



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE BIOMEDICINA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL BASADO EN
ELECTROMIOGRAFÍA PARA OPTIMIZAR EL MOVIMIENTO DE
UNA PRÓTESIS DE EXTREMIDAD SUPERIOR**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniero Biomédico

AUTORES: Jhosue Fulton Abad Freire
Betzabeth Julissa Paredes Gancino
TUTOR: Ing. Darío Xavier Romero Santistevan, Mgs.

Guayaquil - Ecuador
2025

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Jhosue Fulton Abad Freire** con documento de identificación N° 0958099970 y **Betzabeth Julissa Paredes Gancino** con documento de identificación N° 0951985142; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 14 de Febrero del año 2025

Atentamente,



Jhosue Fulton Abad Freire
0958099970



Betzabeth Julissa Paredes Gancino
0951985142

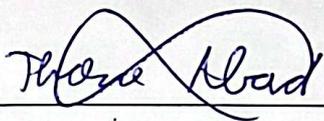
**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Jhosue Fulton Abad Freire** con documento de identificación N° 0958099970 y **Betzabeth Julissa Paredes Gancino** con documento de identificación N° 0951985142, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Proyecto Técnico: IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA PARA OPTIMIZAR EL MOVIMIENTO DE UNA PRÓTESIS DE EXTREMIDAD SUPERIOR**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Biomedicina, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

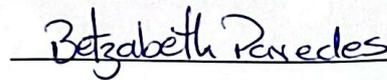
En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 14 de Febrero del año 2025

Atentamente,



Jhosue Fulton Abad Freire
0958099970



Betzabeth Julissa Paredes Gancino
0951985142

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Darío Xavier Romero Santistevan**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA PARA OPTIMIZAR EL MOVIMIENTO DE UNA PRÓTESIS DE EXTREMIDAD SUPERIOR**, realizado por **Jhosue Fulton Abad Freire** con documento de identificación N° **0958099970** y por **Betzabeth Julissa Paredes Gancino** con documento de identificación N° **0951985142**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Proyecto Técnico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 14 de Febrero del año 2025

Atentamente,



Ing. Darío Xavier Romero Santistevan, Mgs.
1206442616

DEDICATORIA

Con profundo respeto y gratitud, dedico este trabajo de titulación a mi madre, Mishel Angela Freire Delgado, quien, con su ejemplo de responsabilidad, constancia y sacrificio, ha sido una fuente inagotable de inspiración en mi vida.

A mi padre, Dario David Abad Cabanilla, por compartir conmigo su sabiduría, enseñanzas y su incondicional apoyo a lo largo de este camino. Gracias a ambos por ser mi guía y fortaleza en cada paso de este proceso.

Asimismo, dedico este trabajo a mis amados abuelos maternos, Lucy Bethy Delgado Tumbaco y Fulton Ubaldo Freire Barroso, cuya confianza absoluta ha sido un soporte invaluable que me ha impulsado a seguir adelante. Agradezco profundamente su amor, cuidado y apoyo incondicional, no solo en este proceso, sino a lo largo de toda mi vida. Su presencia ha sido una bendición constante que siempre llevaré en mi corazón.

Jhosue Fulton Abad Freire

Este trabajo de titulación está dedicado, con el más profundo respeto, a mi madre, Betzabeth Gancino, quien ha sido el pilar fundamental en mi vida estudiantil y personal. Su amor incondicional, sus sacrificios y su constante apoyo emocional han sido la base sobre la cual he alcanzado este logro. A través de su fortaleza y sabiduría, me ha enseñado a superar los desafíos con determinación y esperanza.

De igual manera, dedico este logro a mi padre, Miguel Paredes, quien con su ejemplo de dedicación, esfuerzo y superación, me ha mostrado el verdadero significado del trabajo arduo y la perseverancia. Su guía constante, sus consejos y su fe en mis capacidades han sido una fuente de inspiración que ha iluminado cada etapa de mi formación académica. Ambos han sido la fuerza motriz detrás de este logro y a ellos les debo este importante paso en mi vida profesional.

Betzabeth Julissa Paredes Gancino

AGRADECIMIENTO

Agradezco profundamente a mis padres por su amor incondicional, su apoyo infinito y la confianza que siempre han depositado en mí. Este logro es tanto de ellos como mío, pues sin sus sacrificios, enseñanzas y ejemplo, este sueño no habría sido posible.

A mis abuelos maternos, quienes han sido mi guía, mi inspiración y un modelo inigualable de fortaleza. Su amor y sabiduría me han acompañado en cada paso de este camino.

Y a mi abuela paterna, cuyo esfuerzo, dedicación y espíritu optimista son un ejemplo constante que inspira alegría y determinación dejando una huella imborrable en mi corazón.

De igual manera, agradezco a mi hermana, Domenica Abad, y a mi pareja, Giannella Godoy, por estar a mi lado en los momentos más desafiantes, brindándome su apoyo incondicional y motivación cuando más lo necesité. Su presencia ha sido clave en este proceso, y les estaré eternamente agradecido.

Un agradecimiento especial también a mis adoradas mascotas Sasky, Bella, Mia y Cloe, quienes, con su compañía en mis desvelos y los momentos de felicidad que me regalaron cada día aligeraron el camino hacia este logro.

Expreso mi profundo agradecimiento al Ing. Darío Xavier Romero Santistevan, Mgs., por su generosidad al compartir sus conocimientos, su apoyo constante a lo largo de mi tesis y su disposición para resolver cualquier duda en el proceso. Su orientación y experiencia fueron fundamentales para superar los desafíos encontrados en el desarrollo de este trabajo, brindándome siempre la confianza y el respaldo necesario para avanzar con seguridad.

Jhosue Futon Abad Freire

Agradezco en primer lugar a Dios por concederme salud, fortaleza y sabiduría necesarias para culminar esta importante etapa de mi vida en el ámbito profesional. Expreso mi más profundo agradecimiento a mis padres, quienes han sido el motor incondicional que me ha impulsado en cada momento, apoyándome incondicionalmente y guiándome para forjarme como una mujer de bien.

Así mismo, agradezco a mis hermanas, Emily y Geanella, quienes han sido otro pilar fundamental en mi vida, brindándome su cariño, apoyo y motivación constante, lo que me ha permitido superar cada desafío con determinación y optimismo. Sin el respaldo de cada uno de ellos, este logro no habría sido posible.

De igual manera, extiendo mi agradecimiento al Mgs. Darío Xavier Romero Santistevan, por compartir sus conocimientos conmigo, apoyarme a lo largo de mi tesis y siempre estar dispuesto a resolver cualquier duda que surgiera en el camino. Finalmente, expreso mi gratitud a un gran amigo, el Ingeniero Diego Córdova, por sus valiosos consejos, conocimientos y constante apoyo, los cuales fueron clave para la realización de este proyecto.

Betzabeth Julissa Paredes Gancino

RESUMEN

En Guayaquil, Ecuador, el número de amputaciones en extremidades superiores ha aumentado en los últimos años, especialmente en el área del radio cubital proximal, afectando a una significativa porción de la población. Según el registro nacional de discapacidades, aproximadamente el 45 % de la población presenta discapacidades físicas, siendo las principales causas accidentes laborales, de tránsito y enfermedades como la diabetes. Esta situación genera un desafío considerable en la rehabilitación y restauración de la funcionalidad de los miembros superiores. En respuesta a esta problemática, se propone la implementación de un sistema de control basado en electromiografía (EMG) para el desarrollo de una prótesis de antebrazo derecho. Este sistema tiene como objetivo permitir la recuperación de movimientos esenciales, como la flexión y extensión de la mano, mediante la integración de señales electromiográficas generadas por los músculos remanentes del usuario. Así mismo, se busca mejorar la autonomía y calidad de vida de las personas amputadas, proporcionando una solución accesible en un contexto con limitados recursos tecnológicos de rehabilitación.

A través de pruebas de agarre de objetos, se validó el sistema de control implementado, realizando un total de cincuenta pruebas de sujeción. Los resultados obtenidos indicaron que el 90 % de las pruebas fueron exitosas, lo que demuestra la eficiencia del sistema de control en tiempo real y su capacidad para cumplir con los requisitos funcionales establecidos.

En conclusión, los resultados obtenidos confirman que el sistema es capaz de operar de manera eficiente en tiempo real, cumpliendo con los requisitos funcionales establecidos para la prótesis. Con base en electromiografía, este sistema se presenta como una solución viable y efectiva para restaurar la funcionalidad de los miembros superiores en personas amputadas.

Palabras claves: Interfaz, EMG, Prótesis, Amputación, Microcontrolador.

ABSTRACT

In Guayaquil, Ecuador, the number of upper limb amputations has increased in recent years, particularly in the proximal radio-ulnar area, affecting a significant portion of the population. According to the national disability registry, approximately 45 % of the population has physical disabilities, with the main causes being occupational and traffic accidents, as well as diseases such as diabetes. This situation poses a considerable challenge for the rehabilitation and restoration of upper limb functionality. In response to this issue, the implementation of a control system based on electromyography (EMG) is proposed for the development of a right forearm prosthesis. This system aims to enable the recovery of essential movements, such as hand flexion and extension, through the integration of electromyographic signals generated by the user's remaining muscles. Additionally, it seeks to improve the autonomy and quality of life of amputees by providing an accessible solution in a context with limited technological rehabilitation resources.

Grip tests were conducted to validate the implemented control system, with a total of fifty gripping trials performed. The results indicated that 90 % of the tests were successful, demonstrating the efficiency of the real-time control system and its ability to meet the established functional requirements.

In conclusion, the results confirm that the system is capable of operating efficiently in real-time, meeting the functional requirements established for the prosthesis. Based on electromyography, this system presents itself as a viable and effective solution for restoring upper limb functionality in amputees.

Keywords: Interface, EMG, Prosthesis, Amputation, Microcontroller..

ÍNDICE

I.	Introducción	1
II.	Problema	2
III.	Justificación	3
IV.	Objetivos	4
IV-A.	Objetivo general	4
IV-B.	Objetivos específicos	4
V.	Fundamentos Teóricos	5
V-A.	Amputaciones	5
V-A1.	Clasificación de las amputaciones	5
V-B.	Prótesis	10
V-B1.	Tipos de prótesis	11
V-B2.	Prótesis activas	12
V-B3.	Prótesis pasivas	13
V-C.	Prótesis mioeléctricas	13
V-D.	Análisis de la prótesis de mano	17
V-E.	Filtrado de señales EMG	18
V-E1.	Filtro pasa baja	18
V-E2.	Filtro pasa alta	19
V-E3.	Filtro pasa banda	20
V-E4.	Filtro Notch	21
V-F.	Componentes en prótesis	22
V-G.	Impresión 3D en la biomedicina	26
V-G1.	Materiales usados en la impresión 3D mediante la tecnología, modelado por deposición fundida (FDM)	27
VI.	Marco Metodológico	28
VI-A.	Lectura de la señal EMG mediante electrodos secos	28
VI-B.	Filtro pasa banda para optimización de señal mioeléctrica	28
VI-C.	Sistema de control	29
VI-D.	Control de servomotores para flexión y extensión de las falanges	29
VI-E.	Activación	29
VI-F.	Esquema electrónico	29
VI-G.	Código para el sistema de control	30
VI-G1.	Declaración de variables y configuración de pines	30
VI-G2.	Declaración de filtros, macros y parámetros de configuración	31
VI-G3.	Configuración inicial del sistema	34
VI-G4.	Procesamiento de la señal EMG y activación del sistema	36
VI-G5.	Control del LED y servomotores en función del umbral	37
VI-G6.	Gestión del tiempo de ejecución y optimización	38
VI-H.	Preparación del modelo para imprimir en 3D	39
VII.	Resultados	40
VII-A.	Ensayos de campo	40
VIII.	Cronograma	56

IX. Presupuesto	57
X. Conclusiones	58
XI. Recomendaciones	58
Referencias	59
Anexo A: Planos	61

ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Amputación interescapulotorácica [5].	5
2.	Amputación transhumeral [5].	6
3.	Amputación transradial [6].	6
4.	Amputación de la muñeca [5].	7
5.	Amputación de dedos [5].	7
6.	Amputación transfemoral [8].	8
7.	Desarticulación de la rodilla [8].	9
8.	Amputación transtibial [8].	9
9.	Desarticulación de tobillo [8].	10
10.	Prótesis biónica [10].	10
11.	Prótesis de mano de alt-Ruppin construida con hierro [12].	11
12.	Prótesis mioeléctrica de mano [14].	12
13.	Prótesis mioeléctrica de brazo [15].	12
14.	Prótesis de brazo robótico [17].	13
15.	Prótesis estética de brazo [18].	13
16.	Prótesis mioeléctrica [20].	14
17.	Electrodo de parche fijado a la superficie del antebrazo [21].	14
18.	Prótesis controlada por sensor mioeléctrico seco [22].	15
19.	Prótesis controlada por sensor mioeléctrico de brazalete en brazo [23].	16
20.	Matriz de electrodos sobre la superficie del antebrazo [24].	16
21.	Electrodo insertado en las fibras musculares del hombro [25].	17
22.	Diagrama de flujo del proceso de filtrado digital para señales EMG [27].	18
23.	Gráfica del filtro pasa baja [28].	18
24.	Circuito de filtro pasa baja [28].	19
25.	Gráfica del filtro pasa alta [28].	19
26.	Circuito de filtro pasa alta [28].	20
27.	Gráfica de filtro pasa banda [28].	20
28.	Circuito de filtro pasa banda [28].	21
29.	Gráfica de filtro rechazabanda [28].	21
30.	Circuito de filtro rechaza banda [28].	22
31.	ESP32-S1 [31].	23
32.	Electrodo seco [32].	24
33.	Servomotor modelo MG996R [33].	24
34.	Baterías de litio modelo 18650 de 2500 mAh [34].	25
35.	Maquina de impresión 3D [35].	26
36.	Impresión aplicada a biomedicina [35].	26
37.	Diagrama de flujo del procesamiento de la señal mioeléctrica, autor propio.	28
38.	Esquema electrónico del sistema, autor propio.	30
39.	Configuración de pines y bibliotecas para EMG y servos, autor propio.	31
40.	Configuración de filtros, buffers y parámetros clave., autor propio.	33
41.	Inicialización de filtros, servos y puerto serial parte 1, autor propio.	35
42.	Inicialización de filtros, servos y puerto serial parte2, autor propio.	36
43.	Lectura, filtrado y promedio móvil de señales EMG, autor propio.	37
44.	Activación de LED y servos según el umbral, autor propio.	38
45.	Control del tiempo para garantizar frecuencia constante, autor propio.	39
46.	Vista previa de la segmentación del modelo de caja en Ultimaker Cura, mostrando la disposición de capas, el tiempo estimado de impresión y los parámetros configurados para la fabricación en 3D.	39
47.	Agarre de pelota por sistema de control mioeléctrico, autor propio	42
48.	Apertura de la prótesis por sistema de control mioeléctrico, autor propio.	42

49.	Estadística del sistema de control, autor propio.	43
50.	Estadística del sistema de control del tiempo de respuesta, autor propio.	44
51.	Relación con el uso de prótesis, autor propio.	45
52.	Conocimiento sobre sistemas basados en electromiografía, autor propio.	46
53.	Conocimiento de tipos de prótesis, autor propio.	47
54.	Características consideradas más importantes en una prótesis, según los resultados obtenidos de la encuesta, autor propio.	48
55.	Gráfico que ilustra la percepción favorable del sistema, autor propio.	49
56.	Evaluación de la precisión en el movimiento de una prótesis, autor propio.	50
57.	Resultados de la encuesta sobre el conocimiento de sistemas basados en electromiografía para el control de prótesis, autor propio.	51
58.	Preferencias de los encuestados sobre el tipo de prótesis buscada actualmente, autor propio.	52
59.	Distribución porcentual de las preferencias de los encuestados sobre los aspectos más importantes a mejorar en una prótesis, autor propio.	53
60.	Gráfica de las señales en reposo	54
61.	Gráfica de las señales en activación muscular	55
62.	Diseño esquemático, autor propio	61
63.	Diseño final de la placa PCB, autor propio	61
64.	Diseño de modelo en 3D de la placa, autor propio	62
65.	Sensor mioeléctrico o electrodo seco	62
66.	Placa guía de electrodo seco	63
67.	Descripción del sensor mioeléctrico	63
68.	Guía de la placa	64
69.	Impresión de placa PCB	64
70.	Soldar los componentes en la placa	65
71.	Conexiones de los servos y el sensor a la placa	66

ÍNDICE DE TABLAS

I.	Resultados del sistema de control, parte 1.	40
II.	Resultados del sistema de control, parte 2.	41
III.	Cronograma	56
IV.	Presupuesto del proyecto	57

I. INTRODUCCIÓN

El objetivo principal de este estudio es desarrollar un sistema de control avanzado para el manejo de prótesis destinadas a personas amputadas del miembro superior. Este sistema busca optimizar las prótesis convencionales mediante la implementación de un enfoque innovador que emplea un electrodo seco para la captura de señales mioeléctricas, estas son procesadas y refinadas utilizando filtros pasa-altas, pasa-bajas y de rechazo de banda (notch) para garantizar una señal suavizada y precisa.

Las señales mioeléctricas son captadas mediante un electrodo seco ubicado sobre el bíceps, diseñado para registrar la actividad eléctrica producida por la contracción muscular. Posteriormente, estas señales son procesadas por un microcontrolador ESP32, que analiza su intensidad con base en un umbral predefinido, permitiendo un control preciso y eficiente de los movimientos de la prótesis.

Cuando la señal supera dicho umbral, se activan los mecanismos de diseño con servomotores, provocando la flexión de la mano al contraer el músculo bíceps; Mientras que al relajarse el músculo y disminuir la señal por debajo del umbral, se produce la extensión de la mano. Este sistema permite un control preciso y eficiente de los movimientos de la prótesis, emulando la funcionalidad natural del brazo humano.

La implementación de este sistema representa una mejora significativa en el control de prótesis de brazo, permitiendo al paciente realizar tareas cotidianas de manera más eficiente y natural. Al emplear señales mioeléctricas captadas a través de un electrodo seco, se logra un control más preciso e intuitivo, lo que reduce la curva de aprendizaje y aumenta la comodidad del usuario.

II. PROBLEMA

En la actualidad el número de personas con amputaciones en extremidades superiores particularmente desde el radio cubital proximal (antebrazo) ha incrementado en los últimos años en Guayaquil, Ecuador. Según datos del registro nacional de discapacidades, se estima que aproximadamente un 45 % de la población tienen discapacidades físicas, mismas que han sido tratadas en hospitales y centros de rehabilitación especializados de la ciudad [1]. Las principales causas de estas amputaciones están relacionadas con accidentes laborales, de tránsito y enfermedades como la diabetes [2].

Por esa razón, uno de los mayores desafíos para las personas con amputaciones es la recuperación de la funcionalidad de sus miembros superiores a través del uso de prótesis. En este contexto, la implementación de sistemas de control basado en electromiografía (EMG), ha demostrado ser una solución prometedora para mejorar la calidad de vida de los pacientes. La electromiografía permite captar señales eléctricas de los músculos, las cuales son interpretadas por un sistema de control para generar movimientos en la prótesis.

En Guayaquil, los estudios sobre la efectividad de prótesis de extremidades superiores con control basado en EMG aún son limitados[3]. No obstante, investigaciones preliminares han mostrado resultados alentadores en términos de la adaptación de los pacientes y la mejora en su capacidad para realizar tareas cotidianas. Esto es especialmente relevante en una ciudad donde el acceso a tecnologías avanzadas de rehabilitación es relativamente bajo, lo que limita las opciones disponibles para los amputados.

III. JUSTIFICACIÓN

La pérdida de una extremidad superior representa un impacto significativo en la calidad de vida de las personas, afectando no solo su capacidad para realizar actividades diarias, sino también su bienestar emocional y social.

El presente estudio tiene como objetivo la implementación de un sistema de control basado en la electromiografía (EMG), el cual se integrará a un prototipo de prótesis para antebrazo derecho. Este sistema busca facilitar la recuperación de movimientos esenciales, como la flexión y extensión de la mano, en personas que han sufrido la pérdida de su extremidad superior. La capacidad de realizar estos movimientos es fundamental para la autonomía.

De esta forma, el sistema propuesto para el control de la prótesis de extremidad superior se basa en la implementación de un sistema de control que integra un microcontrolador como unidad central de procesamiento. Este microcontrolador será responsable de recibir las señales electromiográficas generadas a partir de los sensores mioeléctricos colocados en los músculos remanentes del usuario. Estos sensores captarán las señales eléctricas producidas durante la contracción muscular, las cuales serán interpretadas por el sistema para activar los mecanismos de la prótesis.

El diseño del sistema incluye la integración de cinco servomotores, uno asignado a cada dedo de la mano protésica, con el fin de replicar el movimiento de los dedos. De esta manera, el control de cada servomotor permitirá generar movimientos que simulen los gestos naturales de la mano humana, como flexión y extensión de los dedos, lo que es fundamental para realizar tareas cotidianas de manera autónoma.

IV. OBJETIVOS

IV-A. Objetivo general

Implementar un sistema de control basado en electromiografía para optimizar el movimiento de una prótesis de extremidad superior.

IV-B. Objetivos específicos

- Desarrollar el sistema de adquisición y procesamiento de señales EMG.
- Programar un sistema de procesamiento de señales EMG en un microcontrolador, que permite identificar patrones de activación muscular.
- Evaluar velocidad de respuesta del sistema de control en la ejecución de movimientos.

V. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

V-A. Amputaciones

La amputación es un procedimiento quirúrgico que se define como la extirpación total o parcial de una extremidad o parte del cuerpo, y suele realizarse como resultado de diversas causas, incluyendo lesiones traumáticas, enfermedades vasculares, infecciones o condiciones congénitas. Este procedimiento tiene un impacto significativo en la vida del paciente, no solo desde un punto de vista físico, sino también psicológico y social [4].

V-A1. *Clasificación de las amputaciones:* Su clasificación se basa en el nivel en que se realiza la sección de la extremidad, cada nivel de amputación condiciona las posibilidades de recuperación funcional mediante prótesis, debido a que influye en el tipo de articulación y movimientos residuales que se pueden aprovechar para el uso de dispositivos protésicos.

1. **Amputación de extremidades superiores:** Son procedimientos quirúrgicos necesarios por traumatismos graves, anomalías congénitas o enfermedades que afectan los tejidos. Estas intervenciones se clasifican según el nivel de sección, impactando directamente la funcionalidad y adaptabilidad del paciente. A continuación se detallan los siguientes:

- **Amputación interescapulotorácica:** También llamada desarticulación del hombro es el nivel más proximal de amputación e implica la extracción completa de la escápula y la clavícula, esto se aprecia con mejor detalle en la Figura 1. Debido a la extensión de la pérdida, se requiere de prótesis altamente personalizadas que integren mecanismos de movimiento tanto en el hombro como en el codo y la muñeca.



Figura 1. Amputación interescapulotorácica [5].

- **Amputación transhumeral:** A este nivel se realiza el corte transhumeral diafisaria (por encima del codo), dejando un muñón proximal al codo, siendo este visible en la Figura 2. La implementación de prótesis para este tipo de amputación debe compensar la falta de articulación en el codo, por lo que suelen incorporar sistemas que permitan flexión y extensión para simular el movimiento de esta articulación ausente.



Figura 2. Amputación transhumeral [5].

- **Amputación transradial:** Para este tipo de amputación se conserva parte de los huesos del radio y cúbito, lo que facilita la aplicación de prótesis con capacidad de movimientos de muñeca ya que se da por debajo del codo, la cual se puede apreciar en la Figura 3. Este nivel permite lograr una considerable precisión en el manejo de objetos, ya que se pueden integrar funcionalidades en la prótesis para realizar tareas de agarre.



Figura 3. Amputación transradial [6].

- **Amputación de la muñeca:** Ocurre en la articulación de la muñeca, preservando las estructuras distales

del radio y cúbito así como se muestra en la Figura 4. Aunque se pierde la movilidad natural de la muñeca, este nivel permite el anclaje de prótesis que pueden incorporar sistemas de pinzas o manos mecánicas para recuperar funciones básicas de manipulación.



Figura 4. Amputación de la muñeca [5].

- **Amputación parcial de mano y dedos:** Estas amputaciones incluyen la pérdida de una o más falanges, dedos o secciones de la mano, así como se muestra en la Figura 5. Las prótesis parciales para estos casos buscan restituir la capacidad de realizar movimientos finos y de agarre, fundamentales para las actividades diarias del usuario.



Figura 5. Amputación de dedos [5].

2. **Amputación de extremidades inferiores:** Se clasifican según la altura de la intervención y el impacto fisiológico que conlleva. Las realizadas en el muslo y la pierna se conocen como transfemoral y transtibial, mientras que las realizadas en las articulaciones se denominan desarticulación de rodilla o de tobillo [7]. A continuación, se detallan los niveles específicos de estas amputaciones:

- **Amputaciones transfemorales:** Constituyen intervenciones quirúrgicas que implican la resección de la extremidad inferior por encima de la articulación de la rodilla, lo que incluye la sección del fémur esto se puede apreciar en la Figura 6. Este tipo de procedimiento se indica frecuentemente en casos donde la extremidad se encuentra severamente afectada por lesiones, infecciones o trastornos vasculares.[8].



Figura 6. Amputación transfemoral [8].

- **Desarticulación de la rodilla:** La desarticulación de la rodilla es un tipo de amputación que se realiza en la articulación de la rodilla, permitiendo la extracción de la pierna mientras se preserva el fémur como se observa en la Figura 7. Este procedimiento es especialmente indicado cuando se busca conservar la longitud del miembro residual, lo que resulta en un muñón que proporciona una base sólida y estable para la colocación de una prótesis.[8].



Figura 7. Desarticulación de la rodilla [8].

- **Amputación transtibial:** Esta consiste en la resección de la pierna a nivel infrapatelar, preservando una porción de la tibia como se muestra en la Figura 8. Este procedimiento es uno de los más frecuentemente realizados debido a que permite conservar la funcionalidad de la articulación de la rodilla, lo cual facilita la adaptación y el uso eficiente de una prótesis. [8].



Figura 8. Amputación transtibial [8].

- **Amputación de tobillo:** También conocida como desarticulación del tobillo, este procedimiento quirúrgico consiste en la separación del pie de la extremidad inferior a nivel de la articulación del tobillo, tal

como se ilustra en la Figura 9. Este tipo de intervención se realiza para facilitar la adaptación del paciente a una prótesis funcional y mejorar su calidad de vida [8].



Figura 9. Desarticulación de tobillo [8].

V-B. Prótesis

Para entender el diseño de las prótesis actuales, es esencial revisar el concepto de Ingeniería Biónica, que se centra en estudiar los sistemas biológicos para integrarlos en tecnologías prácticas, un ejemplo de esto se lo puede visualizar en la Figura 10. Este campo busca combinar principios eléctricos y biológicos, facilitando que las prótesis modernas emulen los movimientos humanos con gran precisión. Leonardo Da Vinci es considerado un pionero en esta área, pues incorporó principios del funcionamiento de los seres vivos en sus diseños mecánicos, contribuyendo así a los cimientos de las prótesis avanzadas [9].

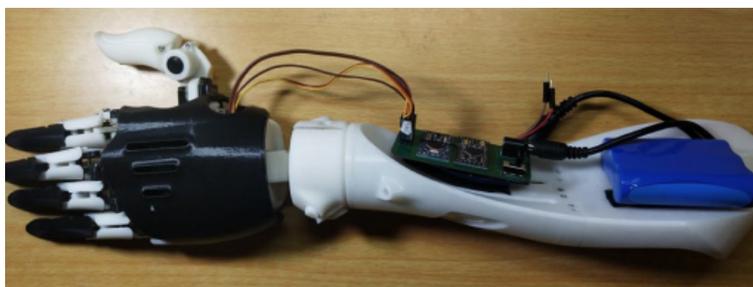


Figura 10. Prótesis biónica [10].

Uno de los primeros registros de prótesis avanzadas en la historia destaca el ingenio de las civilizaciones europeas medievales. En el siglo XVI, se diseñó una prótesis de brazo metálica como la que se muestra en la Figura 11, hecha de hierro y articulada para permitir ciertos movimientos de la mano y el codo. Este dispositivo no solo tenía fines funcionales, sino también defensivos, ya que brindaba protección al usuario en combate. Este tipo de prótesis refleja el interés temprano por restaurar la funcionalidad y la apariencia de los miembros perdidos, sentando las bases para las prótesis modernas que hoy en día mejoran la calidad de vida de muchas personas [11].

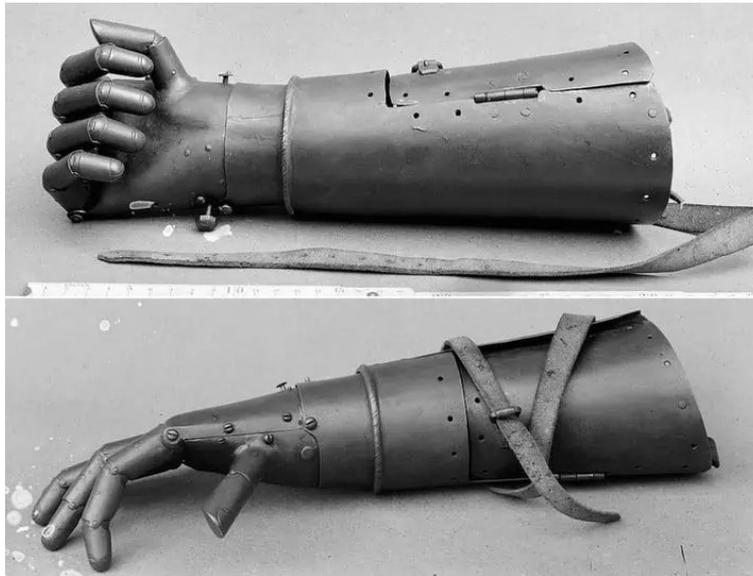


Figura 11. Prótesis de mano de alt-Ruppin construida con hierro [12].

V-B1. Tipos de prótesis: Las prótesis son dispositivos diseñados para sustituir una parte del cuerpo que se ha perdido o que presenta un funcionamiento deficiente, contribuyendo así a mejorar la calidad de vida de quienes las utilizan. Con el avance de la tecnología y los conocimientos médicos, las prótesis han experimentado una notable evolución, desde soluciones simples hasta dispositivos altamente sofisticados que incorporan tecnología avanzada [13].

1. **Prótesis de extremidades superiores:** Las prótesis de extremidades superiores reemplazan total o parcialmente brazos, antebrazos, manos y dedos, permitiendo recuperar funciones básicas como sostener o manipular objetos como se muestra en la Figura 11. Pueden ser pasivas, brindando solo soporte estructural, o activas, con mecanismos que replican movimientos de la extremidad.
 - **Prótesis de mano:** Son dispositivos biomédicos que ofrecen un alto nivel de funcionalidad, mediante la captura de señales eléctricas musculares, estas prótesis permiten al usuario controlar los movimientos de apertura y cierre de la mano de manera intuitiva. Su diseño incorpora componentes electrónicos y mecánicos avanzados que emulan la funcionalidad de una mano natural, como se muestra en la Figura 12. Gracias a los avances tecnológicos, estas prótesis son cada vez más ligeras, estéticas y capaces de realizar tareas complejas, mejorando significativamente la calidad de vida de los amputados.

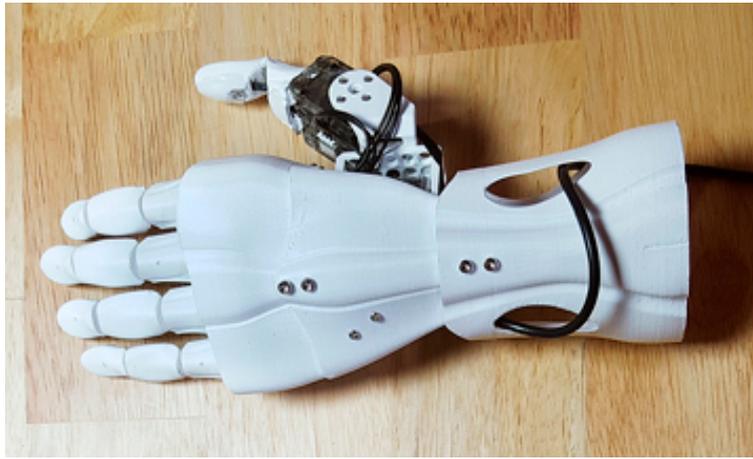


Figura 12. Prótesis mioeléctrica de mano [14].

- **Prótesis transhumeral:** La suspensión y el control de estos dispositivos dependen en gran medida de los movimientos residuales del cuerpo, lo que limita su funcionalidad. Los sistemas de cables y arneses son utilizados para conectar las prótesis al cuerpo y aprovechar los movimientos del hombro y el tronco para activar los componentes protésicos, así como se muestra en la Figura 13.



Figura 13. Prótesis mioeléctrica de brazo [15].

V-B2. Prótesis activas: Una prótesis activa es un dispositivo médico avanzado diseñado para reemplazar una extremidad o parte del cuerpo, con la capacidad de realizar movimientos autónomos o asistidos mediante sistemas electrónicos y mecánicos. Estas prótesis integran sensores y sistemas de control que permiten una interacción dinámica con el usuario, esto se puede visualizar en la Figura 14. Gracias a esta tecnología, las prótesis activas no solo emulan funciones físicas, sino que también responden en tiempo real a las señales corporales del usuario, facilitando una integración más natural y funcional [16].



Figura 14. Prótesis de brazo robótico [17].

V-B3. Prótesis pasivas: Las prótesis pasivas son dispositivos médicos diseñados para reemplazar una extremidad o parte del cuerpo sin incorporar mecanismos motorizados o de movimiento autónomo. Estas prótesis tienen un propósito principalmente estético, orientado a reproducir la apariencia de la extremidad faltante tal así como se muestra en la Figura 15, lo que contribuye a mejorar la imagen personal y la confianza del usuario.



Figura 15. Prótesis estética de brazo [18].

V-C. Prótesis mioeléctricas

Representan una tecnología avanzada en el ámbito de los dispositivos protésicos, empleando señales eléctricas generadas por la actividad muscular del usuario para posibilitar el control de movimientos. Estos dispositivos están equipados con sensores de electromiografía (EMG) que captan las señales mioeléctricas producidas al contraerse los músculos, típicamente en áreas como el brazo o el antebrazo. Al procesar estas señales, la prótesis transforma la intención muscular en movimientos concretos, lo que permite al usuario ejecutar acciones como la apertura y cierre de la mano, el agarre de objetos e incluso en modelos más sofisticados, el control individual de cada dedo [19].



Figura 16. Prótesis mioeléctrica [20].

1. **Tipos de sensores mioeléctricos:** Los sensores mioeléctricos desempeñan un papel fundamental en el campo de la bioingeniería al permitir la captación de la actividad eléctrica generada por los músculos, lo que resulta crucial para el control de dispositivos como prótesis avanzadas y sistemas de rehabilitación funcional. Existen diversas categorías de sensores mioeléctricos, cada una caracterizada por su nivel de invasividad, precisión y capacidad de adaptación a distintas condiciones clínicas. Esta diversidad facilita la selección del sensor más apropiado en función de las especificidades de cada aplicación. A continuación, se presenta una clasificación de los tipos de sensores mioeléctricos que existen.

- **Electrodos de Superficie:** Este electrodo es un sensor mioeléctrico no invasivo, ampliamente utilizado en aplicaciones clínicas y de investigación por su facilidad de colocación y su capacidad de capturar señales de electromiografía (EMG) de músculos superficiales, un ejemplo de ello se visualiza en la Figura 17. Su diseño permite una buena precisión en condiciones controladas, aunque puede verse afectado por el ruido de músculos cercanos y movimientos de la piel.

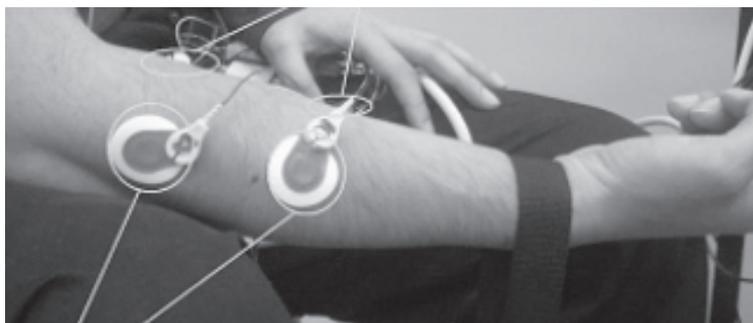


Figura 17. Electrodo de parche fijado a la superficie del antebrazo [21].

- **Electrodo seco:** El electrodo seco es un sensor mioeléctrico no invasivo que permite captar señales EMG sin necesidad de geles, lo que facilita su colocación y comodidad, especialmente para monitoreo

prolongado, esto se puede apreciar en la Figura 18. Aunque es más sensible al movimiento y requiere técnicas de filtrado para mejorar la precisión, su diseño ha avanzado para captar señales confiables en diversas aplicaciones clínicas. Su adaptabilidad permite usarlo en entornos de rehabilitación, control de prótesis y monitoreo muscular en tiempo real.



Figura 18. Prótesis controlada por sensor mioeléctrico seco [22].

- **Electrodo de brazalete mioeléctrico:** Son dispositivos no invasivos diseñados para capturar señales electromiográficas de múltiples músculos simultáneamente a través de electrodos secos integrados en una banda ajustable colocada en el brazo, como se muestra en la Figura 19. Estos sensores permiten una captura precisa de patrones de activación muscular complejos, aunque su exactitud puede verse afectada por el ajuste del dispositivo y requiere técnicas avanzadas de procesamiento de señal para optimizar la calidad de los datos.

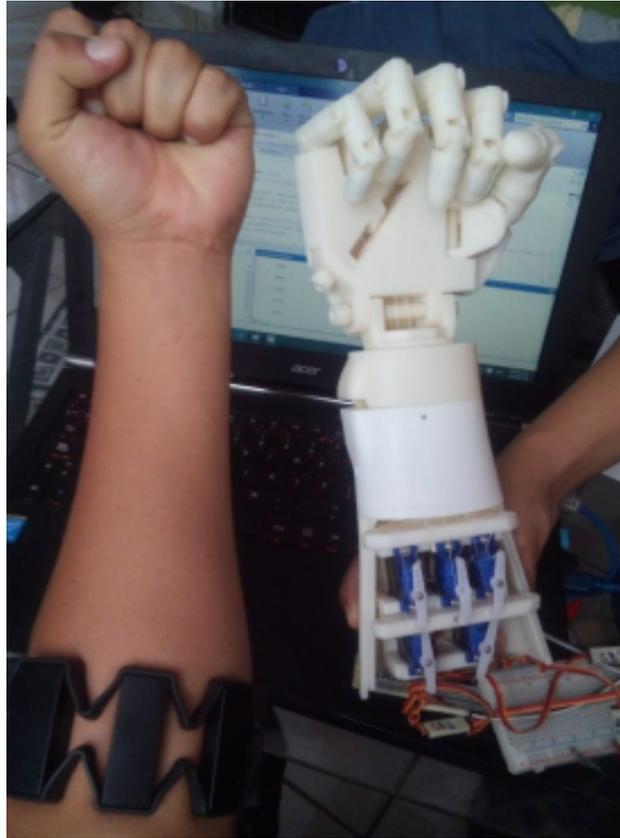


Figura 19. Prótesis controlada por sensor mioeléctrico de brazaletes en brazo [23].

- **Electrodos de alta densidad (HD-SEMG):** Estos electrodos representan una tecnología avanzada en sensores mioeléctricos de superficie, caracterizada por el uso de una matriz de múltiples electrodos posicionados en una cuadrícula compacta sobre la piel, así como se puede apreciar en la Figura 20. Este diseño permite una adquisición de la actividad electromiográfica de manera detallada y no invasiva. La configuración de estos electrodos ofrece una resolución significativamente mejor, lo que permite un análisis más detallado de los movimientos musculares complejos y una mejor diferenciación de las señales provenientes de músculos cercanos.

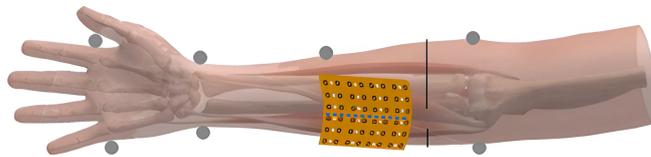


Figura 20. Matriz de electrodos sobre la superficie del antebrazo [24].

- **Electrodo intramuscular:** Es un dispositivo mioeléctrico que se inserta directamente en el tejido muscular siendo este ilustrado en la Figura 21, permitiendo la adquisición de señales electromiográficas con

un alto grado de precisión y especificidad. Este tipo de electrodo es esencial en el ámbito de las prótesis, ya que facilita el control preciso de dispositivos protésicos al registrar la actividad eléctrica de fibras musculares individuales en áreas profundas, superando las limitaciones de los electrodos de superficie.

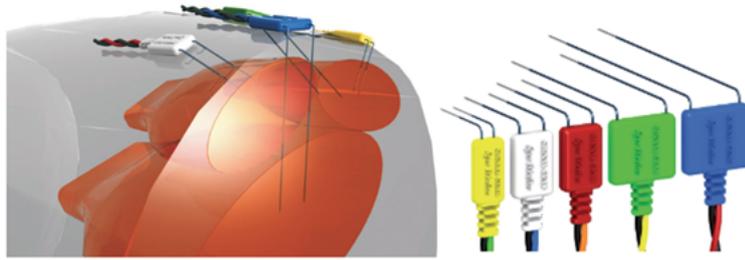


Figura 21. Electrodo insertado en las fibras musculares del hombro [25].

V-D. Análisis de la prótesis de mano

El análisis cinemático se dirige a reconocer y describir cada Grado de Libertad (GDL) del sistema, tomando en cuenta las características de las articulaciones y sus respectivos rangos de movimiento. Este enfoque permite definir las capacidades de desplazamiento de la estructura según la configuración y limitaciones de sus componentes articulados [26]. A continuación se describe los grados de movimiento angular que puede realizar cada falange:

1. Articulación del pulgar

- **Articulación carpometacarpiana (CMC):** Permite un rango de angulación de 50° .
- **Articulación metacarpofalángica (MCP):** Permite un rango de angulación de 60° .
- **Articulación interfalángica (IP):** Permite un rango de angulación de 65° .

2. Articulación del índice y medio

- **Articulación metacarpofalángica (MCP):** Permite un rango de angulación de 70° .
- **Articulación interfalángica proximal (PIP):** Permite un rango de angulación de 75° .
- **Articulación interfalángica distal (DIP):** Permite un rango de angulación de 90° .

3. Articulación del anular

- **Articulación carpometacarpiana (CMC):** Permite un rango de angulación de 10° .
- **Articulación metacarpofalángica (MCP):** Permite un rango de angulación de 70° .
- **Articulación interfalángica proximal (PIP):** Permite un rango de angulación de 75° .
- **Articulación interfalángica distal (DIP):** Permite un rango de angulación de 95° .

4. Articulación del meñique

- **Articulación carpometacarpiana (CMC):** Permite un rango de angulación de 30°.
- **Articulación metacarpofalángica (MCP):** Permite un rango de angulación de 70°.
- **Articulación interfalángica proximal (PIP):** Permite un rango de angulación de 70°.
- **Articulación interfalángica distal (DIP):** Permite un rango de angulación de 70°.

V-E. *Filtrado de señales EMG*

Es un proceso que mejora la calidad de las señales electromiográficas captadas en los músculos, eliminando interferencias y ruido no deseado, esto se puede evidenciar en la Figura 22 con un diagrama de flujo. Este permite obtener una señal clara y precisa de la actividad muscular, la cual se emplea en aplicaciones como el control de prótesis, donde se necesita una respuesta rápida y confiable para interpretar correctamente los movimientos musculares [27].

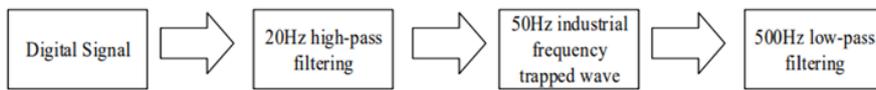


Figura 22. Diagrama de flujo del proceso de filtrado digital para señales EMG [27].

A continuación se muestran algunos tipos de filtro de primer orden.

V-E1. *Filtro pasa baja:* Este filtro bloquea las frecuencias altas que suelen introducir ruido, dejando pasar únicamente el rango de frecuencias relevante, típicamente entre 20 y 500 Hz, donde se encuentra la mayor parte de la información útil de la señal. Este filtro se puede apreciar de mejor forma en la Figura 23. Esto permite que el sistema de control de la prótesis interprete con claridad las intenciones del usuario, sin interferencias o distorsiones que podrían afectar el rendimiento y la respuesta de la prótesis, asegurando así una operación más estable y fiable [28].

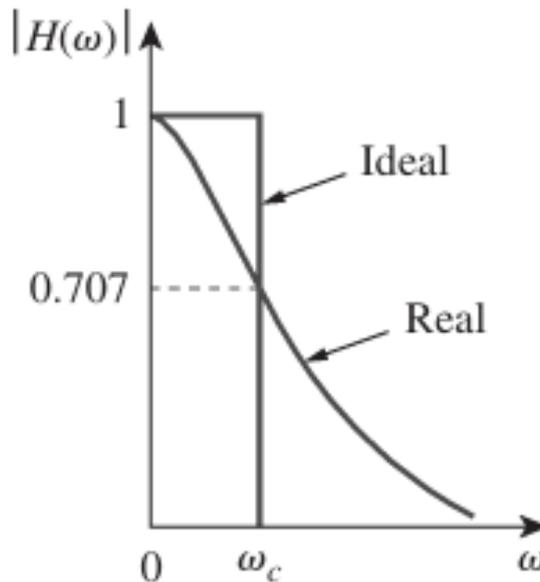


Figura 23. Gráfica del filtro pasa baja [28].

El circuito del filtro pasa baja está compuesto por un resistor en serie con la señal de entrada y un capacitor conectado a tierra desde el nodo entre el resistor y la salida. Esta disposición permite que las frecuencias bajas pasen casi sin atenuación hacia la salida, mientras que las frecuencias altas se desvían hacia tierra a través del capacitor, esto se aprecia de mejor forma en la Figura 24.

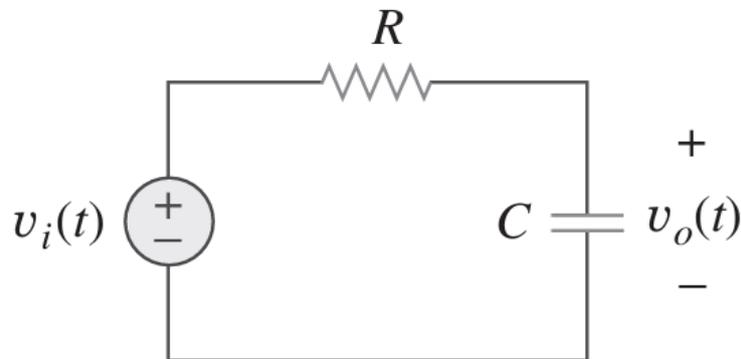


Figura 24. Circuito de filtro pasa baja [28].

V-E2. *Filtro pasa alta:* Permite eliminar las componentes de baja frecuencia, como el ruido generado por movimientos no deseados o interferencias fisiológicas. Esto asegura que solo las frecuencias más altas, relacionadas a la actividad muscular realizada, pasen al sistema de control de la prótesis, su representación gráfica se puede visualizar en la Figura 25. Al retener las frecuencias útiles y bloquear las bajas, el filtro paso alto permite que la prótesis interprete de manera más precisa las intenciones del usuario [29].

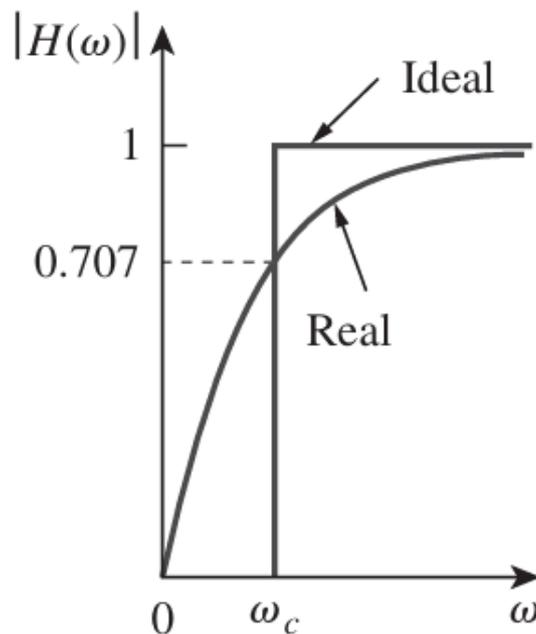


Figura 25. Gráfica del filtro pasa alta [28].

El filtro pasa alta se compone de un capacitor en serie con la señal de entrada y un resistor conectado a tierra. Este diseño permite el paso de frecuencias altas, mientras que las bajas se atenúan, ya que el capacitor presenta

baja impedancia a altas frecuencias y alta impedancia a bajas, este circuito se muestra en la Figura 26.

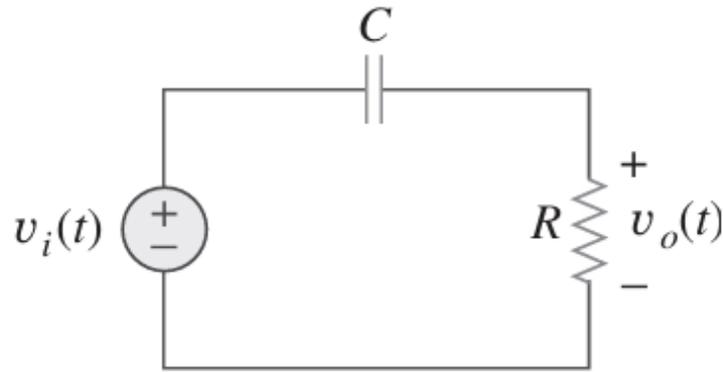


Figura 26. Circuito de filtro pasa alta [28].

V-E3. *Filtro pasa banda:* Este filtro es usado para aislar rangos específicos de frecuencia en las señales EMG, el filtro de banda pasante elimina componentes no deseadas que se encuentran fuera del intervalo de deseado, esta descripción se aprecia en la Figura 27. Usualmente filtra frecuencias relevantes de la actividad muscular, normalmente se usan rangos entre 20 y 500 Hz. Este incluye la mayor parte de la información útil para la interpretación muscular, suprimiendo ruidos de baja frecuencia (producidos por el movimiento de electrodos o actividad fisiológica) y de alta frecuencia (como interferencias electromagnéticas) [30].

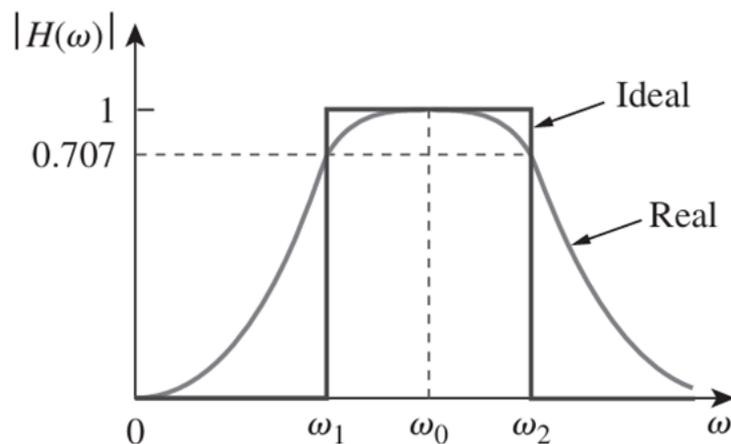


Figura 27. Gráfica de filtro pasa banda [28].

El filtro pasa banda presentado en la Figura 28 está conformado por una bobina, un capacitor y un resistor conectados en serie. En esta disposición, la bobina y el capacitor forman un circuito resonante que permite el paso de un rango específico de frecuencias, mientras atenúa aquellas fuera de dicho intervalo. La bobina presenta una alta impedancia para las frecuencias bajas, bloqueándolas efectivamente, mientras que el capacitor ofrece baja impedancia a las frecuencias altas. De este modo, solo las frecuencias cercanas a la frecuencia de resonancia alcanzan el resistor y se transmiten a la salida del filtro. Esta configuración resulta ideal en aplicaciones donde se necesita filtrar un intervalo definido de frecuencias, eliminando las señales que se encuentran por debajo o por encima del rango deseado.

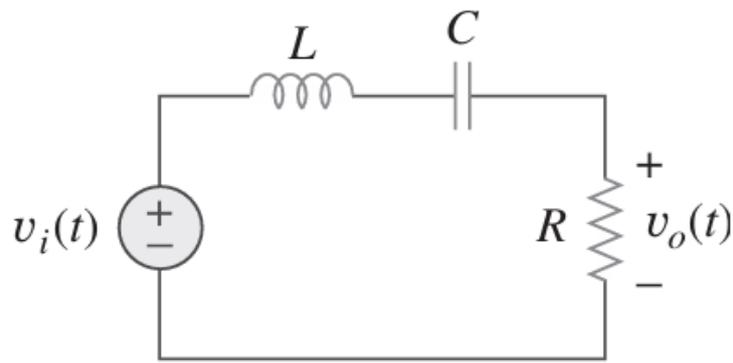


Figura 28. Circuito de filtro pasa banda [28].

V-E4. *Filtro Notch*: También llamado filtro rechaza banda se utiliza principalmente para eliminar interferencias de frecuencia fija, por ejemplo los 60 Hz de la red eléctrica en Ecuador, esto se muestra mediante la Figura 29. Al suprimir una banda de frecuencia específica, el filtro notch reduce las distorsiones que podrían afectar la señal EMG sin alterar significativamente las frecuencias importantes para la actividad muscular [29].

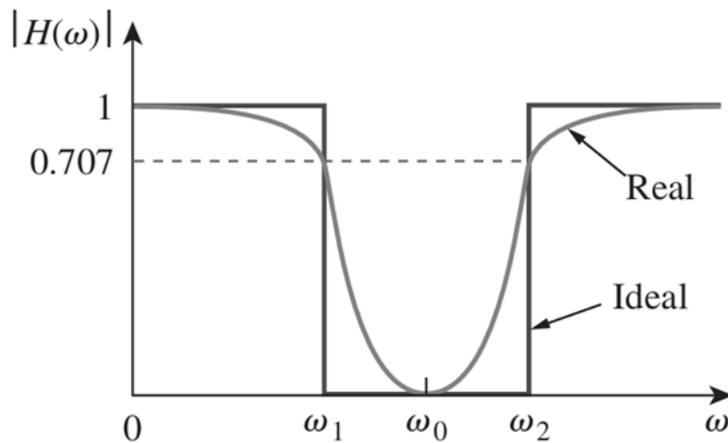


Figura 29. Gráfica de filtro rechazabanda [28].

El filtro rechaza banda ilustrado en la Figura 30 se compone de un resistor, un capacitor y una bobina conectados en serie. En esta configuración, el capacitor y la bobina crean un circuito resonante que bloquea un rango específico de frecuencias, mientras permite el paso de las frecuencias que están por encima y por debajo de dicho intervalo. Cuando la señal de entrada alcanza la frecuencia de resonancia del circuito, la impedancia es mínima, desviando la mayor parte de la señal y evitando que alcance la salida. Por otro lado, las frecuencias fuera del rango de resonancia no se ven afectadas y pueden pasar sin atenuación significativa hacia la salida. Este tipo de filtro es adecuado para aplicaciones donde es necesario eliminar una banda específica de frecuencias no deseadas, permitiendo que el resto de la señal se transmita de manera efectiva.

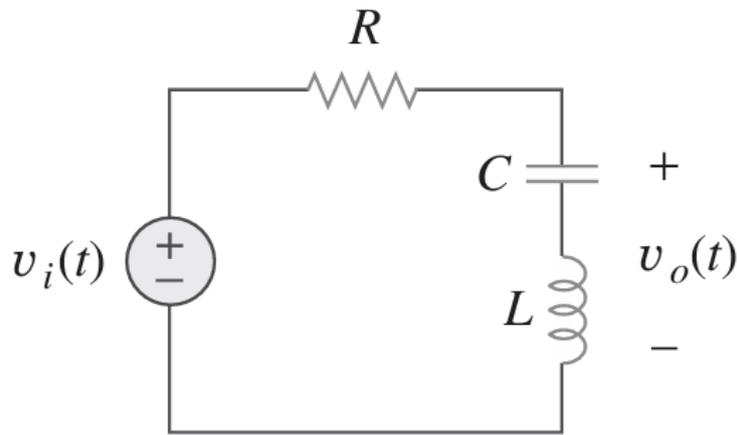


Figura 30. Circuito de filtro rechaza banda [28].

V-F. Componentes en prótesis

Para la creación de una prótesis avanzada, se utilizan diversos componentes esenciales que permiten su funcionamiento de forma autónoma y eficiente. El controlador es el elemento central del sistema, encargado de procesar y coordinar las señales recibidas de los sensores, y de ejecutar las acciones correspondientes a través de los actuadores. Este componente se comunica con los motores, los mismo que son responsables de generar el movimiento en las articulaciones de la prótesis. Los motores están conectados a un sistema de transmisión de fuerza, el cual incluye el mecanismo de polea con cables de nylon, que permiten transferir la potencia generada por los motores a las falanges de la prótesis.

Las baterías son fundamentales para alimentar todos los componentes electrónicos y mecánicos de la prótesis, siendo seleccionadas en función de su capacidad de autonomía y durabilidad. Finalmente, el sensor de electrodo seco juega un papel indispensable en la interfaz entre el usuario y la prótesis, ya que permite captar señales eléctricas de los músculos al estar en contacto directo con la superficie de la piel. Por esta razón se detallan:

1. **ESP32:** Es un microcontrolador robusto y eficiente, parte de la serie ESP32 de Espressif Systems, que integra un procesador de doble núcleo con frecuencia de hasta 240 MHz, conectividad Wi-Fi y Bluetooth (en modalidades clásico y BLE) y una amplia variedad de pines GPIO. Estas características le permiten gestionar interfaces como SPI, I2C, UART y PWM, facilitando su uso en sistemas de sensores y actuadores, este controlador se puede apreciar en la Figura 31. Gracias a su capacidad de almacenamiento, su configuración de bajo consumo energético y sus funciones de seguridad avanzada (como el cifrado de firmware), el ESP32 es una opción versátil y confiable en proyectos de Internet de las Cosas (IoT) que requieren conectividad y control en tiempo real [31].



Figura 31. ESP32-S1 [31].

En comparación con microcontroladores como Arduino, el ESP32 presenta ventajas técnicas importantes en cuanto a conectividad inalámbrica y capacidad de procesamiento, cualidades que lo habilitan para aplicaciones más complejas. Mientras que Arduino resulta adecuado para proyectos sencillos, el ESP32 ofrece un nivel superior de funcionalidad y flexibilidad, lo que facilita su implementación en proyectos que demandan mayor rendimiento, tales como sistemas de monitoreo IoT y procesamiento básico de visión artificial.

2. **Sensor de electrodo seco:** El sensor de electromiografía de electrodos secos modelo DLH-20200427-A está diseñado para captar y amplificar señales musculares débiles mediante una interfaz analógica, ofreciendo un rango de salida de 0 a 3V. Opera eficientemente con un voltaje de suministro de 3.3V a 5.5V y detecta señales en un rango de ± 1.5 mV. Su diseño compacto de 48x25 mm permite una fácil integración en sistemas de medición muscular, y su interfaz XH2.54-3P simplifica la conexión con otros dispositivos electrónicos, este sensor se lo puede apreciar de mejor forma en la Figura 32. Es ideal para aplicaciones en automatización, análisis de fatiga muscular, y estudios de actividad muscular en diversos entornos [32].

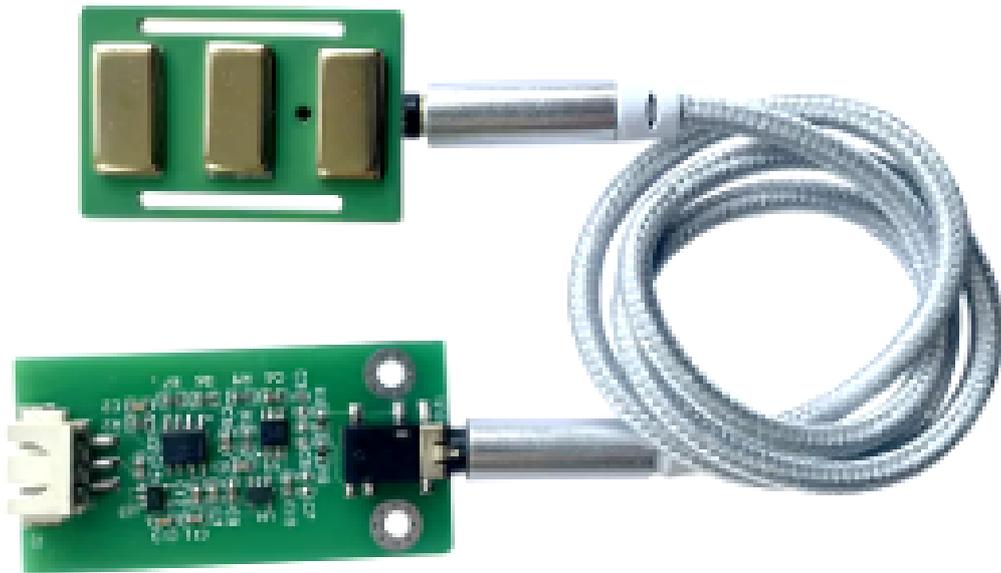


Figura 32. Electrodo seco [32].

3. **Servomotor:** Es un actuador de precisión diseñado para aplicaciones en robótica y sistemas de control que requieren un alto par y estabilidad en movimientos angulares. Este modelo es capaz de generar un torque de hasta 11 kg/cm operando a 6V, gracias a su construcción robusta con engranajes metálicos, lo que aumenta su durabilidad y resistencia al desgaste, el mismo se puede apreciar en la Figura 33. Su rango de rotación abarca aproximadamente 180 grados y opera mediante control por modulación de ancho de pulso (PWM), permitiendo un posicionamiento preciso en sistemas de automatización que requieren alta fiabilidad y respuesta ante cargas moderadas o intensivas [33].



Figura 33. Servomotor modelo MG996R [33].

4. **Batería:** Las baterías de litio tipo 18650 son conocidas por su alta densidad de energía y versatilidad en aplicaciones electrónicas y sistemas portátiles. Con un voltaje nominal de 3.7 V y una capacidad de descarga que varía entre 2.5 V y 4.2 V, estas baterías ofrecen una entrega estable de energía, lo cual es ideal para dispositivos que requieren un suministro constante, esta se puede apreciar en la Figura 34. La capacidad de 2500 mAh permite una duración adecuada en equipos de consumo moderado, y su diseño basado en iones de litio asegura una vida útil prolongada, con un rendimiento óptimo a lo largo de numerosos ciclos de carga y descarga [34].



Figura 34. Baterías de litio modelo 18650 de 2500 mAh [34].

5. **Impresión en 3D:** La impresión tridimensional (3D) es una tecnología de fabricación aditiva que ha revolucionado varias industrias al crear objetos físicos a partir de modelos digitales. El proceso implica la deposición controlada y secuencial de capas de material hasta que se forma una estructura tridimensional. A diferencia de los métodos tradicionales de fabricación sustractiva, donde se extraen piezas de un material sólido para obtener la forma deseada, la impresión 3D optimiza el uso de recursos, reduce el desperdicio y permite la fabricación de geometrías complejas con un alto grado de personalización [35].



Figura 35. Maquina de impresión 3D [35].

V-G. Impresión 3D en la biomedicina

La impresión 3D ha demostrado ser una herramienta esencial en el desarrollo de prótesis personalizadas, ya que permite crear dispositivos adaptados a las necesidades específicas de cada paciente. Gracias a su versatilidad, se pueden diseñar estructuras que imiten la anatomía humana y utilizar biomateriales compatibles que mejoran la integración con el cuerpo. Además, esta tecnología facilita la producción de prototipos funcionales a bajo costo, acelerando el proceso de diseño, prueba y ajuste de prótesis para amputados. Los avances en esta tecnología permiten la combinación de diferentes materiales, como polímeros de alta resistencia, metales y compuestos flexibles, ampliando sus aplicaciones en la fabricación de dispositivos médicos. La impresión 3D también se está combinando con otras tecnologías emergentes, como el escaneo 3D y la inteligencia artificial, para aumentar la precisión de las prótesis y órtesis personalizadas. Estas innovaciones han contribuido significativamente al desarrollo de soluciones más accesibles y efectivas en el campo de la rehabilitación y la medicina regenerativa [35].

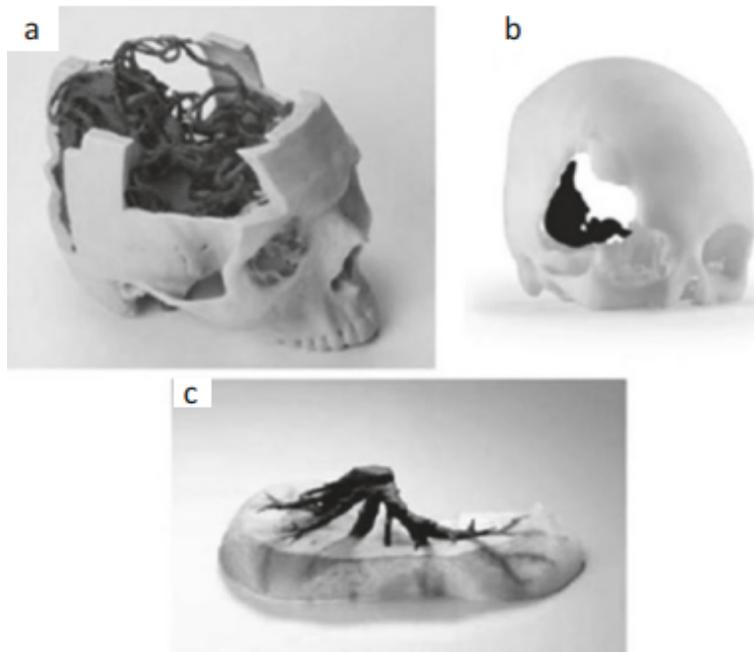


Figura 36. Impresión aplicada a biomedicina [35].

V-G1. *Materiales usados en la impresión 3D mediante la tecnología, modelado por deposición fundida (FDM):* [35].

1. **Ácido poliláctico (PLA):** El PLA es uno de los materiales más utilizados en la impresión FDM debido a su fácil extrusión, biodegradabilidad y baja contracción térmica. Es un polímero derivado de recursos renovables como el almidón de maíz, lo que lo convierte en una opción sostenible. Su rigidez y estabilidad dimensional lo hacen adecuado para la producción de prototipos, modelos arquitectónicos y piezas en general. Sin embargo, presenta limitaciones en resistencia mecánica y térmica, lo que limita su uso en entornos exigentes.
2. **ABS:** El ABS es un polímero ampliamente utilizado en la producción industrial debido a su alta resistencia mecánica, durabilidad y resistencia a altas temperaturas. Su resistencia al impacto y resistencia química lo hacen ideal para la producción de componentes estructurales y funcionales. Sin embargo, la impresión requiere una cama caliente y control de temperatura para evitar deformaciones y grietas durante el proceso de enfriamiento.
3. **Nylon:** Es un polímero con alta resistencia mecánica, elasticidad y baja fricción, lo que lo hace ideal para la producción de engranajes, bisagras y piezas resistentes al desgaste. Su capacidad de absorber humedad afectará su estabilidad dimensional, por lo que se recomienda almacenarlo en condiciones controladas. La impresión de nylon requiere altas temperaturas y una superficie de impresión con buena adherencia para evitar deformaciones.
4. **TPU:** Es un elastómero con alta flexibilidad, resistencia al desgaste y propiedades de absorción de impactos. Su estructura flexible lo hace ideal para la producción de piezas que requieren deformación controlada, como articulaciones, amortiguadores y equipos biomédicos. Debido a su flexibilidad, es necesario ajustar específicamente la velocidad de extrusión al imprimir para evitar obstruir el extrusor.
5. **PETG:** Es un termoplástico que combina la imprimibilidad del PLA con la resistencia mecánica y química del ABS. Su alta resistencia, resistencia a la humedad y excelente adhesión entre capas lo hacen ideal para la producción de piezas sujetas a tensiones mecánicas moderadas y uniones expuestas a ambientes húmedos. Además, su reciclabilidad y estabilidad térmica lo convierten en una opción versátil para aplicaciones industriales y biomédicas.
6. **Policarbonato (PC):** El policarbonato es un material con altas propiedades mecánicas y resistencia al calor, utilizado en aplicaciones industriales que requieren robustez y durabilidad. Su impresión requiere altas temperaturas y una cámara cerrada para evitar deformaciones por contracción térmica. Se utiliza para fabricar piezas estructurales, carcasas de protección y piezas sometidas a mayores esfuerzos mecánicos.

VI. MARCO METODOLÓGICO

Para este proyecto se utilizó una metodología experimental ya que se creó un sistema que permite mejorar el control de una prótesis de extremidad superior mediante la implementación de un sistema de control basado en electromiografía (EMG). Este sistema permitirá mejorar el control sobre la prótesis, aprovechando la respuesta eléctrica del músculo del brazo al realizar movimientos de flexión y extensión de la mano. Para facilitar la comprensión del proceso, se ha desarrollado un diagrama de flujo, presentado en la Figura 37.



Figura 37. Diagrama de flujo del procesamiento de la señal mioeléctrica, autor propio.

VI-A. Lectura de la señal EMG mediante electrodos secos

Para captar la señal electromiográfica generada por la contracción del músculo bíceps, se empleó el sensor electromiográfico DLH-20200427-A seleccionado por su capacidad para registrar señales eléctricas en microvoltios μV , este se convierte en una herramienta idónea para aplicaciones en prótesis de extremidades superiores. La precisión de este dispositivo se sustenta en su diseño de electrodos secos, que garantiza un contacto constante y adecuado con la piel.

Este sensor registra el voltaje asociado a las contracciones musculares, variando según la intensidad de cada contracción. Las señales captadas, cuya frecuencia y amplitud cambian en función del tipo de movimiento y la fuerza ejercida, son amplificadas por el sensor antes de ser transmitidas al microcontrolador del sistema. Este proceso de amplificación resulta fundamental para asegurar una señal clara y reducir pérdidas de información, permitiendo un procesamiento eficiente en el sistema de control de la prótesis.

VI-B. Filtro pasa banda para optimización de señal mioeléctrica

La señal mioeléctrica captada y amplificada se somete a un proceso de filtrado pasa banda, compuesto por filtros pasa altas y pasa bajas, diseñado para reducir al mínimo las interferencias y el ruido indeseado presentes en la señal EMG. Este paso es crucial para eliminar o mitigar las fuentes de ruido que pueden incluir factores como la colocación inexacta de los electrodos, la interferencia electromagnética de la red eléctrica y el ruido biológico generado por la actividad superficial de la piel.

El filtrado pasa banda garantiza que la señal procesada se mantenga en un rango de frecuencia adecuado, en este caso de 20 a 500 Hz, donde se localizan las frecuencias más relevantes para la actividad muscular, mientras se atenúan componentes de frecuencia fuera de este rango que puedan afectar la calidad de la señal. De esta manera, se obtiene una señal más limpia y estable, la cual permite una interpretación mejorada de los patrones de contracción muscular.

VI-C. Sistema de control

El microcontrolador ESP32, programado en el entorno de desarrollo Arduino IDE, actúa como el núcleo de procesamiento del sistema, es el encargado de analizar la señal electromiográfica (EMG) filtrada para determinar y ejecutar el movimiento adecuado: flexión o extensión. A través de un algoritmo de clasificación, el sistema evalúa si la señal EMG captada excede un umbral de activación previamente establecido; si lo supera, se activa el movimiento de flexión, mientras que valores por debajo de este umbral desencadenan la extensión.

Esta clasificación de señales se correlaciona directamente con los estados de contracción o relajación del músculo bíceps, permitiendo que la prótesis responda en tiempo real a los impulsos eléctricos generados por el usuario. La capacidad del ESP32 para interpretar y ejecutar comandos en función de las variaciones en la señal EMG asegura una respuesta precisa y ágil de la prótesis, proporcionando un control intuitivo y confiable en la ejecución de los movimientos.

VI-D. Control de servomotores para flexión y extensión de las falanges

El movimiento de las falanges en la prótesis se realiza mediante el servomotor MG996R, el cual responde a las instrucciones emitidas por el microcontrolador en función de la clasificación de la señal electromiográfica. La activación de los servomotores está condicionada por el análisis de dicha señal, permitiendo la ejecución controlada de movimientos de flexión y extensión en los dedos de la prótesis.

- **Movimiento de flexión:** Este movimiento implica el cierre de las falanges, una acción esencial para el agarre de objetos y la formación de un puño. Se activa cuando el músculo bíceps se contrae, alcanzando la señal registrada un umbral predefinido que indica la necesidad de flexión.
- **Movimiento de extensión:** En contraste, el movimiento de extensión ocurre cuando las falanges regresan a su posición de reposo. Esta postura se activa cuando el bíceps se relaja y la señal captada es inferior al umbral de flexión, permitiendo que los dedos vuelvan a una posición de descanso.

VI-E. Activación

Para garantizar que el sistema de activación cumpla con los requisitos funcionales de la prótesis, se verifica su capacidad para ejecutar los movimientos de flexión y extensión de las falanges una vez tomada la decisión en base a la señal electromiográfica. Este proceso asegura que los servomotores respondan con precisión a las órdenes de movimiento, manteniendo un rendimiento constante durante la ejecución de los movimientos, incluso con un uso prolongado de la prótesis. Se vuelve a comprobar la señal mioeléctrica y el proceso se repite, garantizando una respuesta continua y precisa a las variaciones en la actividad muscular del usuario.

VI-F. Esquema electrónico

En el sistema, el sensor de electromiografía (EMG) con electrodo seco está conectado al pin analógico 34 del ESP32, que lee las señales mioeléctricas generadas por los músculos del usuario. Este sensor recibe su alimentación directamente desde el pin de 3.3V del ESP32, misma que permite captar los impulsos eléctricos de la actividad muscular y transmitirlos al microcontrolador para procesar los movimientos de los servomotores.

Cada uno de los cinco servomotores está conectado a un pin específico del ESP32 para recibir señales PWM. Los pines designados para los servos son GPIO 13, 12, 14, 27 y 26. Además, todos los servos comparten conexiones comunes de alimentación (VCC) y tierra (GND), que están conectadas a una fuente de alimentación externa. Esta fuente externa proporciona el voltaje necesario para operar los motores sin afectar el funcionamiento del ESP32, asegurando que los servos reciban suficiente energía para su operación estable, estas conexiones antes mencionadas

se pueden apreciar en la Figura 38.

En ese contexto, el ESP32 actúa como unidad de control central, recibiendo la señal EMG y comparándola con un umbral establecido. Si la señal excede dicho umbral, el microcontrolador envía comandos para que los servomotores cierren los dedos de la prótesis; en caso contrario, los servos permanecen en la posición abierta. La tierra de todos los componentes está unificada, garantizando un circuito completo y estable para el sistema de control de la prótesis.

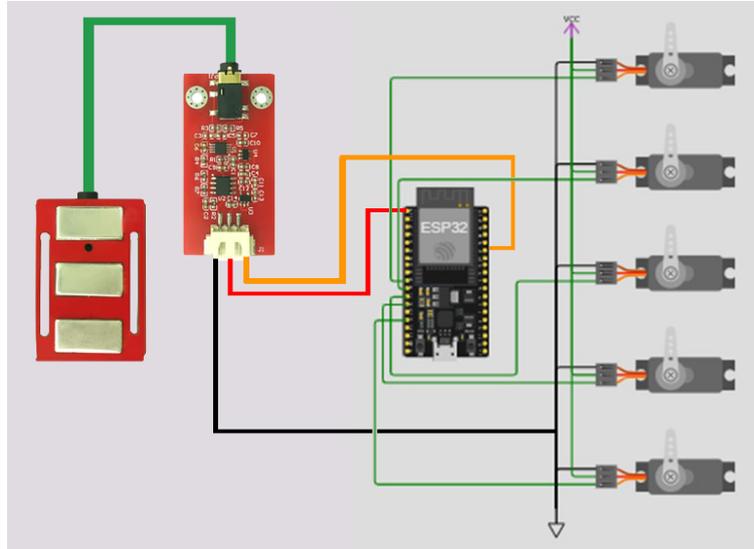


Figura 38. Esquema electrónico del sistema, autor propio.

VI-G. Código para el sistema de control

VI-G1. Declaración de variables y configuración de pines: En la fase inicial, se incluyen las bibliotecas necesarias, como `EMGFilters.h`, para el procesamiento de señales electromiográficas y `ESP32Servo.h`, que permite controlar los servomotores conectados al microcontrolador ESP32. A continuación, se define un arreglo con los pines ADC 34 y 35, que se utilizarán para captar las señales EMG. También se declara otro arreglo con los pines 16, 17, 18, 19 y 21, donde se conectarán los servos. Además, se crean macros para operaciones comunes, como calcular el tamaño de los arreglos o gestionar buffers circulares. Estas inicializaciones son esenciales para garantizar la funcionalidad de lectura, procesamiento y control en el sistema, esta información se puede visualizar en la Figura 39.

```

#include <EMGFilters.h>
#include <ESP32Servo.h> // Biblioteca para servomotores en ESP32

#define _DEBUG 0
// #define Serial Serial

// Pines de entrada analógica (ajustados para pines ADC del ESP32)
int PinesEntradaSensor[] = {34, 35}; // Pines ADC del ESP32
#define TAM_ARREGLO(a) (sizeof(a) / sizeof(a[0]))

// Pines de los servomotores (el primer servo en el pin 16)
int PinesServos[] = {16, 17, 18, 19, 21}; // Agregar más si es
necesario

// Declaración de servomotores
Servo servos[TAM_ARREGLO(PinesServos)];

// Buffer de ciclo para el valor rectificado de AC
typedef struct {
    uint8_t indice;
    uint16_t buffer[64];
    uint32_t suma;
}

```

Figura 39. Configuración de pines y bibliotecas para EMG y servos, autor propio.

VI-G2. Declaración de filtros, macros y parámetros de configuración: En este bloque se establecen las herramientas esenciales para procesar las señales EMG y garantizar el funcionamiento adecuado del sistema. Primero, se define una estructura de datos que gestiona un buffer circular, utilizado para almacenar los valores rectificados de la señal. Este buffer permite calcular un promedio continuo, lo que facilita el análisis eficiente de las señales en tiempo real. Además, se incorporan macros para automatizar la adición de valores al buffer y el cálculo de su promedio.

Posteriormente, se crean arreglos para asociar los filtros EMG y los buffers circulares con los pines de entrada, asegurando que cada canal de entrada tenga sus propios recursos de procesamiento. También se configuran parámetros clave, como la frecuencia de muestreo y la cancelación de ruido que optimizan el sistema para eliminar interferencias eléctricas y adaptarlo al entorno en el que se utiliza.

Además, se define un umbral como criterio de activación de los servomotores y el LED, estableciendo un límite mínimo que la señal procesada debe superar para generar una respuesta en el sistema. Esto permite que las señales más relevantes sean las que desencadenen acciones, eliminando movimientos innecesarios.

Para mejorar la estabilidad del sistema, se implementa un filtro de promedio móvil. Este filtro utiliza un historial de datos reciente para calcular un promedio que suaviza las fluctuaciones de la señal, reduciendo el ruido y las

variaciones abruptas. Esta técnica garantiza un control más preciso y confiable de los servomotores y del LED.

Finalmente, se determina el intervalo de tiempo necesario para procesar las señales, basado en la frecuencia de muestreo. Este cálculo asegura que las señales se capturen y procesen de manera constante, manteniendo la sincronización del sistema con las características dinámicas de las señales EMG. Esta explicación es en base a la Figura 40.

```

// Macro para agregar valores al buffer de ciclo
#define AGREGAR_AL_BUFFER_CICLO(cb, val) \
{ \
    cb.suma -= cb.buffer[cb.indice]; \
    cb.suma += (val); \
    cb.buffer[cb.indice] = (val); \
    cb.indice = (cb.indice + 1) % TAM_ARREGLO(cb.buffer); \
}

// Obtener el valor medio del buffer de ciclo
#define MEDIA_BUFFER_CICLO(cb) (cb.suma / \
TAM_ARREGLO(cb.buffer))

BufferCiclo_t
bufferAcRectificado[TAM_ARREGLO(PinesEntradaSensor)];
EMGFilters filtrosEMG[TAM_ARREGLO(PinesEntradaSensor)];

// Configuración de frecuencia de muestreo y filtro de línea de
alimentación
SAMPLE_FREQUENCY frecuenciaMuestreo =
SAMPLE_FREQ_500HZ;
NOTCH_FREQUENCY frecuenciaRuido = NOTCH_FREQ_50HZ;
// Cambia a NOTCH_FREQ_60HZ si estás en un área con
frecuencia de 60Hz

// Umbral para activar los servos y el LED
const uint16_t UMBRAL = 120;

// Variables para el filtro de promedio móvil
const int tamanoVentana = 10;
uint16_t historialSobre[tamanoVentana] = {0};
int indiceHistorial = 0;

// Intervalo de tiempo para procesar la señal de entrada
unsigned long long intervalo = 1000000ul / frecuenciaMuestreo;

```

Figura 40. Configuración de filtros, buffers y parámetros clave., autor propio.

VI-G3. Configuración inicial del sistema: En esta función, el método `setup()` inicializa los filtros y buffers asociados a los pines ADC, asignando valores iniciales a cada elemento del buffer y configurando parámetros de los filtros, como la frecuencia de muestreo (500 Hz) y la frecuencia de eliminación de ruido (50 Hz). Posteriormente, se asocian los pines de control a cada servomotor mediante la función `attach()`, asegurando que estén listos para recibir comandos de movimiento. Los servos se colocan en la posición inicial de 0 grados mediante el comando `write()`. Por último, se configura el puerto serial a 115200 baudios para la transmisión de datos y se define el pin 2 como salida, controlando un LED que actúa como indicador visual del estado del sistema.. Esta explicación se puede ilustrar en las Figuras 41 y 42.

```

// Macro para agregar valores al buffer de ciclo
#define AGREGAR_AL_BUFFER_CICLO(cb, val) \
{ \
    cb.suma -= cb.buffer[cb.indice]; \
    cb.suma += (val); \
    cb.buffer[cb.indice] = (val); \
    cb.indice = (cb.indice + 1) % TAM_ARREGLO(cb.buffer); \
}

// Obtener el valor medio del buffer de ciclo
#define MEDIA_BUFFER_CICLO(cb) (cb.suma /
TAM_ARREGLO(cb.buffer))

BufferCiclo_t
bufferAcRectificado[TAM_ARREGLO(PinesEntradaSensor)];
EMGFilters filtrosEMG[TAM_ARREGLO(PinesEntradaSensor)];

// Configuración de frecuencia de muestreo y filtro de línea de
alimentación
SAMPLE_FREQUENCY frecuenciaMuestreo =
SAMPLE_FREQ_500HZ;
NOTCH_FREQUENCY frecuenciaRuido = NOTCH_FREQ_50HZ;
// Cambia a NOTCH_FREQ_60HZ si estás en un área con
frecuencia de 60Hz

// Umbral para activar los servos y el LED
const uint16_t UMBRAL = 120;

// Variables para el filtro de promedio móvil
const int tamanoVentana = 10;
uint16_t historialSobre[tamanoVentana] = {0};
int indiceHistorial = 0;

// Intervalo de tiempo para procesar la señal de entrada
unsigned long long intervalo = 1000000ul / frecuenciaMuestreo;

```

Figura 41. Inicialización de filtros, servos y puerto serial parte 1, autor propio.

```

void setup() {
  // Inicialización de los filtros y buffers
  for (int i = 0; i < TAM_ARREGLO(PinesEntradaSensor); i++) {
    filtrosEMG[i].init(frecuenciaMuestreo, frecuenciaRuido, true,
true, true);
    bufferAcRectificado[i].suma = 0;
    bufferAcRectificado[i].indice = 0;
    for (int j = 0; j <
TAM_ARREGLO(bufferAcRectificado[i].buffer); j++) {
      bufferAcRectificado[i].buffer[j] = 0;
    }
  }

  // Configuración de los servos
  for (int i = 0; i < TAM_ARREGLO(PinesServos); i++) {
    servos[i].attach(PinesServos[i]); // Asocia el pin correspondiente
    servos[i].write(0); // Inicializa en posición 0 grados
  }

  // Configuración del LED
  pinMode(2, OUTPUT);
  digitalWrite(2, LOW); // Asegúrate de que el LED esté apagado al
inicio
  Serial.begin(115200);
}

```

Figura 42. Inicialización de filtros, servos y puerto serial parte2, autor propio.

VI-G4. Procesamiento de la señal EMG y activación del sistema: En la función loop(), que se ejecuta de manera continua, se realiza la lectura de los valores de los sensores EMG conectados a los pines ADC 34 y 35 mediante analogRead(). Estos valores se filtran utilizando la biblioteca EMGFilters, que elimina ruido y realza la señal relevante. Luego, la señal filtrada se rectifica y se almacena en un buffer circular que permite calcular un promedio móvil. Este promedio suaviza las fluctuaciones en la señal, facilitando su análisis. El código de esta descripción se observa en la Figura 43.

```

void loop() {
  unsigned long long marcaDeTiempo = micros();
  int datos = 0, datosDespuesFiltro = 0;

  for (int i = 0; i < TAM_ARREGLO(PinesEntradaSensor); i++) {
    datos = analogRead(PinesEntradaSensor[i]); // Lee el valor del
    ADC
    datosDespuesFiltro = filtrosEMG[i].update(datos); // Aplica el
    filtro a la señal de entrada

    // Rectificación de la señal
    AGREGAR_AL_BUFFER_CICLO(bufferAcRectificado[i],
    abs(datosDespuesFiltro));

    // Calcula el sobre utilizando el promedio de la señal rectificada
    uint16_t sobre =
    MEDIA_BUFFER_CICLO(bufferAcRectificado[i]) * 2;

    // Filtro de promedio móvil para suavizar la señal
    historialSobre[indiceHistorial] = sobre;
    indiceHistorial = (indiceHistorial + 1) % tamanoVentana;
    uint32_t suma = 0;
    for (int j = 0; j < tamanoVentana; j++) {
      suma += historialSobre[j];
    }
    uint16_t sobreSuavizado = suma / tamanoVentana;

    // Muestra los valores en el monitor serial
    //Serial.print("Valor de sobreSuavizado: ");
    Serial.print(sobreSuavizado);
    //Serial.print(" - Valor de UMBRAL: ");
    Serial.print(" ");
    Serial.println(UMBRAL);
  }
}

```

Figura 43. Lectura, filtrado y promedio móvil de señales EMG, autor propio.

VI-G5. Control del LED y servomotores en función del umbral: El sistema compara la señal procesada contra un umbral definido (210). Si el valor supera este umbral, el LED conectado al pin 2 se enciende, indicando que la señal es suficientemente fuerte para activar los servos. En este caso, todos los servos se mueven a 180 grados mediante write(180), simulando el cierre de una prótesis de mano. Si la señal es menor al umbral, el LED se apaga y los servos regresan a su posición inicial de 0 grados, simulando la apertura de la prótesis. Este bloque de código es esencial para implementar el control basado en la señal EMG. El código de esta descripción se observa en la Figura 44.

```

// Control del LED y servos basado en el umbral
if (sobreSuavizado > UMBRAL) {
    digitalWrite(2, HIGH); // Enciende el LED
    //Serial.println("ENCENDIDO");

    // Mueve los servos a 180 grados
    for (int k = 0; k < TAM_ARREGLO(PinesServos); k++) {
        servos[k].write(180);
    }
} else {
    digitalWrite(2, LOW); // Apaga el LED
    //Serial.println("APAGADO");

    // Regresa los servos a 0 grados
    for (int k = 0; k < TAM_ARREGLO(PinesServos); k++) {
        servos[k].write(0);
    }
}
}
}

```

Figura 44. Activación de LED y servos según el umbral, autor propio.

VI-G6. Gestión del tiempo de ejecución y optimización: Finalmente, se evalúa el tiempo transcurrido en el ciclo de procesamiento mediante la función `micros()`. Si el tiempo utilizado es menor al intervalo definido (en este caso, 2 ms), el programa introduce un retraso proporcional para mantener una frecuencia de muestreo constante. Esta técnica asegura que el sistema opere en tiempo real, procesando la señal EMG de manera eficiente y manteniendo una latencia mínima. El código de esta descripción se observa en la Figura 45.

```

unsigned long tiempoTranscurrido = micros() - marcaDeTiemp

#if _DEBUG
//Serial.print("Tiempo de procesamiento de filtros: ");
//Serial.println(tiempoTranscurrido);
#else
if (intervalo > tiempoTranscurrido) {
    delay((intervalo - tiempoTranscurrido) / 1000);
}
#endif

//Serial.println();
}

```

Figura 45. Control del tiempo para garantizar frecuencia constante, autor propio.

VI-H. Preparación del modelo para imprimir en 3D

La representación de la interfaz muestra un análisis de la capa del objeto, donde las zonas de presión se diferencian según el tipo de relleno y la calidad de fabricación especificada. Se establece una masa estándar de 0,2 mm y una densidad de relleno del 20% para optimizar el equilibrio entre la resistencia estructural y el consumo de material. Además, el tiempo estimado de impresión es de 18 horas y 59 minutos, lo que consume 225 gramos de filamento, lo que corresponde a 75,49 metros de material, con lo que se puede estimar la viabilidad de producción en términos de recursos y tiempo. Además, la vista de capas le permite identificar detalles de diseño como perforaciones, soportes internos y áreas potencialmente críticas durante el proceso de impresión se puede observar en la Figura 46.

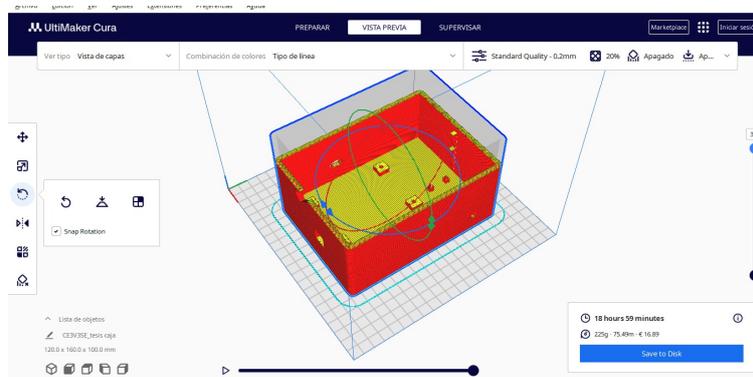


Figura 46. Vista previa de la segmentación del modelo de caja en Ultimaker Cura, mostrando la disposición de capas, el tiempo estimado de impresión y los parámetros configurados para la fabricación en 3D.

VII. RESULTADOS

VII-A. Ensayos de campo

Con el fin de evaluar el rendimiento del sistema de control, se realizaron diversas pruebas centradas en la técnica de agarre. Se llevaron a cabo un total de 50 ensayos visualizados en la tabla II, los cuales permitieron analizar la efectividad del sistema. Este enfoque facilitó una evaluación precisa de los resultados, proporcionando datos cuantificables sobre los aciertos y fallos. Para presentar de manera clara y concisa la información obtenida, se creó una tabla que refleja tanto los éxitos y fallos de las pruebas como el tiempo de respuesta del sistema, lo que permitió un análisis detallado de su desempeño. Por otro lado se realizó una encuesta a personas que tienen prótesis o una ligera conexión con ellas para ver la efectividad del diseño propuesto.

Tabla I
RESULTADOS DEL SISTEMA DE CONTROL, PARTE 1.

N° de prueba	Resultado	Tiempo de respuesta (s)
1	Éxito	0.65
2	Éxito	0.63
3	Éxito	0.67
4	Éxito	0.62
5	Éxito	0.68
6	Fallo	0.64
7	Éxito	0.69
8	Éxito	0.66
9	Éxito	0.61
10	Éxito	0.64
11	Éxito	0.70
12	Fallo	0.65
13	Éxito	0.69
14	Éxito	0.60
15	Éxito	0.66
16	Éxito	0.61
17	Éxito	0.64
18	Éxito	0.62
19	Éxito	0.65
20	Éxito	0.67
21	Éxito	0.68
22	Éxito	0.63
23	Éxito	0.62
24	Éxito	0.69
25	Éxito	0.64

Tabla II
RESULTADOS DEL SISTEMA DE CONTROL, PARTE 2.

N° de prueba	Resultado	Tiempo de respuesta (s)
26	Éxito	0.66
27	Éxito	0.70
28	Fallo	0.65
29	Éxito	0.71
30	Éxito	0.67
31	Éxito	0.63
32	Fallo	0.62
33	Éxito	0.68
34	Éxito	0.64
35	Éxito	0.65
36	Éxito	0.69
37	Éxito	0.66
38	Éxito	0.64
39	Éxito	0.67
40	Éxito	0.61
41	Éxito	0.65
42	Éxito	0.63
43	Éxito	0.66
44	Fallo	0.62
45	Éxito	0.70
46	Éxito	0.64
47	Éxito	0.65
48	Éxito	0.69
49	Éxito	0.61
50	Éxito	0.64

Estas pruebas permitieron observar con mayor claridad los tiempos de respuesta del sistema frente a la actividad muscular del paciente, específicamente en las acciones de agarre, flexión y extensión de la prótesis de mano. La visualización de estos resultados se presenta de manera más precisa en la figura 47, donde se puede observar el agarre de una pelota, el cual se lleva a cabo mediante la estimulación del músculo que permite superar un umbral predefinido. Este proceso garantiza la ejecución adecuada de la acción de agarre, logrando así sujetar la pelota con éxito..

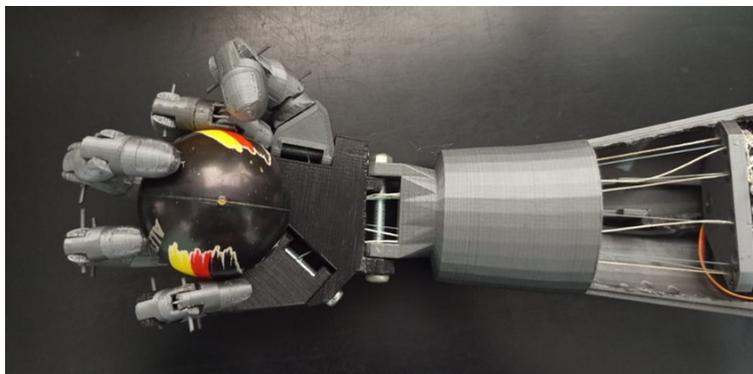


Figura 47. Agarre de pelota por sistema de control mioeléctrico, autor propio

En cualquier momento, el paciente puede soltar la pelota simplemente relajando los músculos del bíceps, lo que se traduce en una disminución de la actividad muscular por debajo del umbral, activando así la acción de soltar la pelota, esto se visualiza en la Figura 48.

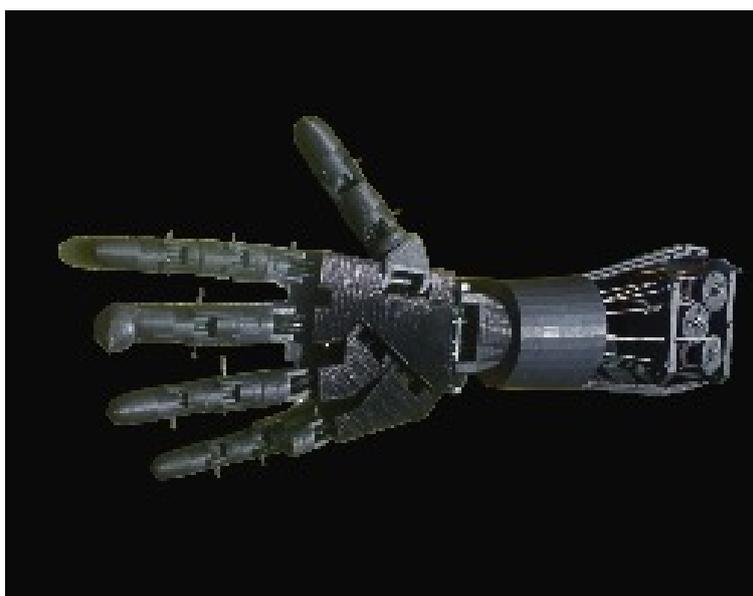


Figura 48. Apertura de la prótesis por sistema de control mioeléctrico, autor propio.

El diagrama mostrado muestra la distribución de los resultados logrados durante las evaluaciones efectuadas al sistema de control, ofreciendo una perspectiva nítida del rendimiento de este. Se demuestra que el 90 % de las pruebas resultaron exitosas, lo que subraya la elevada eficacia y estabilidad del sistema puesto en marcha en el marco de las condiciones operativas establecidas. Este alto índice de éxito evidencia que el sistema satisface las expectativas funcionales fijadas, corroborando tanto el diseño como la metodología empleada para su creación e implementación. En cambio, el 10 % de errores en las pruebas muestra áreas concretas que necesitan modificaciones para mejorar el rendimiento del sistema. Estos fallos podrían atribuirse a cambios en las condiciones de operación, tales como variaciones en las señales de entrada o restricciones en las señales de entrada los algoritmos de gestión. Un estudio exhaustivo de estos casos facilita la identificación de los elementos causantes y la priorización de mejoras en aspectos esenciales, como los algoritmos de control o los límites de activación. Este procedimiento no solo persigue rectificar las falencias identificadas, sino también potenciar la capacidad del sistema para adaptarse a situaciones más rigurosas, tal como se puede apreciar en la Figura 49.

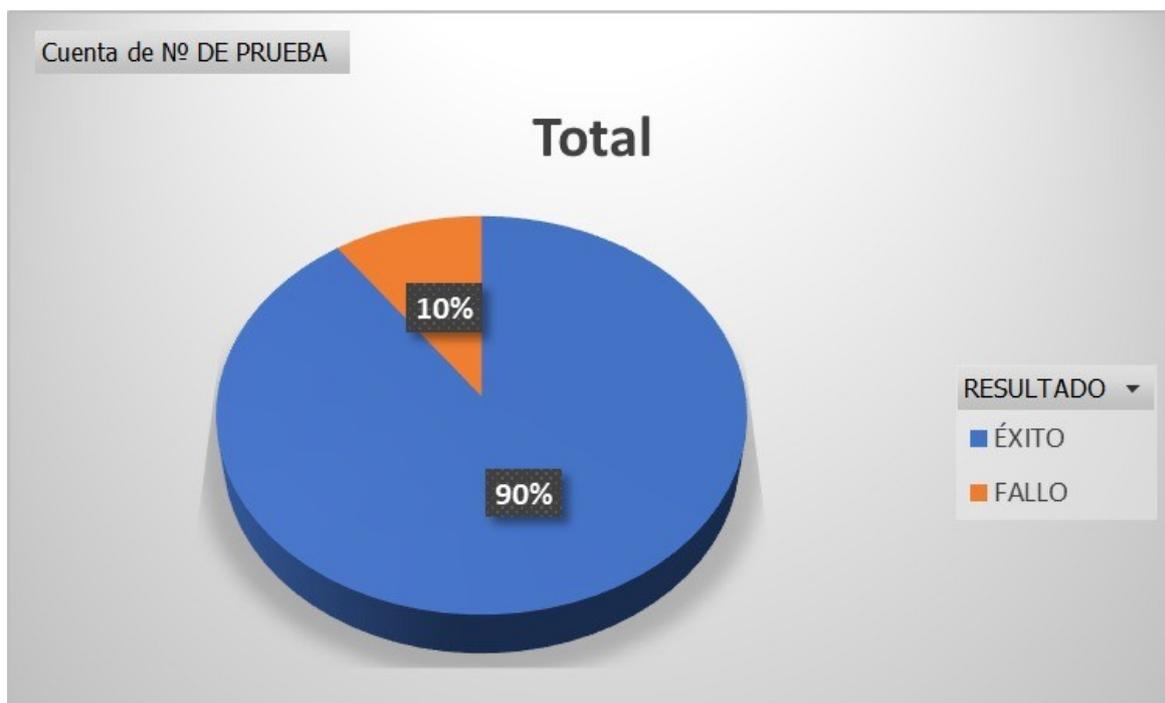


Figura 49. Estadística del sistema de control, autor propio.

El diagrama mostrado se refiere al estudio del tiempo de espera vinculado a un grupo de 50 pruebas de sujeción exitosas, ilustrado a través de una línea de tendencia para observar las variaciones en ese intervalo de tiempo. Los registros muestran un rango de 0.54 a 0.72 segundos, mostrando una dispersión moderada alrededor de un promedio cercano a 0.64 segundos. Esta conducta indica uniformidad en el rendimiento del sistema bajo condiciones reguladas. Además, los cambios notables en el período de espera pueden deberse a elementos intrínsecos al sistema de control, como la habilidad de procesamiento y la reacción mecánica de la prótesis. Estos hallazgos corroboran la estabilidad y efectividad del sistema puesto en marcha, respetando los parámetros fijados para un control eficaz en tiempo real se puede visualizar en la Figura 50.

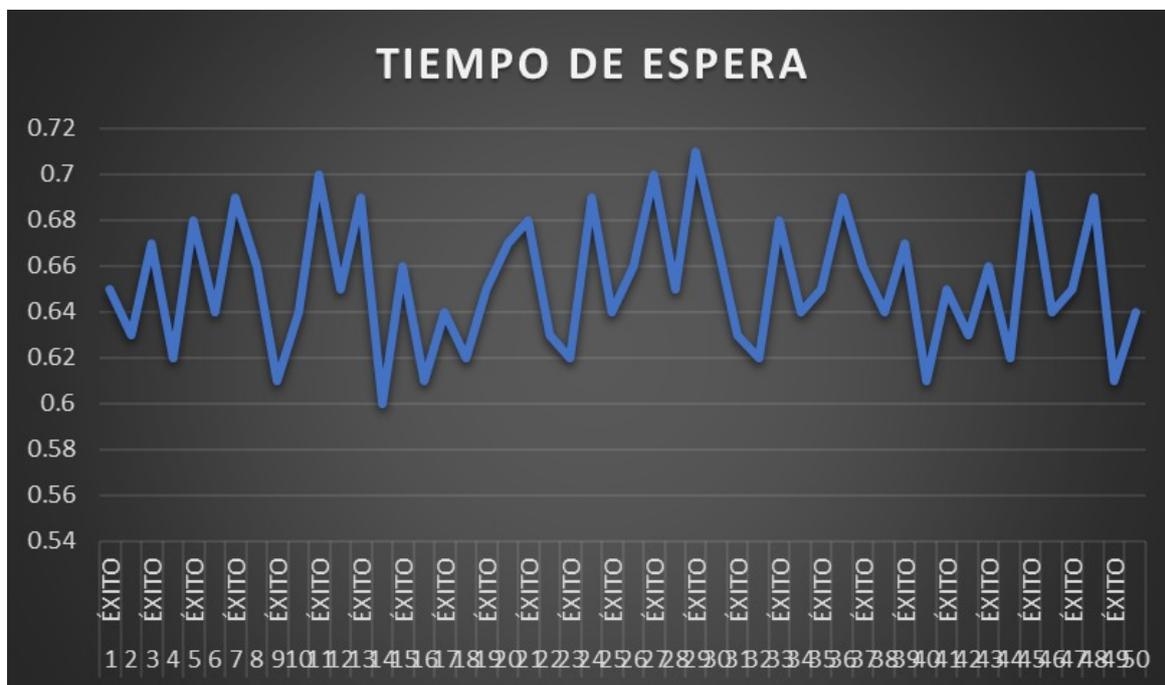


Figura 50. Estadística del sistema de control del tiempo de respuesta, autor propio.

El gráfico mostrado examina la relación actual de los participantes en la encuesta con la utilización de prótesis, segmentado en tres categorías principales. El 6.6 % de los encuestados indicó que actualmente utiliza una prótesis, lo que representa una minoría dentro de la muestra. Un 15.4 % señaló que no cuenta con una prótesis pero considera necesitar una, lo que refleja una necesidad insatisfecha dentro del grupo de participantes. Por otro lado, el porcentaje mayoritario, correspondiente al 77.9 %, afirmó tener un familiar o conocido que utiliza una prótesis, evidenciando que la mayoría tiene un contacto indirecto con el uso de estos dispositivos. Este último dato puede sugerir que, aunque el contacto directo con prótesis es limitado, la exposición a través de terceros es significativamente alta. En conjunto, estos resultados permiten observar una baja adopción personal de prótesis entre los encuestados, pero una percepción extendida de su utilidad o necesidad, ya sea en términos personales o a través, de redes cercanas. Además, la categoría del 15.4 % destaca un posible sector de la población que podría beneficiarse de mejoras en el acceso o desarrollo de estas tecnologías. Por último, este análisis subraya la importancia de entender no solo el uso directo de prótesis, sino también su impacto en círculos familiares y sociales, lo cual es relevante para evaluar la demanda potencial y el alcance de estas tecnologías en la sociedad se visualiza en la Figura 51.

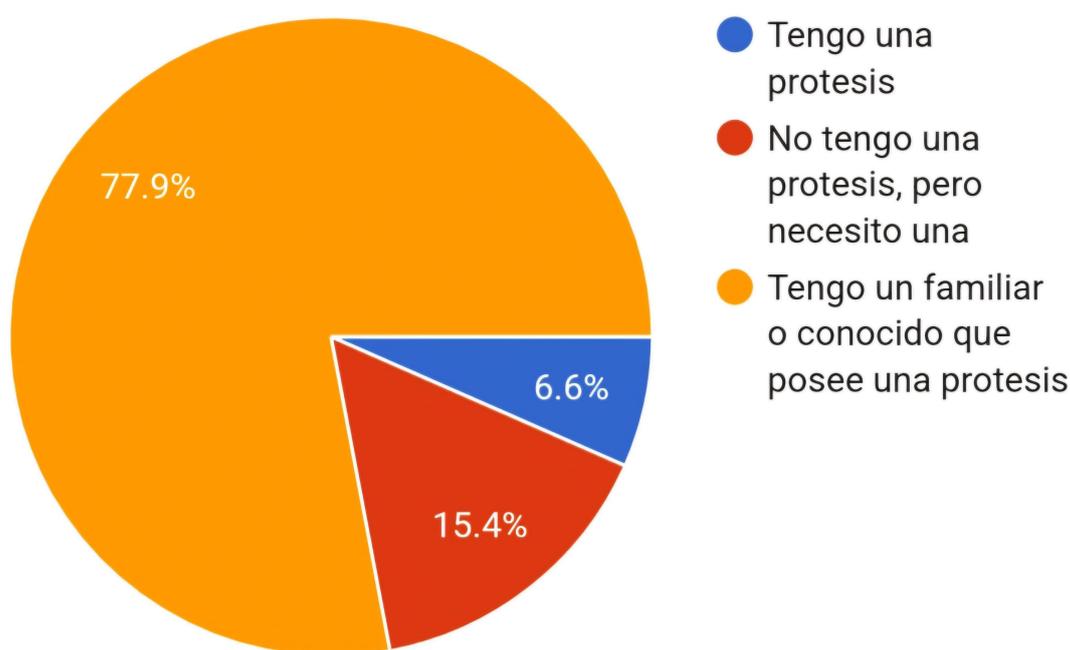


Figura 51. Relación con el uso de prótesis, autor propio.

La gráfica muestra el nivel de conocimiento de los encuestados sobre los sistemas basados en electromiografía para controlar prótesis. Los resultados indican que el 55.6 % de los participantes respondió que no ha oído hablar de estos sistemas, mientras que el 44.4 % afirmó que sí tiene conocimiento al respecto. Estos datos sugieren que más de la mitad de la muestra desconoce esta tecnología, lo que evidencia una limitada difusión o alcance de información acerca de los avances en el control de prótesis mediante señales electromiográficas. Este resultado subraya la necesidad de fortalecer las estrategias de divulgación científica y tecnológica en este campo para incrementar la sensibilización y el conocimiento de estas soluciones innovadoras, especialmente entre quienes podrían beneficiarse directamente de su implementación, se visualiza en la Figura 52.

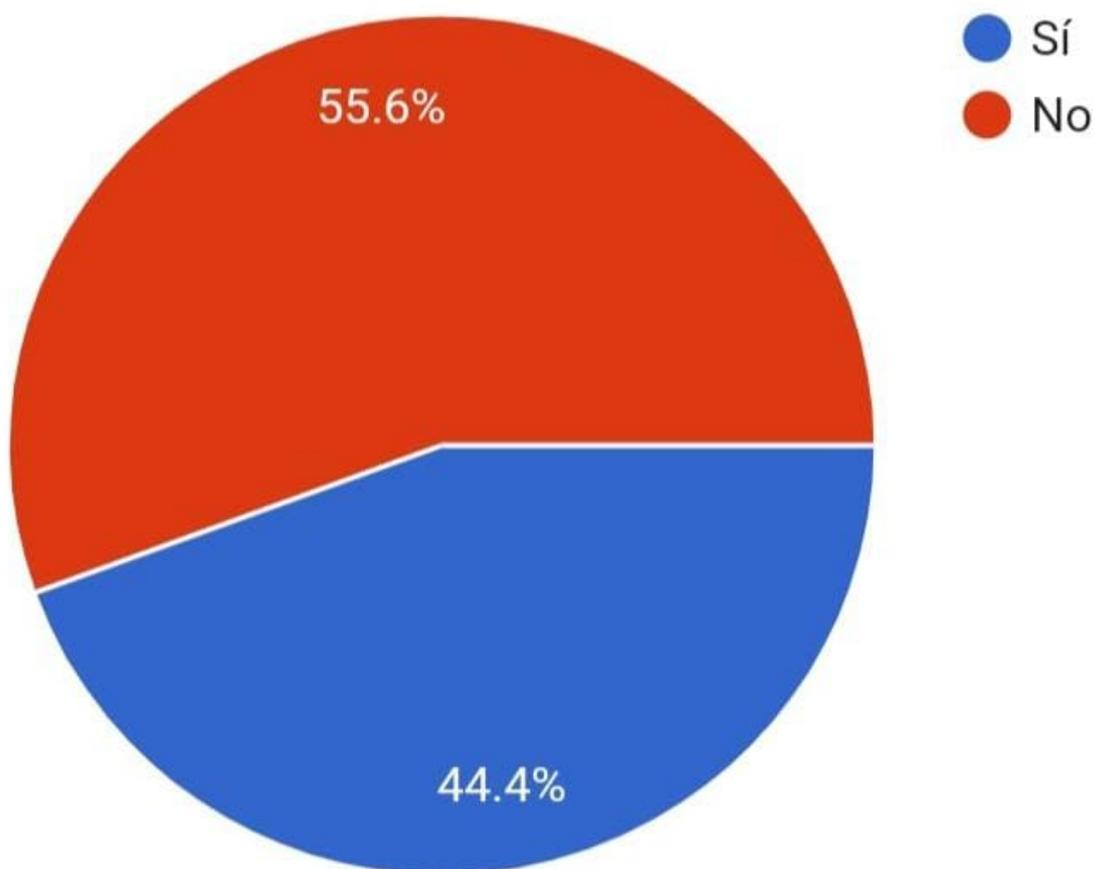


Figura 52. Conocimiento sobre sistemas basados en electromiografía, autor propio.

La gráfica analiza los tipos de prótesis utilizadas por los encuestados. Los datos indican que el 77.8% de los participantes utiliza prótesis pasivas, las cuales cumplen principalmente una función estética y no ofrecen movimiento funcional. Por otro lado, el 22.2% de los encuestados emplea prótesis de tipo cinemático o de tracción, las cuales funcionan mediante sistemas de cables comandados por movimientos corporales. Cabe destacar que ninguna persona reportó el uso de prótesis mioeléctricas, que emplean sensores musculares para su funcionamiento. Estos resultados sugieren que las prótesis pasivas predominan ampliamente entre los usuarios, mientras que las opciones funcionales, como las cinemáticas, tienen una menor representación. Además, la ausencia de prótesis mioeléctricas evidencia una posible brecha en el acceso a tecnologías más avanzadas, lo cual podría estar relacionado con factores como el costo, la falta de disponibilidad o el desconocimiento de ellas se puede visualizar en la Figura 53.

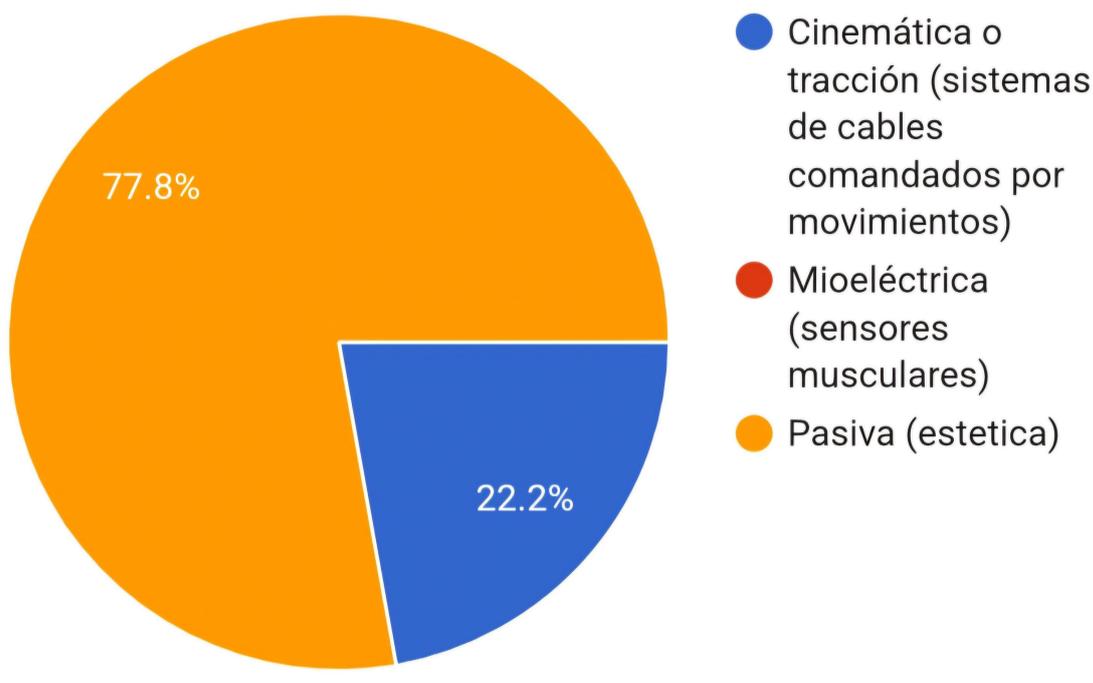


Figura 53. Conocimiento de tipos de prótesis, autor propio.

En la figura54 se muestra un gráfico de barras con los resultados obtenidos:

1. Ligereza y comodidad : 44 % del total
2. Personalización según tus necesidades: Ocupa y33,3 % .
3. Precisión en los movimientos :22,2 % .
4. Facilidad de uso y aprendizaje : 11,1 % .
5. Bajo costo de mantenimiento : 11,1 % .

Este análisis evidencia que los encuestados priorizan aspectos relacionados con la comodidad y la personalización en el diseño de una prótesis, mientras que factores como el costo de mantenimiento y la facilidad de uso resultan menos relevantes. La información obtenida ofrece un panorama claro de las preferencias para orientar el desarrollo y diseño de prótesis.

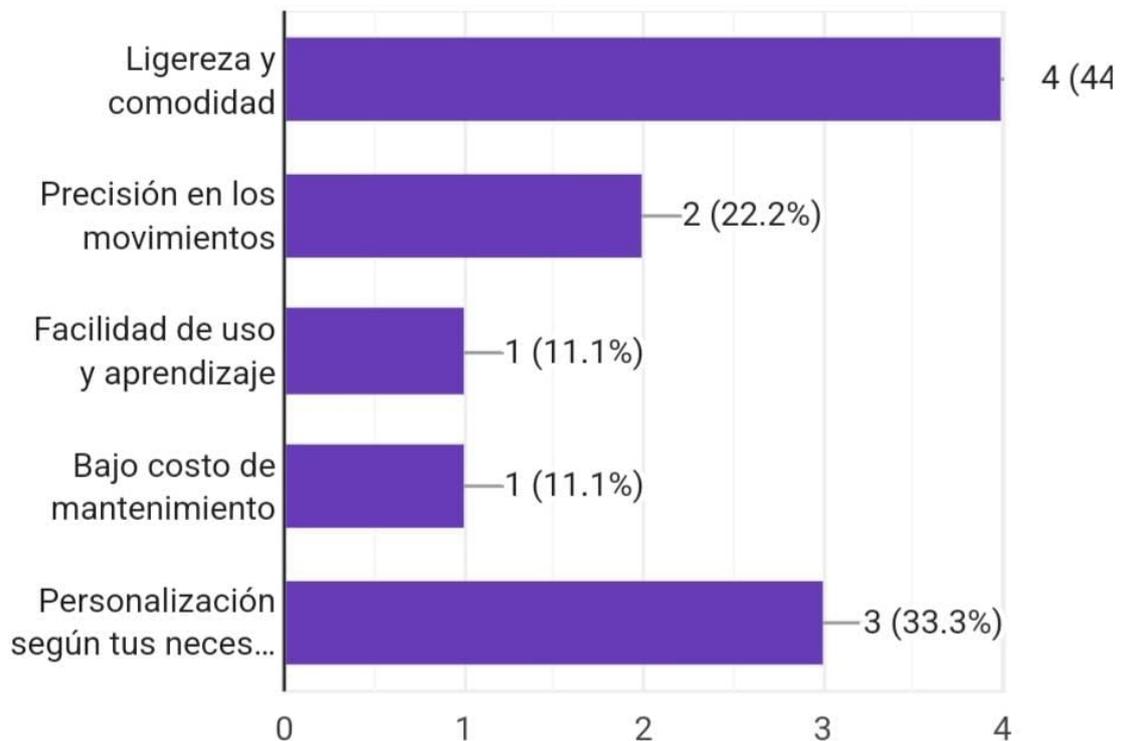


Figura 54. Características consideradas más importantes en una prótesis, según los resultados obtenidos de la encuesta, autor propio.

El gráfico está compuesto completamente por un sector de color azul, que representa la totalidad de las respuestas afirmativas, evidenciando una aceptación total del sistema evaluado. No hay presencia de sectores en color rojo, lo que indica la ausencia de respuestas negativas.

Este resultado destaca la percepción positiva de los encuestados hacia el sistema propuesto, considerando que contribuirá significativamente a mejorar la calidad de vida del usuario. La ausencia de respuestas negativas resalta una alta confianza y optimismo en la eficacia del sistema. Esta información es particularmente relevante, ya que sugiere un impacto potencial positivo del sistema en la vida de los usuarios, lo que podría reforzar su implementación o desarrollo futuro, se visualiza en la Figura 55.

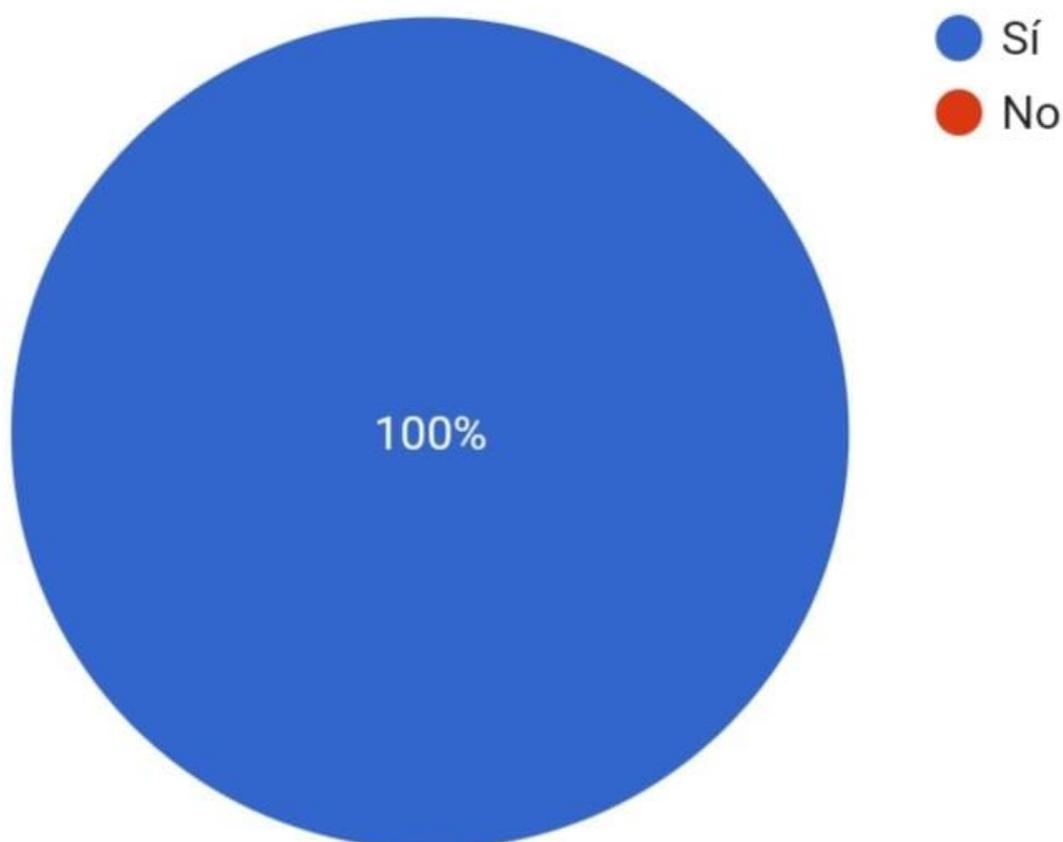


Figura 55. Gráfico que ilustra la percepción favorable del sistema, autor propio.

El gráfico refleja una distribución completamente concentrada en el valor más alto de la escala, sin dispersión entre las demás opciones. Esto evidencia una opinión uniforme entre los encuestados, destacando que la precisión en el movimiento de una prótesis es percibida como un factor crucial y prioritario para garantizar la funcionalidad y satisfacción del usuario final. Este resultado refuerza la necesidad de desarrollar prótesis con alta precisión en sus movimientos, dada su importancia percibida para la cálida. Además, la ausencia de respuestas en las categorías inferiores subraya la unanimidad de la muestra en torno a esta característica, lo que puede ser considerado un dato determinante en el diseño y validación de si se observa en la Figura 56.

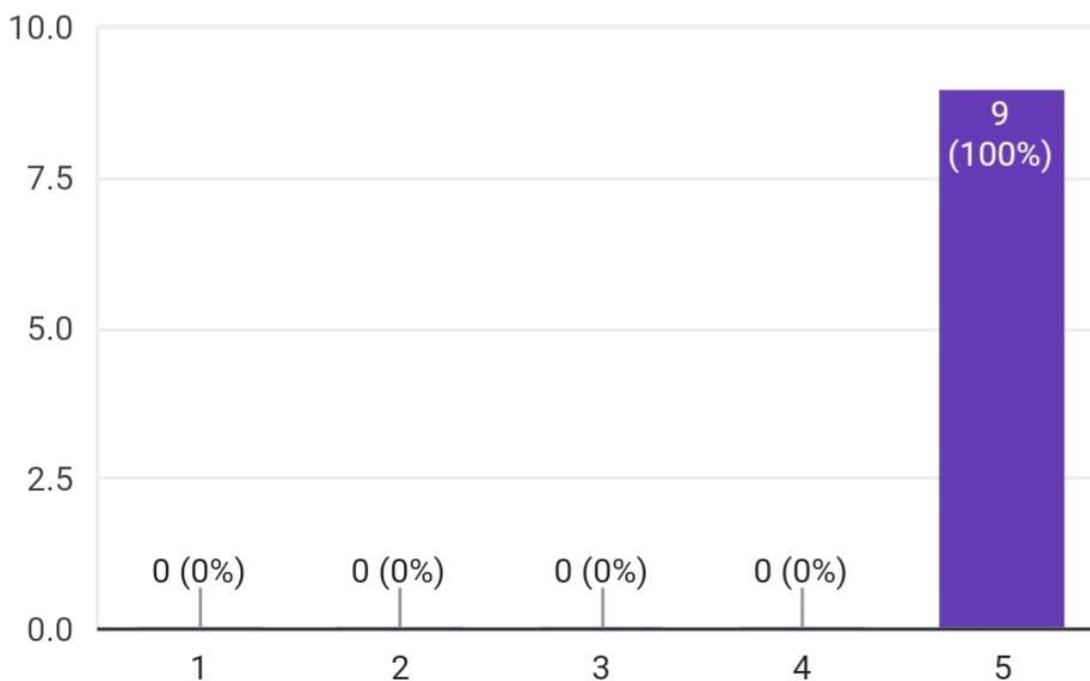


Figura 56. Evaluación de la precisión en el movimiento de una prótesis, autor propio.

La imagen muestra un gráfico circular que presenta los resultados de una encuesta sobre el conocimiento de los sistemas basados en electromiografía para controlar prótesis. La pregunta formulada fue: “¿Has oído hablar de los sistemas basados en electromiografía para controlar prótesis?”. Los datos se segmentan en dos categorías, representadas con colores: azul para las respuestas afirmativas (“Sí”) y rojo para las respuestas negativas (“No”).

De acuerdo con el gráfico, el 55,6 % de los encuestados indicó que no ha escuchado hablar sobre estos sistemas, mientras que el 44,4 % afirmó conocerlos. Esto refleja que, aunque existe un porcentaje significativo de personas con conocimiento sobre el tema, más de la mitad de los participantes no están familiarizados con este tipo de tecnología. El análisis de estos datos puede ser útil para identificar una posible falta de difusión sobre los avances tecnológicos relacionados con prótesis controladas por electromiografía, lo cual podría influir en la percepción y adopción de estas innovaciones se visualiza en la Figura 57.

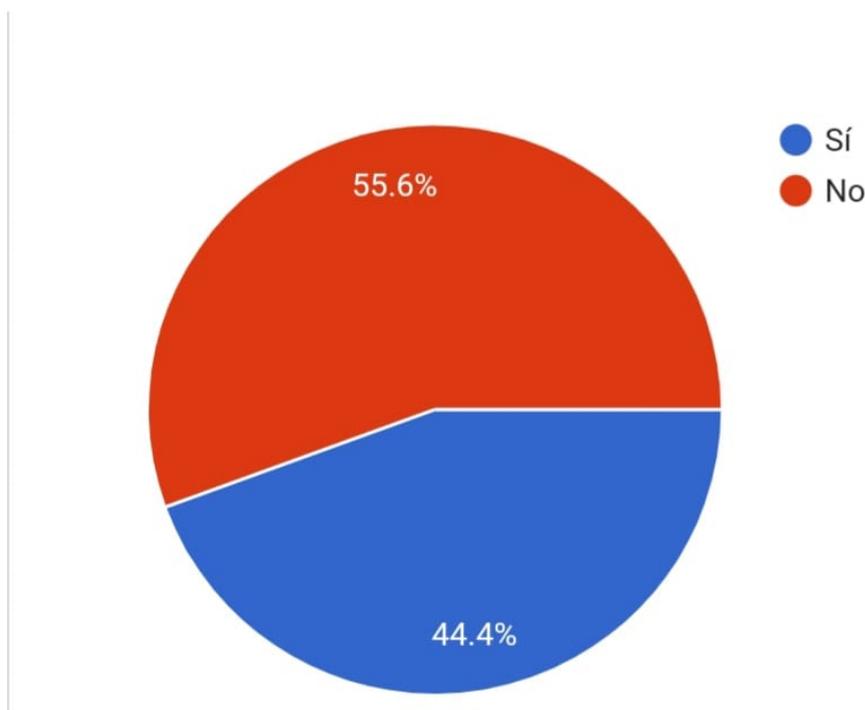


Figura 57. Resultados de la encuesta sobre el conocimiento de sistemas basados en electromiografía para el control de prótesis, autor propio.

La imagen presenta los resultados de una encuesta relacionada con el tipo de prótesis que los encuestados están buscando actualmente. La pregunta planteada fue: "¿Qué tipo de prótesis buscas actualmente?". Los datos se distribuyen en tres categorías, cada una representada con un color diferente: azul para prótesis cinemáticas o de tracción (sistemas de cables comandados por movimientos), rojo para prótesis mioeléctricas (basadas en sensores musculares) y naranja para prótesis pasivas (de carácter estético).

Según los resultados, un 37% de los participantes manifestó interés en prótesis mioeléctricas, mientras que otro 37% indicó preferencia por prótesis pasivas. Por otro lado, el 25,9% señaló que busca prótesis cinemáticas o de tracción. Estos datos sugieren que la demanda se distribuye de manera equitativa entre las opciones pasiva y mioeléctrica, con un interés ligeramente menor en los sistemas cinemáticos. Este análisis puede ser relevante para identificar tendencias en las necesidades de los usuarios y orientar el desarrollo de tecnologías específicas en el campo de las prótesis, se visualiza en la Figura 58.

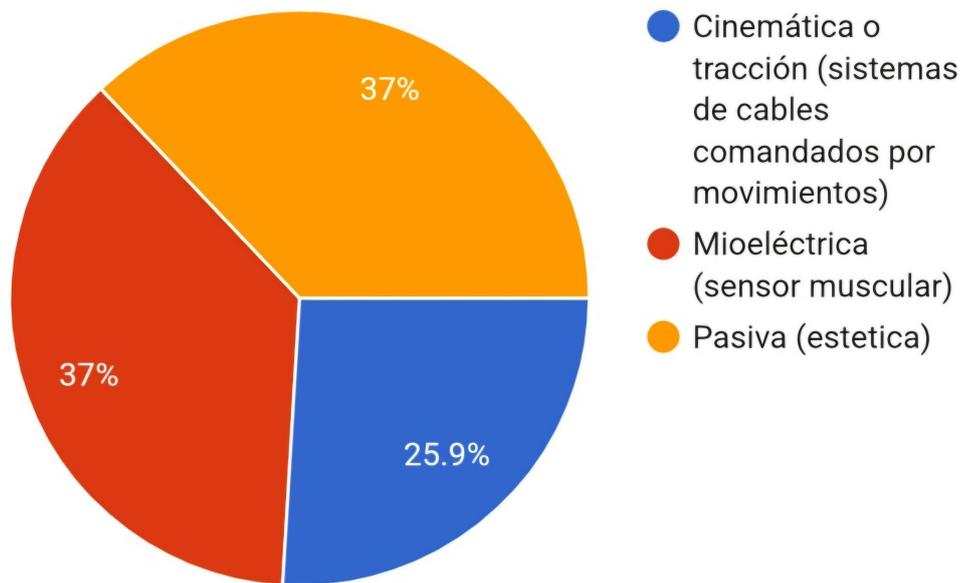


Figura 58. Preferencias de los encuestados sobre el tipo de prótesis buscada actualmente, autor propio.

El gráfico circular presentado refleja las respuestas a la pregunta: "¿Qué aspectos consideras más importantes para mejorar en una prótesis que podría usar tu familiar?". Los resultados muestran que el 33.6% de los encuestados prioriza la mayor precisión en el control de movimientos, siendo este el aspecto más valorado. En segundo lugar, el 27.3% considera fundamental la facilidad de uso y adaptación, destacando la importancia de un diseño intuitivo y adaptable. Un 24.2% dio prioridad a un diseño más accesible económicamente, lo que subraya la relevancia de la accesibilidad en la toma de decisiones. Por último, el 14.8% señaló la reducción de peso y mayor comodidad como una mejora clave, aunque con menor peso relativo. Este análisis evidencia que los aspectos funcionales y la accesibilidad económica son las principales preocupaciones, mientras que la comodidad y el peso son percibidos como menos críticos, pero aún significativos para algunos usuarios, se visualiza en la Figura 59.

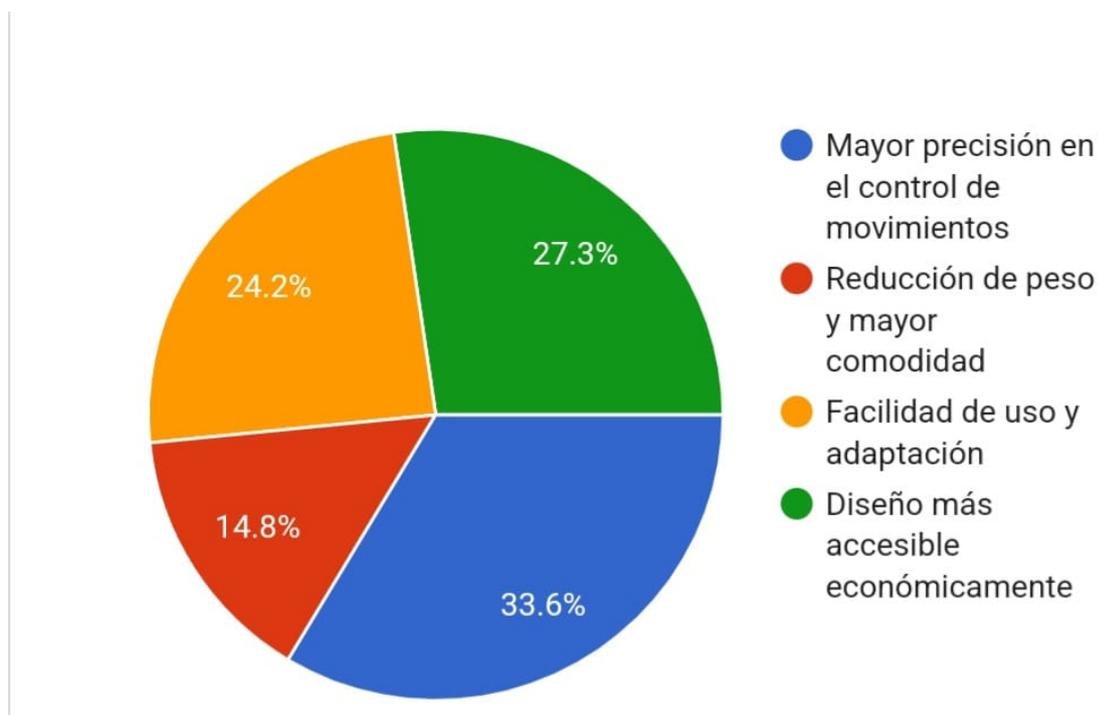


Figura 59. Distribución porcentual de las preferencias de los encuestados sobre los aspectos más importantes a mejorar en una prótesis, autor propio.

En la imagen se observa la representación gráfica de valores obtenidos del sensor de electromiografía (EMG) DLH-20200427-A cuando los músculos están en reposo. La visualización se realiza mediante el monitor serial del entorno de desarrollo Arduino, configurado para una velocidad de transmisión de 115.200 baudios. El gráfico muestra dos señales llamadas "Valor 1" y "Valor 2". El primero, en azul, muestra valores bajos cercanos a la línea base, lo que indica una baja actividad EMG en el músculo en reposo. Esto es consistente con la fisiología muscular, ya que en ausencia de contracciones voluntarias, la actividad bioeléctrica registrada es pequeña y está dentro del rango del ruido de fondo del sensor. Por otro lado, la señal "Valor 2", mostrada en naranja, mantiene un valor constante significativamente mayor. Esto corresponde a un valor de referencia fijo o a un valor de calibración del sistema (Esta señal representa el umbral) se muestra en la Figura 60.



Figura 60. Gráfica de las señales en reposo

A diferencia del estado de reposo analizado anteriormente, en este caso el valor registrado de la señal “valor 1” aumenta significativamente, alcanza un máximo alrededor de 320-330 unidades y luego comienza a disminuir gradualmente. Este comportamiento es característico de la activación muscular voluntaria, donde la amplitud de la señal EMG aumenta debido al reclutamiento de unidades motoras y la generación de potenciales de acción en las fibras musculares. La forma de las curvas sugiere un patrón de contracción seguido de relajación gradual, que puede estar relacionada con la flexión y posterior liberación de los músculos evaluados.

Por otro lado, la señal “valor 2” se mantuvo constante en aproximadamente 120 unidades, lo que indica que no mostró cambios significativos en respuesta a la activación muscular. Esto sugiere que la señal puede corresponder al umbral que no está directamente afectada por la actividad muscular. Estos resultados confirman la capacidad del sistema de adquisición para detectar de forma clara los cambios en la actividad muscular se puede visualizar en la Figura 61.



Figura 61. Gráfica de las señales en activación muscular

VIII. CRONOGRAMA

A continuación se muestra el cronograma de trabajo en la tabla III.

Tabla III
CRONOGRAMA

Actividades		2024-2025																			
		Oct.14-19	Oct.21/26	Oct.28-31	Nov. 4-9	Nov.11-16	Nov. 18-23	Nov. 25-30	Dic.1-6	Dic.8-13	Dic.16-20	Dic.26-30	Ene. 6-10	Ene.13-17	Ene. 20-24	Ene.27-31	Feb.1-7	Feb.10-15	Feb.17-22	Feb.23-25	
1	Impresión 3D	x																			
2	Unión de las partes		x																		
3	Compra de los sensores		x																		
4	Implementar los sensores en el prototipo			x																	
5	Compra del sensor (EMG)			x																	
6	Diseño del circuito en físico				x																
7	Diseño del circuito en el programa					x															
8	Calibración						x														
9	Desarrollo del código							x													
10	Funcionamiento en físico										x										
11	Pruebas											x									
12	Presentación																				x

IX. PRESUPUESTO

Nombre del elemento	Descripción	Cantidad	Valor
Sensor	EMG	1	90 \$
Microcontrolador	ESP32	1	15 \$
Servos	MG 996R	5	80 \$
Regulador	220 50V	1	9 \$
Impresión 3D	Antebrazo (piezas)	30	60 \$
Hilo nailon		1	1.5 \$
Piola		1	2 \$
Pernos		3	1.5 \$
Pernos		4	2.5 \$
Adaptador	12V	1	3 \$
Circuito	Tarjeta electrónica	1	100 \$
Sensor mioeléctrico	Tarjeta electrónica	1	30 \$
Impresión 3D	Una pieza	1	15 \$
SUBTOTAL PROTOTIPO			422 \$
Mano de obra			150 \$
Transporte			20 \$
Horas de trabajo			15 \$
SUBTOTAL COSTOS LOGÍSTICOS			185 \$
TOTAL			522 \$

Tabla IV
PRESUPUESTO DEL PROYECTO

X. CONCLUSIONES

El desarrollo de un sistema de adquisición y procesamiento de señales EMG basado en el microcontrolador ESP32 permitió la implementación exitosa de un método eficiente para controlar servomotores en una prótesis de extremidad superior. La integración del sensor EMG con el ESP32 facilitó la captura, el filtrado y el procesamiento en tiempo real de las señales musculares, logrando una respuesta rápida y precisa en los movimientos de la prótesis. Este proyecto demostró que el ESP32 es una herramienta versátil y potente para aplicaciones biomédicas, destacando por su capacidad para manejar múltiples tareas de procesamiento y comunicación de forma eficiente. Los resultados obtenidos confirman el potencial del sistema desarrollado para contribuir significativamente al diseño de prótesis más funcionales e intuitivas.

El código implementa un sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas (EMG) utilizando un microcontrolador ESP32, con filtros digitales y control de servomotores. Procesa señales EMG mediante la eliminación de ruido de línea (50/60 Hz), rectificación y suavizado utilizando un buffer de ciclo y un filtro de promedio móvil para calcular la envolvente de la señal. El sistema compara continuamente la señal procesada con un umbral predefinido, activando un LED indicador y moviendo servomotores a 180° si el valor supera dicho umbral. Si no, el LED se apaga y los servomotores regresan a 0° . Este enfoque asegura un control eficiente y adaptativo en tiempo real. La frecuencia de muestreo se mantiene estable mediante una gestión precisa del tiempo, garantizando la integridad del procesamiento. Este diseño modular y escalable es adecuado para aplicaciones como prótesis controladas por señales musculares, rehabilitación y sistemas de interfaz hombre-máquina. En síntesis, el código demuestra la viabilidad técnica de un sistema robusto de control basado en señales EMG, integrando procesamiento digital y actuadores en tiempo real, con potencial para futuras aplicaciones biomédicas.

El análisis de la velocidad de respuesta del sistema de control demuestra una alta consistencia y estabilidad en el tiempo de activación de los actuadores. Según las 50 pruebas realizadas, se obtuvo un tiempo promedio de respuesta de 0.65 segundos, con una variación mínima entre las mediciones, lo que evidencia un desempeño uniforme en el procesamiento de las señales electromiográficas (EMG). La baja dispersión en los tiempos de respuesta destaca la eficiencia del sistema en la interpretación de señales y el control de los actuadores, mostrando que los filtros digitales y el algoritmo de procesamiento implementados son adecuados para minimizar retardos. Esto es fundamental en aplicaciones donde la precisión y rapidez en la ejecución de movimientos son críticas. El sistema presentó una tasa de éxito del 90% , lo que valida su funcionalidad bajo condiciones de prueba continuas. Aunque el 10% restante representa posibles áreas de mejora, el desempeño logrado es robusto y cumple con los parámetros establecidos, permitiendo una respuesta funcional y estable en la mayoría de los casos. En conclusión, el sistema desarrollado cumple con el objetivo de ejecutar movimientos con un tiempo de respuesta óptimo, siendo aplicable a contextos como rehabilitación, prótesis controladas por señales musculares o interfaces hombre-máquina. Los resultados evidencian su capacidad para interpretar y responder eficientemente a las señales EMG, asegurando precisión, estabilidad y adaptabilidad en el control de movimientos.

XI. RECOMENDACIONES

Es recomendable ubicar el electrodo seco en la parte superior del bíceps, ya que esta posición permite obtener una lectura más precisa y consistente de la señal electromiográfica, optimizando así el desempeño del sistema de control.

Es necesario ajustar el umbral de activación del sistema según las características individuales del usuario, ya que dicho valor puede variar dependiendo de factores específicos de cada persona, lo que garantiza un funcionamiento óptimo y personalizado de la prótesis.

Se recomienda el uso de un gel conductor para mejorar la conductividad eléctrica entre la piel y los electrodos, lo que optimiza la captación de las señales electromiográficas y garantiza un funcionamiento más preciso del sistema de control.

REFERENCIAS

- [1] Ministerio de Salud Pública del Ecuador, *Ecuador registra calificadas 480.776 personas con discapacidad*. 2023. dirección: <https://www.salud.gob.ec/3-de-diciembre-dia-internacional-de-las-personas-con-discapacidad/>.
- [2] University of Rochester medical center, *Amputación*, 2024. dirección: <https://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?ContentTypeID=92&ContentID=P08292>.
- [3] Avilés y Gaibor, «Diseño e implementación de una prótesis robótica con señales EMG usando técnicas de Inteligencia Artificial,» Tesis doct., Escuela Superior Politécnica del Litoral, 2021, págs. 1-89. dirección: <http://www.dspace.espol.edu.ec/handle/123456789/54698>.
- [4] «Automatic Control of Prosthetic Socket Size for People With Transtibial Amputation: Implementation and Evaluation,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 68, n.º 1, págs. 36-46, 2021, ISSN: 15582531. DOI: 10.1109/TBME.2020.2992739.
- [5] CIDOP, *CIDOP*, 2024. dirección: https://cidoportopedia.com/2024/01/31/tipos-y-niveles-de-amputacion-para-miembro-superior/{\#}Amputacion{_}Parcial{_}de{_}Mano.
- [6] «Prognostic factors of a satisfactory functional result in patients with unilateral amputations of the upper limb above the wrist that use an upper limb prosthesis,» *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)*, vol. 59, n.º 5, págs. 343-347, 2015, ISSN: 19888856. DOI: 10.1016/j.recote.2015.07.003. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/j.recote.2015.07.003>.
- [7] E. Vázquez, *LOS AMPUTADOS Y SU REHABILITACIÓN UN RETO PARA EL ESTADO*, E. Vázquez, ed. Mexico D.F, 2016, pág. 134, ISBN: 978-607-443-623-5. dirección: https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas{_}publicaciones/Rehabilitacion.pdf.
- [8] KENYA BUREAU OF STANDARDS, «Kenya Standard — Prosthesis — Specification,» n.º October, pág. 19, 2017.
- [9] J. A. Vargas-bustos y G. Urriolagoitia-sosa, «PSICOLOGÍA E INGENIERÍA : BIÓNICA , ROBÓTICA E INTELIGENCIA ARTIFICIAL Vargas-Bustos , Juan Antonio Urriolagoitia-Sosa Guillermo,» *Ciencia y Tecnología Interconductual (CTI)*, n.º 1, 2018.
- [10] X. Zhou, Z. Du, C. Li, H. Zhang, X. Zhang y J. Hu, «Empirical Research of sports Assisted EMG Mechanical Bionic Prosthesis,» *Proceedings - 2021 International Conference on Health Big Data and Smart Sports, HBDSS 2021*, págs. 130-136, 2021. DOI: 10.1109/HBDSS54392.2021.00034.
- [11] B. Téllez Bautista, «Estudio y prototipado de brazo robótico para personas con amputaciones y diseño de campaña de concienciación,» Tesis doct., Universidad de Valladolid, 2021, pág. 126.
- [12] J. Manuel, D. González, P. R. Murillo, I. Flores Luna y A. J. Mendoza, «Robótica Y Prótesis Inteligentes,» vol. Volumen 6, n.º 1, pág. 15, 2004.
- [13] L. R. Pérez, «Diseño e integración de un sistema de realimentación para una maqueta bola y barra e implementación de estrategias de control,» 2018.
- [14] UNAM, *UNAM crea prótesis robótica para la mano*, 2016. dirección: <https://www.fundacionunam.org.mx/unam-al-dia/unam-crea-protesis-robotica-para-la-mano/>.
- [15] PREMICARE LLC, *Redescubra su potencial: Prótesis de miembro superior para amputados de hombro*, 2024. dirección: <https://primecareprosthetics.com/es/prosthetics/shoulder-disarticulation-forequarter>.
- [16] S. A. Ionescu y M. S. Poboroniuc, «3D Printed Upper Limb Prosthesis Controlled by the Healthy Hand,» *2023 International Conference on Electromechanical and Energy Systems, SIELMEN 2023 - Proceedings*, págs. 1-6, 2023. DOI: 10.1109/SIELMEN59038.2023.10290748.
- [17] MI PRÓTESIS.MX, *Prótesis de Brazo Robótico*, 2024. dirección: <https://miptesis.mx/blog/protesis-de-brazo-robotico/>.
- [18] ORTOPEdia NATAL, *Prótesis estéticas*, 2024. dirección: <https://ortopedianatal.com/protesis/protesis-de-miembro-superior/protesis-de-miembro-superior-esteticas/>.
- [19] H. Williams, A. W. Shehata, M. Dawson, E. Scheme, J. Hebert y P. Pilarski, «Recurrent Convolutional Neural Networks as an Approach to Position-Aware Myoelectric Prosthesis Control,» *IEEE Transactions on*

- Biomedical Engineering*, vol. 69, n.º 7, págs. 2243-2255, 2022, ISSN: 15582531. DOI: 10.1109/TBME.2022.3140269.
- [20] P4H Bionics, *P4H Bionics*, 2020. dirección: <https://x.com/PBionics/status/1228505198118617089>.
- [21] M. Eura, H. Harada, Y. Ohbuchi y T. Yamaguchi, «Motion analysis of arm by use of myoelectric signal.» *ICCAS-SICE 2009 - ICROS-SICE International Joint Conference 2009, Proceedings*, págs. 2023-2027, 2009.
- [22] M. Witczak, A. Majkowski y M. Kolodziej, «Implementation of EMG Signals for Hand Prosthesis Control.» *2024 25th International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE)*, págs. 1-4, 2024. DOI: 10.1109/CPEE64152.2024.10720407.
- [23] M. Arias-Montiel, A. Martínez-Miguel, E. Lugo-González, R. Miranda-Luna y R. Tapia-Herrera, «Prototype of robotic hand controlled by electromyographic signals with a commercial device.» *Computacion y Sistemas*, vol. 25, n.º 2, págs. 307-315, 2021, ISSN: 20079737. DOI: 10.13053/CyS-25-2-3464.
- [24] Y. Liu, S. Member, X. Zhang y H. Zhao, «Neuro-Musculoskeletal Modeling for Online Estimation of Continuous Wrist Movements from Motor Unit Activities.» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 32, págs. 3804-3814, 2024. DOI: 10.1109/TNSRE.2024.3477607.
- [25] Spes Medica S.p.A., *IOM / Electrodo de Agujas*, 2024. dirección: <https://www.spesmedica.com/es/iom/electrodo-de-agujas/>.
- [26] S. Y. Jung, S. K. Kang e I. Moon, «Design of biomimetic hand prosthesis with tendon-driven five fingers.» *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob 2008*, págs. 895-900, 2008. DOI: 10.1109/BIOROB.2008.4762803.
- [27] Z. Xiao, J. Ye, H. Shen, S. Deng, H. Zhu y H. Xiao, «Analysis of Digital Filtering Design Based on Surface EMG Signals.» *2023 IEEE 3rd International Conference on Electronic Communications, Internet of Things and Big Data, ICEIB 2023*, págs. 542-546, 2023. DOI: 10.1109/ICEIB57887.2023.10170168.
- [28] M. S. Ummah, *Fundamentos de circuitos eléctricos*. 2019, vol. 11, págs. 1-14, ISBN: 9788578110796. arXiv: arXiv:1011.1669v3. dirección: <http://scioteca.caf.com/bitstream/handle/123456789/1091/RED2017-Eng-8ene.pdf?sequence=12&isAllowed=y%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.regsciurbeco.2008.06.005%0Ahttps://www.researchgate.net/publication/305320484%0ASISTEM%0APEMBETUNGAN%0ATERPUSAT%0ASTRATEGI%0AMELESTARI>.
- [29] M. Boyer, L. Bouyer, J. S. Roy y A. Campeau-Lecours, «Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review.» *Sensors*, vol. 23, n.º 6, págs. 1-29, 2023, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s23062927.
- [30] V. Selvaraju, P. A. Karthick y R. Swaminathan, «Analysis of frequency bands of uterine electromyography signals for the detection of preterm birth.» *Public Health and Informatics: Proceedings of MIE 2021*, págs. 283-287, 2021. DOI: 10.3233/SHTI210165.
- [31] L. Espressif Systems (Shanghai) CO., *ESP32-DevKitC*, 2024. dirección: <https://docs.espressif.com/projects/esp-dev-kits/en/latest/esp32/esp32-devkitc/index.html>.
- [32] SÍCHIRAY, «Dry Electrode muscle electrical control steering gear.» inf. téc., 2023.
- [33] Alldatasheet, «MG996RHigh Torque Metal Gear Dual Ball Bearing Servo.» inf. téc., 2024.
- [34] Tinycircuits, «Lithium Ion Cell 18650 2500mAh Battery Datasheet.» inf. téc. July 2022, 2020, págs. 1-10.
- [35] I. Gibson, D. Rosen, B. Stucker y M. Khorasani, *Additive Manufacturing Technologies*, Third Edition. Springer, 2021, págs. 1-685.

ANEXO A PLANOS

Planos del diseño de la placa:

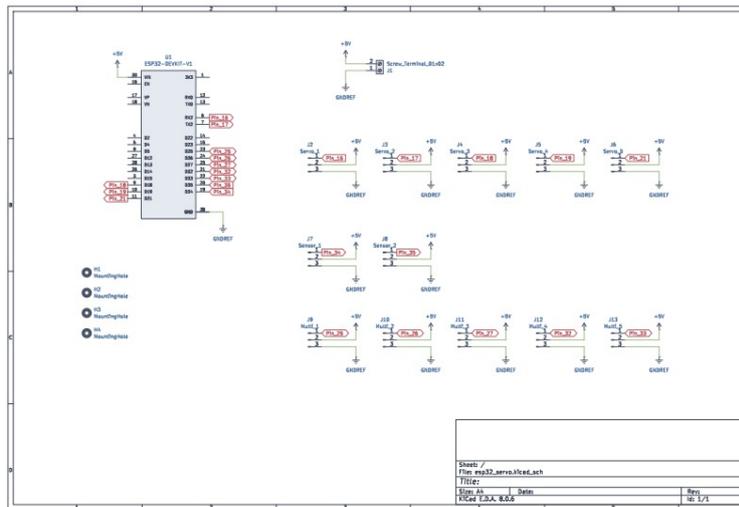


Figura 62. Diseño esquemático, autor propio

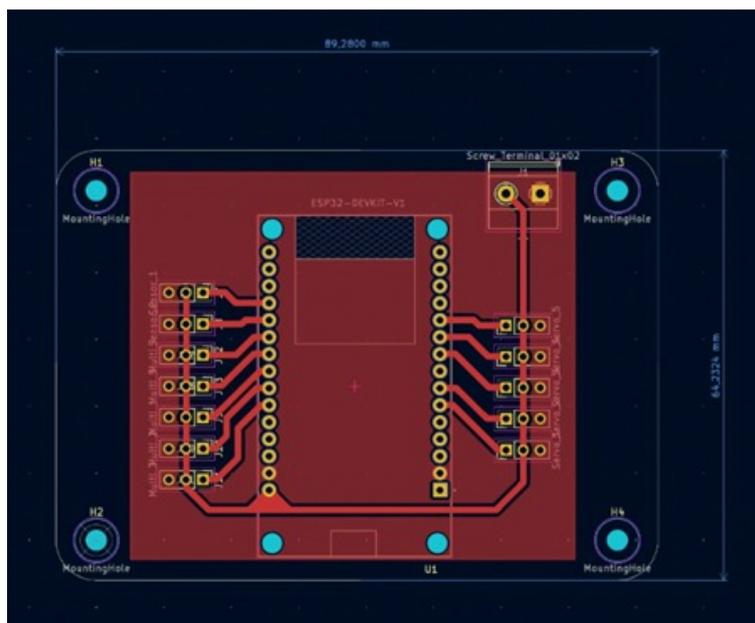


Figura 63. Diseño final de la placa PCB, autor propio

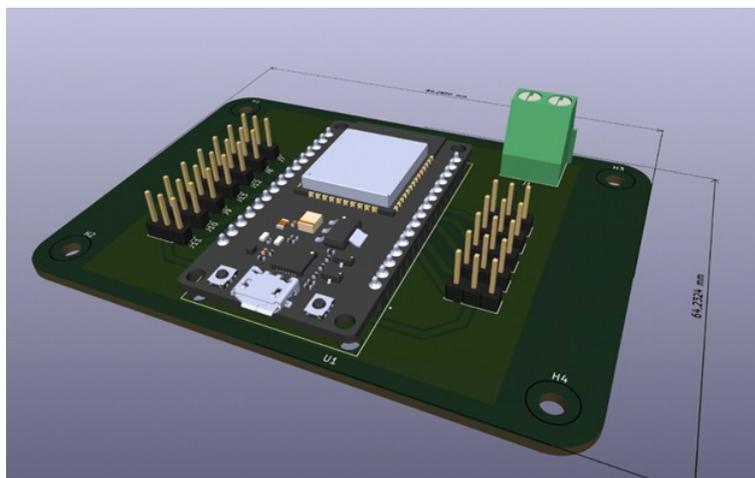


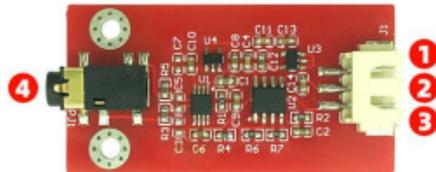
Figura 64. Diseño de modelo en 3D de la placa, autor propio

- supply Voltage: +3.3V ~ 5.5V
- output voltage: 0~3.0V
- detection range: +/-1.5MV
- electrode interface: PJ-342
- module interface: XH2.54 -3P
- output range: 0~3.0V
- operating temperature: 0 ~ 50°C
- board size: 25*48mm

Figura 65. Sensor mioeléctrico o electrodo seco

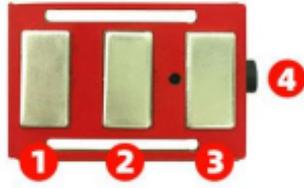
- electrode interface: PJ-342
- electrode line length: 50cm
- board size: 23*35mm

Figura 66. Placa guía de electrodo seco



- 1 --> power input negative pole
- 2 --> power input positive pole (3.3~5.5V)
- 3 --> analog signal output (0~3.0V)
- 4 --> PJ-342 dry electrode interface

Figura 67. Descripción del sensor mioeléctrico



- 1 --> DRY electrode DRY+
- 2 --> Reference electrode GND
- 3 --> DRY electrode dry --
- 4 --> PJ-342 Dry electrode port

Figura 68. Guía de la placa

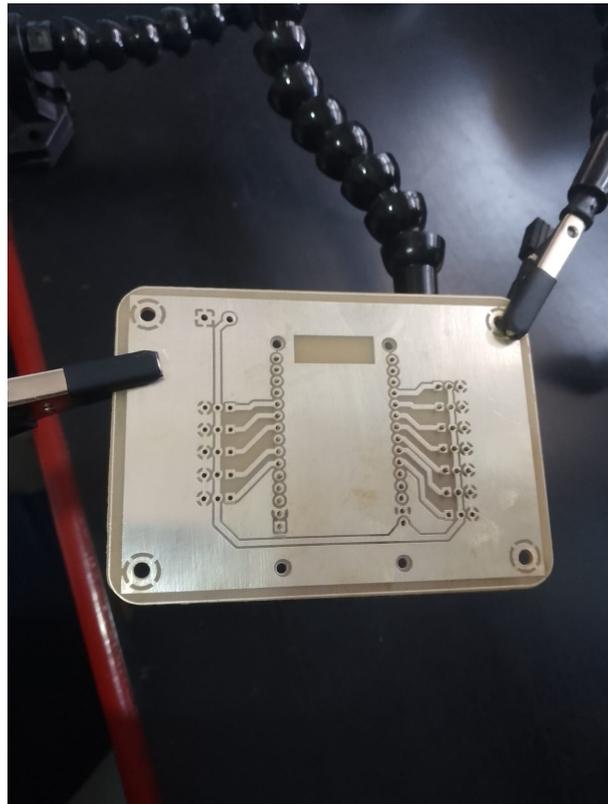


Figura 69. Impresión de placa PCB



Figura 70. Soldar los componentes en la placa

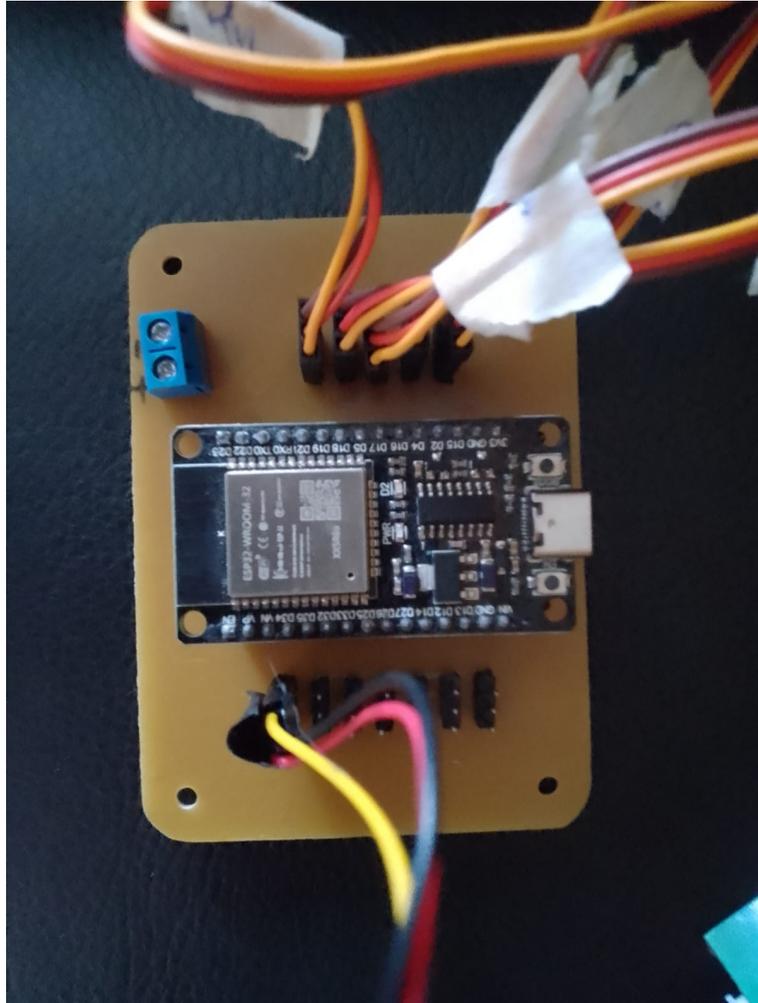


Figura 71. Conexiones de los servos y el sensor a la placa