020.pdf>.
- [3] R. O. Smith et al., “Assistive technology products: a position paper from the first global research, innovation, and education on assistive technology (GREAT) summit”, *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 13, núm. 5, pp. 473–485, 2018.
- [4] S. M. A. Iqbal, I. Mahgoub, E. Du, M. A. Leavitt, y W. Asghar, “Advances in healthcare wearable devices”, *Npj Flex. Electron.*, vol. 5, núm. 1, pp. 1–14, 2021.
- [5] J. M. N. Essers, A. Murgia, A. A. Peters, M. M. H. P. Janssen, y K. Meijer, “Recommendations for studies on dynamic arm support devices in people with neuromuscular disorders: a scoping review with expert-based discussion”, *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 17, núm. 5, pp. 487–500, 2022.
- [6] S. Zhao et al., “Wearable physiological monitoring system based on electrocardiography and electromyography for upper limb rehabilitation training”, *Sensors (Basel)*, vol. 20, núm. 17, p. 4861, 2020.
- [7] D. Desmond et al., “Assistive technology and people: a position paper from the first global research, innovation and education on assistive technology (GREAT) summit”, *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 13, núm. 5, pp. 437–444, 2018.
- [8] A. M. Arévalo y D. C. Toloza, “Electromiografía (EMG)”, *Dalcame*. [En línea]. Disponible en: <https://www.dalcame.com/emg.html>.
- [9] Departamento Administrativo Nacional de Estadística [DANE], “Panorama general de la discapacidad en Colombia”, [En línea]. Disponible en: <https://www.dane.gov.co/files/investigaciones/discapacidad/Panorama-general-de-la-discapacidad-en-Colombia.pdf>.

- [10] L. Y. Becerra Sánchez, “Internet de las cosas para el cuidado de la salud”, *Entre Cienc. Ing.*, pp. 7–8, 2019.
- [11] KENHUB, “Anatomía de la extremidad superior”, 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/anatomia-de-la-extremidad-superior>.
- [12] E. García-García, P. Sánchez-Herrera and A. Cuesta-Gómez, “Efectividad de la realidad virtual en la rehabilitación del miembro superior en la lesión de médula espinal. Revisión sistemática”, *Revista de Neurología*, pp. 135-144, 2019.
- [13] B. Zambrano, “Tipos y causas de amputación”, *ROMP Te Mueve*, 2022. [En línea]. Disponible en: <https://romptemueve.org/amputacion-tipos-y-causas/>.
- [14] A. Micheau, “Anatomía de la extremidad superior”, *IMAIOS*, 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.imaios.com/es/e-anatomy/miembro-superior/miembro-superior>.
- [15] KENHUB, “Músculos del antebrazo”, 2022. <https://www.kenhub.com/es/library/anatomiaes/musculos-del-antebrazo>.
- [16] H. Alshare, “Netter’s atlas of human anatomy [5th Edition]”, 2016.
- [17] J. H. Viitasalo y P. V. Komi, “Signal characteristics of EMG during fatigue”, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 37, núm. 2, pp. 111–121, 1977.
- [18] “La Electromiografía de Superficie en la Prevención de la Fatiga Muscular”, *Peritajemedicoforense*. [En línea]. Disponible en: <https://www.peritajemedicoforense.com/JOUVENCEL31.htm>.
- [19] C. Altin y O. Er, “Comparison of different time and frequency domain feature extraction methods on elbow gesture’s EMG”, *Eur. J. Interdiscip. Stud.*, vol. 2, núm. 3, p. 35, 2016.
- [20] J. M. Fernández, R. C. Acevedo, y C. B. Tabernig, “INFLUENCIA DE LA FATIGA MUSCULAR EN LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS ESTIMULADOS ELÉCTRICAMENTE”, *Rev. EIA*, núm. 7, pp. 111–119, 2007.
- [21] DigitalKey, “MyoWare Muscle Sensor (AT-04-001)”, 2015. <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>.
- [22] H. G. Rossi, “PROYECTO FINAL INTEGRADOR INGENIERÍA BIOMÉDICA”, *Universidad Nacional de San Martín*, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://ri.unsam.edu.ar/bitstream/123456789/1323/1/TING%20ESCYT%202019%20RH.pdf>.

- [23] M. Babiuch, P. Foltýnek and P. Smutný, "Using the ESP32 Microcontroller for Data Processing," *2019 20th International Carpathian Control Conference (ICCC)*, Kraków-Wieliczka, Poland, pp. 1-6, 2019.
- [24] S. Santos, "ESP32 I2C communication: Set pins, multiple bus interfaces and peripherals", *Random Nerd Tutorials*, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://randomnerdtutorials.com/esp32-i2c-communication-arduino-ide/>.
- [25] ESPRESSIF, "ESP32-WROOM-32 Datasheet", 2023. [En línea]. Disponible en: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf.
- [26] "2.8インチタッチパネル付きESP32-2432S028R その1 買ってみた", *Lang-ship*, 2022. [En línea]. Disponible en: <https://lang-ship.com/blog/work/esp32-2432s028r-1/>.
- [27] Sunton Store, "ESP32 Arduino LVGL Placa de desarrollo WIFI y Bluetooth, pantalla de visualización inteligente de 2,8 pulgadas, 240x320, módulo LCD TFT de 2,8 pulgadas, con panel táctil", *AliExpress*. [En línea]. Disponible en: https://es.aliexpress.com/item/1005004502250619.html?spm=a2g0o.order_list.order_list_main.35.2f58194dAywiqL&gatewayAdapt=glo2esp.
- [28] V. Alvarado Castillo, J. Sánchez Flores, J. C. Gómez, E. Chihuan Huayta, y C. De La Cruz Casaño, "Adquisición de señales SEMG con electrodos secos para el control de movimiento de dedos en una prótesis robótica fabricada en una impresora 3D", *Ingeniare, Rev. Chil. Ing.*, vol. 27, núm. 3, pp. 522–536, 2019.
- [29] Abax3d, "PLA y PETG: características, diferencias y aplicaciones", Abax Innovation Technologies, 2020. [En línea]. Disponible en: <https://abax3dtech.com/2020/12/15/pla-y-petg-caracteristicas-diferencias-y-aplicaciones/>.
- [30] "Remote control Arduino - RemoteXY", *Remotexy.com*. [En línea]. Disponible en: <https://remotexy.com/>.
- [31] Stlcy, "BOOST-3.7V-5/8/9/12", *I+D Electrónica*. [En línea]. Disponible en: <https://didacticaselectronicas.com/index.php/fuentes-adaptadores/dc-dc/fuentes-variables/BOOST-3.7V-5-8-9-12-detail>.
- [32] B. Olaerts, "ESP32-2432s028: Home Assistant integration using ESPHome on an esp32-2432s028 board, featuring I2C expansion and touchscreen functionalities", *GitHub*, [En línea]. Disponible en: <https://github.com/BOLAerts/ESP32-2432s028>
- [33] L. del Valle Hernández, "ADS1115 convertidor analógico digital ADC para Arduino y ESP8266", *Programar fácil con Arduino*, 2019. [En línea]. Disponible en:

- <https://programarfacil.com/blog/arduino-blog/ads1115-convertidor-analogico-digital-adc-arduino-esp8266/>.
- [34] L. Clark, “Adafruit 4-channel ADC breakouts”, *Adafruit Learning System*, 2012. [En línea]. Disponible en: <https://learn.adafruit.com/adafruit-4-channel-adc-breakouts/arduino-code>.
- [35] “Sensor de temperatura y humedad I2C HDC1080 GY-213V”, *Circuitos y Desarrollo en Tecnología - C&D Tecnología*. [En línea]. Disponible en: <https://cdtecnologia.net/sensores/1137-sensor-de-temperatura-y-humedad-i2c-hdc1080-gy-213v.html>.
- [36] N. deAnda, “Valor de ADC con el voltaje”, *Factor Evolución*, 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.factor.mx/portal/base-de-conocimiento/valor-de-adc-con-el-voltaje/>.
- [37] M. Insaurrealde, “¿Qué es un divisor de tensión? - Universidad Católica de Córdoba”, *Quora*, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://es.quora.com/Qu%C3%A9-es-un-divisor-de-tensi%C3%B3n>.
- [38] Coelectrix, “Calcular la Autonomía de una Batería”, *Coelectrix*, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://coelectrix.com/blog/calcular-la-autonomia-de-una-bateria>.
- [39] J. Updike, “RUIDO ELECTRÓNICO EN AMPLIFICADORES DE ECG”, *Tdx.cat*. [En línea]. Disponible en: <https://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6334/06Mvd06de11.pdf;jsessionid=BC3A87D8705692D9C29467D70D5746ED?sequence=6>.