**PONTIFICIA UNIVERSIDAD**
**CATÓLICA DEL PERÚ**

**Escuela de Posgrado**

# DISEÑO DE UN SISTEMA DE CONTROL EMBEBIDO PARA PRÓTESIS TRANSRADIAL FUNCIONAL

**Tesis para obtener el grado académico de Maestro en Ingeniería Biomédica que presenta:**

**Magno Parra Farfán**

Asesor:

**Dante Angel Elias Giordano**

Lima, 2024

**Informe de Similitud**

Yo, Dante Angel Elias Giordano, docente de la Escuela de Posgrado de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada DISEÑO DE UN SISTEMA DE CONTROL EMBEBIDO PARA PRÓTESIS TRANSRADIAL FUNCIONAL, del autor Magno Parra Farfán, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 24%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 20/11/2024.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 20 de noviembre de 2024

<table>
<tr><td colspan="2">Apellidos y nombres del asesor: Elias Giordano, Dante Angel</td></tr>
<tr><td>DNI: 10142907</td><td rowspan="2">Firma </td></tr>
<tr><td>ORCID: https://orcid.org/0000-0001-5920-9608</td></tr>
</table>

Explicación sobre el índice de puntuación de similitud de 24%:

- Citación de la bibliografía según APA. La lista de referencias bibliográficas es extensa, y la forma de citar es universal.
- Presencia de frases típicas o usuales que se usan en la redacción de las tesis y documentos similares, tanto en la PUCP como en otras universidades.
- Definiciones de conceptos que son universales y se encuentran en todos los libros
- Similitudes con tesis desarrolladas en la PUCP como parte de la línea de investigación en prótesis de miembro superior, las que son desarrolladas por grupo de investigación GIRAB-PUCP: Esta tesis también es parte de un proyecto de este grupo.
- Similitud en textos de la carátula e hojas protocolares en el índice de contenido.

*Dedico esta tesis a mis padres, quienes han sido mis modelos tanto en lo personal como en lo profesional, enseñándome con su ejemplo el valor del esfuerzo, la dedicación y la perseverancia. A mi madre y a mi padre, cuyo amor incondicional y apoyo constante me han permitido crecer y alcanzar mis sueños.*

*También a mi hermana, quien, junto a mis padres, ha sido una fuente constante de apoyo, amor y motivación. Gracias a ella, a su comprensión y al aliento de toda mi familia, pude llegar hasta aquí, impulsándome siempre a alcanzar nuevas alturas en mi vida profesional.*

*Esta tesis es un reflejo del amor y sacrificio de cada uno de ustedes.*

## AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento al Programa Nacional de Investigación Científica y Estudios Avanzados (PROCIENCIA) del Consejo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (CONCYTEC) por financiar esta tesis a través del proyecto PE501079967-2022-PROCIENCIA, titulado "Desarrollo e implementación de una prótesis de miembro superior no invasiva con reconocimiento de gestos mediante algoritmos de inteligencia artificial". Su apoyo ha sido fundamental para el desarrollo de este trabajo.

Agradezco profundamente a mi asesor, el Dr. Dante Ángel Elías Giordano, por su constante guía, conocimiento y apoyo durante todo el proceso de investigación. Su experiencia y sabiduría han sido cruciales para llevar a cabo este proyecto de manera exitosa.

Asimismo, quiero agradecer a los miembros del laboratorio LIBRA-PUCP por crear un ambiente de trabajo amigable, inspirador y colaborativo, donde siempre encontré motivación y apoyo para continuar con la tesis.

A todos ustedes, muchas gracias por su valiosa contribución y por hacer posible este logro.

## RESUMEN

Este trabajo presenta el desarrollo de un sistema de control electrónico inteligente embebido en una prótesis transradial para miembro superior, utilizando señales de electromiografía en tiempo real obtenidas del brazo del usuario. La prótesis se destaca por su facilidad de uso, permitiendo realizar diversas tareas cotidianas a través de gestos de la mano protésica, adaptándose a las características particulares de la amputación.

El sistema de control inteligente emplea componentes capaces de ejecutar un algoritmo de inteligencia artificial, denominado PUCP-IArm, cumpliendo con los requisitos de memoria, potencia y velocidad de procesamiento. Se utiliza un módulo Raspberry Pi Zero 2 W para procesar las señales electromiográficas mediante el algoritmo PUCP-IArm, y una tarjeta electrónica diseñada específicamente para regular el voltaje y controlar los actuadores a través de un microprocesador. Los componentes electrónicos, con un peso total de 42 gramos y dimensiones de 7 cm x 4.6 cm x 3 cm, se integran fácilmente en la prótesis.

El movimiento de la prótesis se basa en la captura de señales electromiográficas del brazo del usuario, que el algoritmo PUCP-IArm procesa para identificar los movimientos deseados de la mano. Este algoritmo se desarrolló utilizando datos de voluntarios con amputaciones de miembro superior, lo que lo distingue de otros proyectos que utilizan datos de personas sin amputaciones. Todo el trabajo con los voluntarios siguió los protocolos aprobados por el Comité de Ética de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

El sistema de control inteligente es seguro y eficiente, con un tiempo de respuesta en tiempo real de menos de 0.4 segundos entre las acciones del usuario y la respuesta de la prótesis. Los componentes están integrados en la prótesis y son alimentados por una batería portátil que se sujeta al brazo del usuario. El diseño es ajustable y adaptable a otros modelos de prótesis, lo que facilita el desarrollo de dispositivos funcionales e independientes.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

Pág.
DEDICATORIA ..... i
AGRADECIMIENTOS ..... ii
RESUMEN ..... iii
INDICE DE CONTENIDO ..... iv
ÍNDICE DE TABLAS ..... vi
ÍNDICE DE FIGURAS ..... vii
LISTA DE SÍMBOLOS ..... ix
INTRODUCCIÓN ..... 1
I. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE ..... 3
1.1 Problemática ..... 3
1.1.1 Entorno Social ..... 4
1.1.2 Declaración de la Problemática ..... 4
1.2 Anatomía de la Mano y Dedos ..... 5
1.2.1 Movimientos de los Dedos ..... 6
1.2.2 Músculos Encargados del Movimiento de la Mano ..... 7
1.3 Amputación de Miembro Superior ..... 9
1.3.1 Niveles de Amputación en Miembro Superior ..... 10
1.3.2 Tipos de Amputación por Causa ..... 11
1.4 Prótesis de Miembro Superior ..... 11
1.4.1 Prótesis Pasiva o Cosmética ..... 12
1.4.2 Prótesis Funcional ..... 13
1.5 Métodos de Control de Prótesis Funcionales ..... 20
1.5.1 Electromiografía (EMG) ..... 20
1.5.2 Tomografía por Impedancia Eléctrica ..... 22
1.5.3 Espectroscopía del infrarrojo cercano ..... 23
1.6 Estrategias de Control con EMG ..... 24
1.6.1 Control por Reconocimiento de Patrones ..... 24
1.6.2 Clasificadores y Vectores de Características para EMG ..... 29
1.7 Adherencia a la Prótesis ..... 31
1.7.1 Prescripción de la Prótesis ..... 31
1.8 Discusión de la Problemática ..... 32
II. DISEÑO CONCEPTUAL DEL SISTEMA DE CONTROL ..... 35
2.1 Consideraciones Preliminares ..... 34
2.2 Requerimientos del Sistema ..... 37
2.2.1 Requerimientos Biomecánicos ..... 38
2.2.2 Requerimientos Mecánicos ..... 39
2.2.3 Requerimientos Electrónicos ..... 39

2.2.4 Requerimientos de Control ..... 40
2.3 Estructura de Funciones ..... 41
2.3.1 Diagrama de Funciones ..... 42
2.4 Propuesta de Solución ..... 42
2.4.1 Diseño Analógico ..... 42
2.4.2 Sensor EMG ..... 45
2.4.3 Muestreo y Segmentación de la Señal EMG ..... 47
2.4.4 Procesamiento de la Señal EMG ..... 48
2.5 Selección de Propuestas y Tecnologías ..... 51
III. DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL ..... 54
3.1 Gestos de la Mano Protésica ..... 54
3.2 Procesamiento de Señal EMG ..... 56
3.3 Implementación del Algoritmo PUCP-IArm en un Módulo de Prueba ..... 57
3.4 Diseño de sistema de control ..... 59
3.4.1 Máquina de Estados ..... 60
3.5 Diseño de Arquitectura Electrónica ..... 61
3.5.1 Limitaciones de Espacio en la Prótesis ..... 62
3.5.2 Diseño de Esquemático ..... 63
3.5.3 Consideraciones para el Diseño de la PCB ..... 63
3.5.4 Diseño de la PCB ..... 65
3.6 Evaluación de Resultados ..... 65
IV. VALIDACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL ..... 67
4.1 Sistema Diseñado ..... 67
4.2 Pruebas de Sistema Embebido ..... 68
4.2.1 Caracterización de la Prótesis ..... 68
4.2.2 Pruebas con Sensor EMG en Tiempo Real ..... 69
4.2.3 Implementación de Etapa de Control en Equipo Embebido ..... 70
4.3 Pruebas y Resultados ..... 71
4.3.1 Pruebas de Algoritmo PUCP-IArm en Tiempo Real ..... 71
4.3.2 Pruebas con Placa de Circuito Impreso ..... 72
4.3.3 Pruebas Finales con Sistema Embebido ..... 73
4.4 Evaluación de Resultados ..... 74

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES ..... 77
CONCLUSIONES ..... 78
BIBLIOGRAFÍA ..... 80
ANEXOS ..... Anexo Pag. 1
Anexo A: Esquemático del Circuito Desarrollado ..... Anexo Pag. 2

# ÍNDICE DE TABLAS

Pág.
Tabla 3.1: Exactitud de las diferentes versiones del algoritmo ..... 58
Tabla 3.2: Tiempos Promedio de Procesamiento de algoritmos ..... 59
Tabla 3.3: Consumo de energía del sistema por hora ..... 66
Tabla 4.1: Ángulos de trabajo de Servomotores ..... 68
Tabla 4.2: Tiempo de Procesamiento Algoritmo PUCP-IArm vs. Tiempo de Actualización de Lista de Datos EMG ..... 72
Tabla 4.3: Tamaños y Pesos ..... 73
Tabla 4.4: Tiempos de Sistema de Control ..... 74

# ÍNDICE DE FIGURAS

Pág.

Figura 1.1: Movimiento de flexión y extensión de los dedos de la mano. ..... 6
Figura 1.2: Movimiento de aducción y abducción del pulgar. ..... 6
Figura 1.3: Músculo Flexor común profundo, superficial ..... 7
Figura 1.4: Músculo Extensor (a) común de dedos, (b) corto de pulgar, (c) largo de pulgar .. 8
Figura 1.5: Músculo Flexor largo del pulgar ..... 8
Figura 1.6: Músculo Abductor largo del pulgar y Abductor corto del pulgar ..... 9
Figura 1.7: Niveles de Amputación en Miembro Superior ..... 10
Figura 1.8: 'Hook' Modelo 5X. Desarrollado por Hosmer Dorrance Corporation. ..... 12
Figura 1.9: Prótesis Cosmética. ..... 12
Figura 1.10: Prótesis Mecánica ..... 13
Figura 1.11: Prótesis Eléctrica. Desarrollada por Otto Bock. ..... 14
Figura 1.12: Prótesis Neumática. Shadow. ..... 14
Figura 1.13: Estructura Básica de una Prótesis Mioeléctrica. ..... 15
Figura 1.14: Posicionamiento de sensores. ..... 15
Figura 1.15: Modelo diseñado por Furui ..... 16
Figura 1.16: Arquitectura del Sistema ..... 17
Figura 1.17: Equipo desarrollado por Snajdarova ..... 18
Figura 1.18: Michalangelo por Ottobock ..... 18
Figura 1.19: Vincent Evolution 4, por Vincent Systems ..... 19
Figura 1.20: Prótesis beBionic por Ottobock ..... 19
Figura 1.21: Prótesis Híbrida ..... 20
Figura 1.22 Señal Electromiográfica ..... 21
Figura 1.23 Posición de Electrodos para EIT ..... 22
Figura 1.24 Visualización de impedancia detectada respecto a la posición de la mano ..... 23
Figura 1.25 Método NIRS ..... 23
Figura 1.26 Ejemplo de arquitectura en cascada ..... 30
Figura 2.1: Diagrama de Funciones ..... 42
Figura 2.2: Electrodos de Superficie ..... 43
Figura 2.3: Posicionamiento de Electrodos para el trabajo de Sadi-Ahmed ..... 44
Figura 2.4: Posicionamiento de Electrodos para el trabajo de Nuñez ..... 44

Figura 2.5: Trigno Quattro Sensor, Delsys ..... 46
Figura 2.6: Myo Gesture Control Armband ..... 46
Figura 2.7: Sensor EMG Myoware. Advancer Techonologies ..... 47
Figura 2.8: Método de Ventanas Adyacentes ..... 48
Figura 2.9: Método Superpuesto ..... 48
Figura 2.10: ESP-32. Dual core chip development board ..... 49
Figura 2.11: Modelos de equipos Raspberry pi ..... 49
Figura 2.12: NVIDIA Jetson Nano ..... 50
Figura 2.13: Adafruit ItsyBitsy M4 ..... 50
Figura 3.1: Gestos de la mano (a) Mano extendida y (b) Pinza ..... 55
Figura 3.2: Gestos de la mano (a) Cilindro 1 y (b) Cilindro 2. ..... 55
Figura 3.3: Gestos de la mano (a) Garra y (b) Tipear. ..... 56
Figura 3.4: Raspberry pi 4, fabricado por Raspberry pi Foundation ..... 57
Figura 3.5: Raspberry pi zero 2 W, fabricado por Raspberry pi Foundation. ..... 58
Figura 3.6: Diagrama de bloques de etapa de procesamiento. ..... 60
Figura 3.7: Pinza (a) Gesto Inicial y (b) Gesto Final ..... 61
Figura 3.8: Máquina de estados ..... 62
Figura 3.9: Regulador de Voltaje D36V50F6 ..... 63
Figura 3.10: Prótesis de mano PUCP-IArm y módulo Raspberry pi zero 2 W ..... 63
Figura 3.11: Circuito Esquemático ..... 63
Figura 3.12: Implementación Experimental para Medición de Consumo de Corriente ..... 64
Figura 3.13: PCB. a) Cara superior, b) Cara inferior ..... 65
Figura 4.1: Arquitectura del sistema ..... 68
Figura 4.2: Proceso de Recepción y Organización de Datos EMG ..... 70
Figura 4.3: PCB Completa. (a) Cara superior. (b) Cara inferior ..... 73

## LISTA DE SÍMBOLOS

Ω : Ohm
V : Voltios
mV : Mili Voltios
A : Amperios
mA : Mili Amperios

# INTRODUCCIÓN

Las personas con discapacidad en los miembros superiores enfrentan múltiples desafíos en los ámbitos laboral, familiar y social debido a la falta de medios y apoyos adecuados que faciliten sus actividades cotidianas. Frecuentemente, los entornos no son inclusivos, lo cual limita su participación plena en las distintas esferas de la vida. Esta situación constituye una barrera considerable para su integración en la sociedad y para la mejora de su calidad de vida.

En este contexto, las prótesis de miembro superior representan dispositivos esenciales para la reintegración y adaptación de las personas con discapacidad. Estos dispositivos permiten a sus usuarios realizar actividades que, de otro modo, serían inaccesibles, promoviendo así su inclusión en la vida diaria. La integración de señales fisiológicas del cuerpo humano, como la electromiografía, junto con los avances en inteligencia artificial, ha sido clave en el desarrollo de tecnologías que emulan el comportamiento natural de las manos y dedos, ofreciendo un control más intuitivo y eficiente.

A pesar de que existen numerosos modelos comerciales de prótesis, muchos de ellos presentan limitaciones tanto en su rango de movimiento como en su accesibilidad económica. Además, requieren mantenimiento especializado y piezas de repuesto específicas, lo que dificulta su disponibilidad para quienes más las necesitan. Esta situación afecta particularmente a las personas que desempeñan trabajos manuales en entornos industriales, donde los riesgos son moderados o altos, y donde una prótesis funcional y accesible resulta indispensable.

Dentro de este contexto, el proyecto PE501079967-2022-PROCIENCIA, titulado "Desarrollo e implementación de una prótesis de miembro superior no invasiva con reconocimiento de gestos mediante algoritmos de inteligencia artificial", busca desarrollar tecnologías avanzadas que permitan mejorar la funcionalidad y accesibilidad de las prótesis de miembro superior. La presente tesis contribuye a los resultados de este proyecto con el objetivo general de diseñar un sistema de control embebido para una prótesis transradial funcional. Este diseño, que incluye validación en la mano protésica en desarrollo, apunta a crear una prótesis económica, eficiente y de fácil uso, integrando

señales de electromiografía y algoritmos de inteligencia artificial para lograr un control intuitivo del dispositivo.

Con el fin de alcanzar este objetivo general, se establecieron los siguientes objetivos específicos: i) realizar una revisión de los antecedentes y del estado del arte, con un enfoque en la biomecánica de la mano y los dedos, así como en los sistemas de control para prótesis de miembro superior que integren el uso de señales EMG; ii) proponer un diseño conceptual del sistema de control que considere los requisitos específicos de las personas con amputaciones de miembro superior, las características de las señales de electromiografía y el uso del algoritmo de inteligencia artificial diseñado por el equipo de investigación para procesar dichas señales; iii) diseñar un sistema de control embebido que integre el algoritmo de inteligencia artificial diseñado por el equipo de investigación, de forma que la prótesis sea capaz de emular los movimientos de la mano en tiempo real, sin necesidad de conexión a dispositivos externos para su funcionamiento habitual; iv) validar el diseño del sistema de control mediante pruebas en laboratorio con la mano protésica del proyecto, evaluando su rendimiento en términos de funcionalidad, tiempo de respuesta y la facilidad de uso por parte de los usuarios.

El presente trabajo de tesis contribuye al desarrollo de prótesis de miembro superior en el ámbito nacional, promoviendo la accesibilidad y mejorando la calidad de vida de las personas que dependen de estos dispositivos. A través del diseño de un sistema de control embebido para una prótesis transradial funcional, se ofrece una solución que no solo es técnicamente avanzada, sino también accesible y fácil de usar para los usuarios.

Este trabajo se enfoca en el estudio de los movimientos de la mano y los dedos, así como en los avances recientes en prótesis funcionales y en los métodos de control basados en señales fisiológicas. A partir de este análisis, se definen los requisitos del sistema, lo que permite la selección y propuesta de los componentes adecuados. El diseño del sistema de control se integra en una prótesis de mano, y se valida mediante pruebas de laboratorio con usuarios, evaluando su rendimiento, funcionalidad, tiempo de respuesta y facilidad de uso.

# CAPÍTULO 1

# ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

En el presente capítulo se abordan las necesidades y dificultades a las que se enfrenta una persona con un miembro superior amputado en los diferentes ámbitos de su vida, así como el papel fundamental que desempeña una prótesis, como dispositivo de asistencia, en su proceso de rehabilitación y adaptación. En este contexto, se presenta una descripción detallada de la evolución de los equipos protésicos, con un enfoque particular en las prótesis de miembro superior, analizando sus características y el impacto que tienen en las capacidades de los individuos para interactuar con su entorno.

## 1.1 Problemática.

La Organización Mundial de la Salud (OMS, 2017) destaca la necesidad de desarrollar prótesis funcionales que faciliten el desenvolvimiento de las personas con un miembro amputado, abordando esta necesidad desde una perspectiva laboral, económica y social.

El Perú es un país cuya economía está fuertemente dependiente del sector extractivo e industrial, sectores en los cuales el uso de maquinaria pesada es común. Un gran segmento de la población, generalmente de menores recursos, se desempeña en estos sectores, lo que los expone a accidentes laborales relacionados con estos oficios, los cuales pueden dar lugar a la amputación de manos o brazos. Además, este grupo poblacional suele ser el principal o único sostén económico de sus hogares, por lo que cualquier impedimento

o dificultad para continuar desempeñando sus labores laborales implicaría la pérdida de los ingresos familiares. Esta situación también dificulta la adquisición de prótesis funcionales que les permitan reincorporarse al ámbito laboral.

### 1.1.1 Entorno Social.

La Organización Mundial de la Salud [OMS, 2017] señala que las prótesis, como brazos artificiales, permiten que una persona con una deficiencia física pueda llevar una vida productiva, independiente y digna, y continuar participando en el ambiente de educación, trabajo y social. La prótesis permite la reducción de atención, servicios de apoyo y cuidados a largo plazo. La carencia de una prótesis adecuada hace que la persona quede excluida, aislada y en pobreza, incrementando la carga de morbilidad y discapacidad.

La Organización Mundial de la Salud también señala los mayores desafíos que enfrenta cualquier iniciativa de desarrollo de productos ortopédicos. En el ámbito político, la falta de conocimiento y comprensión lleva a que no se desarrollen políticas nacionales y por ello no existan fondos tanto para el desarrollo como para que una persona pueda acceder a una prótesis mediante el servicio de salud pública. Por consiguiente, toda iniciativa termina viéndose como un gasto en lugar de como una iniciativa, ignorándose el potencial de capital humano que se recuperaría.

Por otro lado, el Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo del Perú, a través de su Boletín Estadístico Mensual de mayo de 2023 [MTPE, 2023], reporta la cantidad de accidentes ocurridos en el entorno laboral nacional. Según este informe, de los 2486 accidentes registrados, 752 corresponden a obreros y 1178 a empleados, muchos de ellos pertenecientes a los segmentos laborales con los salarios más bajos. El boletín también señala que el 16,43 % de los accidentes afectan los dedos, mientras que el 6,57 % comprometen las manos (excluyendo los dedos de manera individual). Además, solo en mayo de 2023 se reportaron 13 casos de amputaciones traumáticas como consecuencia de accidentes laborales.

### 1.1.2 Declaración de la Problemática

En el mercado peruano existen prótesis de miembros superiores, pero estas son cosméticas, y aquellas con un aspecto funcional, con la capacidad de moverse o sujetar algo, son demasiado costosas tanto para adquisición como para su mantenimiento, con

precios desde los S/ 4,000 hasta los S/ 25,000 [CONCYTEC, 2021], y no están cubiertas por un seguro de salud del estado. Dependiendo del grado de la amputación, el costo de prótesis de miembro superior mioeléctrica, de acuerdo con el grado de amputación, es de $18,000 para pérdida parcial de la mano, hasta $61,000 para amputaciones hasta el hombro [MCOP, 2024]. Esto significa que una persona que tenga algún miembro amputado, incluso si es capaz de acceder a una prótesis cosmética, no podrá recuperar muchas de sus funciones. En caso de que el miembro amputado sea requerido para ejercer sus labores, significaría que la persona no puede continuar laborando, o que al menos se quede rezagado frente a aquellos que no hayan sufrido una amputación; creando una pérdida económica para la persona o familia y una posible pérdida de capacidad laboral de parte de la sociedad.

Existen diversos proyectos de prótesis de miembro superior desarrollándose en el ámbito de investigación y educación. Estos proyectos tienen capacidades de realizar movimientos cada vez más complejos, procurando emular las capacidades de una mano o brazo. Sin embargo, debido a la necesidad de procesamiento y cantidad de datos utilizados, muchas de estas soluciones requieren estar conectadas a una computadora portátil o de escritorio, lo que significa que el usuario no puede utilizar el equipo de prótesis fuera del ambiente de laboratorio o sin contar con una supervisión constante del desarrollador.

Por consiguiente, a fin de brindar herramientas para un mejor desenvolvimiento de la persona con un miembro superior amputado y que puedan reincorporarse a su ambiente social, se requiere el diseño de equipos embebidos que tengan lo necesario para su funcionamiento dentro del cuerpo principal de la prótesis, que funcionen un periodo de tiempo suficiente para que la persona desarrolle sus tareas y que pueda ser utilizado por el usuario de manera simple e intuitiva sin mayor conocimiento técnico.

## 1.2 Anatomía de la Mano y Dedos.

Se estudió las características de los miembros superiores con lo que se busca trabajar, a fin de identificar las características, posición y funcionamiento de los músculos involucrados en los movimientos de la mano y los dedos.

### 1.2.1 Movimientos de los dedos.

Se presentan los movimientos de los dedos que se deben emular con el desarrollo de la prótesis.

- **Flexión y Extensión de los dedos:** Durante la flexión, los dedos permanecen unidos en un movimiento continuo, tocando la palma aproximadamente al nivel del surco palmar distal. En la extensión, los dedos se desplazan de manera conjunta y se extienden hasta alcanzar la posición recta. Estos movimientos se ilustran en la Figura 1.1.

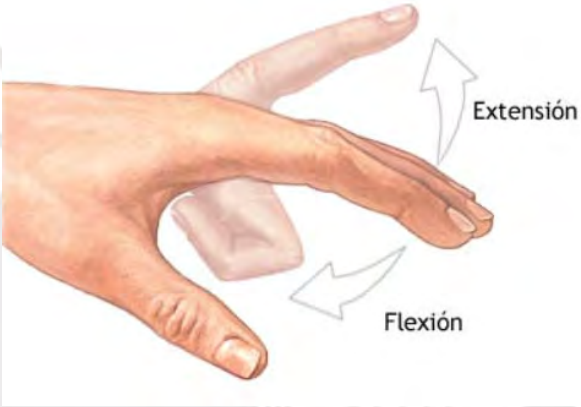



Figura 1.1. Movimiento de flexión y extensión de los dedos de la mano. [RUIZ-CHICAIZA, 2009]

- **Aducción y Abducción del Pulgar:** La aducción del pulgar consiste en desplazar el dedo hacia el plano de la palma de la mano desde una posición de abducción, es decir, desde la palma hacia el lateral de la mano, cerca del primer dedo. Estos movimientos se ilustran en la Figura 1.2.

Figura 1.2. Movimiento de aducción y abducción del pulgar. [BAYONA, 2018]

### 1.2.2 Músculos Encargados del Movimiento de la Mano.

Los músculos responsables de los movimientos de los dedos serán objeto de estudio para la obtención de las señales de electromiografía que se utilizarán en el equipo a desarrollar.

- **Flexor común profundo:** Este músculo se localiza en la parte anterior del antebrazo y se dirige en el plano profundo hacia las puntas de los dedos, como se ilustra en la Figura 1.3a.

- **Flexor común superficial.** Ubicado en la región anterior del antebrazo, este músculo se encuentra en el plano superficial de la musculatura de los huesos cúbito y radio, como se muestra en la Figura 1.3b.

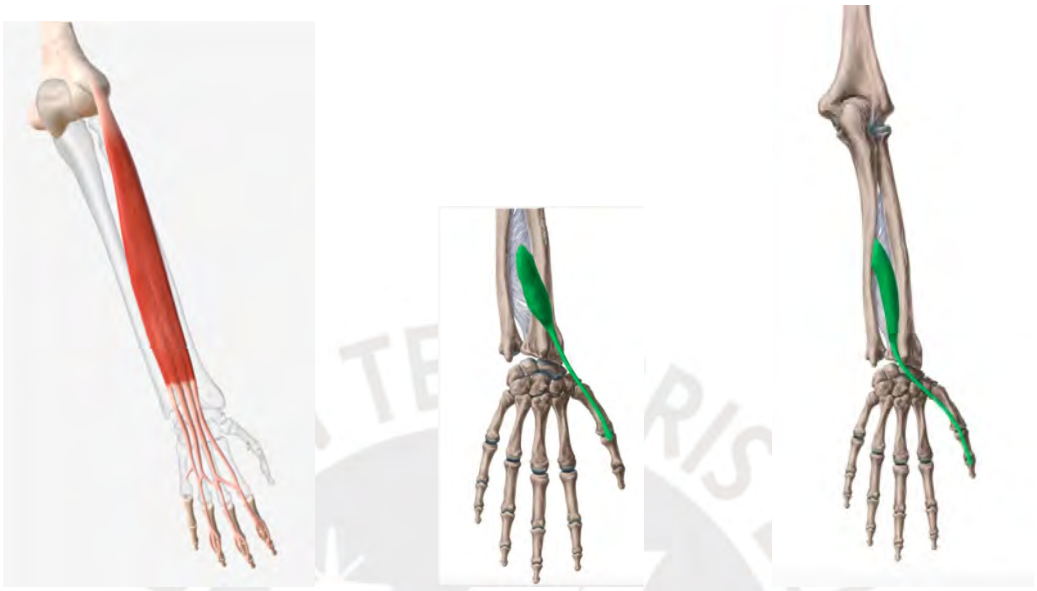
(a) (b)

Figura 1.3. Músculo Flexor común (a) profundo, (b) superficial [JUNKERA, 2016]

- **Extensor común de los dedos.** Se localiza en la cara posterior del antebrazo, cercano a los músculos supinador corto, extensor propio del índice y el cubital posterior; como se ve en la Figura 1.4a.

- **Extensor corto y largo del pulgar.** Ambos músculos se originan en el antebrazo, pero cada uno en un lugar diferente, lo mismo ocurre con su sitio de inserción en las falanges del pulgar. El músculo más pequeño tiene su origen en la parte superior del

cúbito, radio y el ligamento interóseo, como se ve en la Figura 1.4b., mientras que el largo se origina en la cara posterior del cúbito, cerca del ligamento interóseo y entre los músculos cubital posterior y el extensor del índice, como se ve en la Figura 1.4c.



(a) (b) (c)

Figura 1.4. Músculo Extensor (a) común de dedos, (b) corto de pulgar, (c) largo de pulgar [JUNKERA, 2016]

- El **Flexor largo del pulgar:** Localizado en el plano profundo del antebrazo, cercano al flexor común profundo, como se ve en la Figura 1.5.

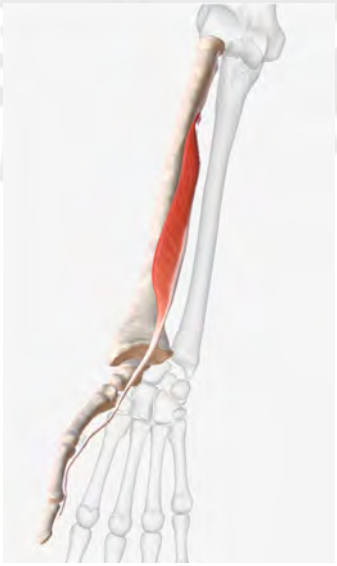


Figura 1.5. Músculo Flexor largo del pulgar. [JUNKERA, 2016]

- **Abductor corto del pulgar:** Es el responsable del movimiento de aducción del pulgar, se localiza en la cara palmar, a nivel de la región del carpo y del metacarpo, tal como se ilustra en la Figura 1.6.

- **Abductor largo del pulgar:** Es el responsable del movimiento de abducción del pulgar, se localiza en la cara posterior del antebrazo, tal como se ilustra en la Figura 1.6.

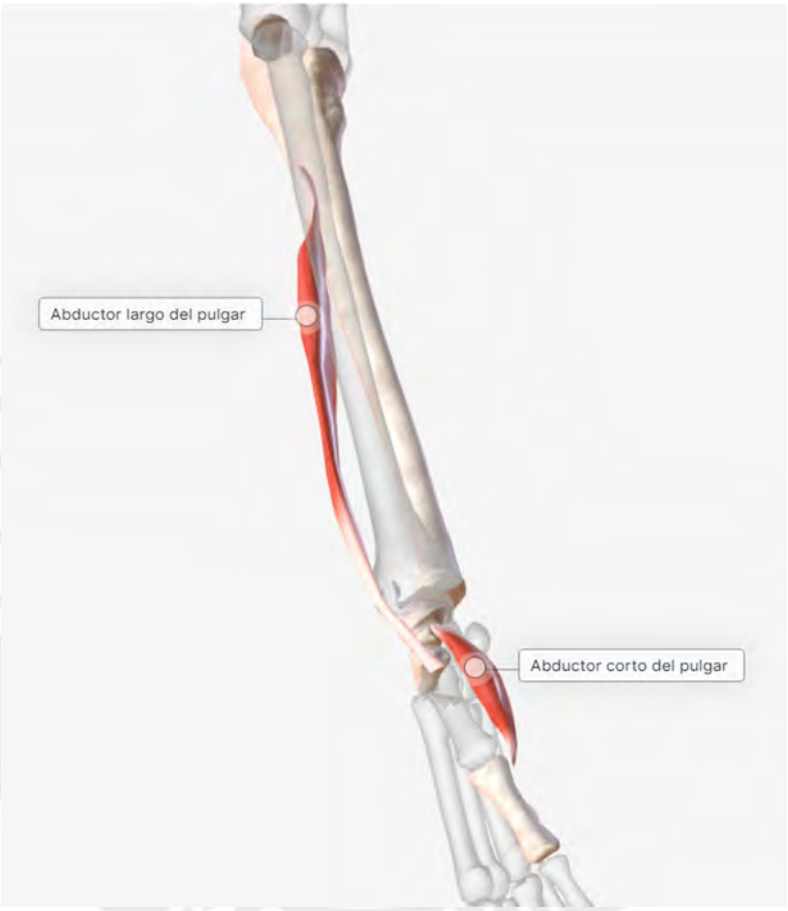



Figura 1.6. Músculo Abductor largo del pulgar y Abductor corto del pulgar. [JUNKERA, 2016]

## 1.3 Amputación de Miembro Superior.

La amputación de miembro superior es la remoción de un segmento de la extremidad superior, esto ocurre en diferentes niveles y por diferentes causas, lo cual significa un nivel variable de dificultades y retos al que la persona se enfrentará.

### 1.3.1 Niveles de Amputación en Miembro Superior.

De acuerdo con Rodeiro [RODEIRO, 2018], los niveles de amputación se pueden clasificar de la siguiente manera:

- Amputación parcial de mano
- Amputación de dedo
- Amputación transcarpiana/carpiana
- Desarticulación de la mano
- Amputación transradial (amputación por debajo del codo)
- Desarticulación del codo
- Amputación transhumeral (amputación por encima del codo)
- Desarticulación del hombro y amputación interescapulotorácica

Los niveles de amputación se pueden observar en la Figura 1.7.

Figura 1.7. Niveles de Amputación en Miembro Superior. [MEDIPRAX, 2020]

### 1.3.2 Tipos de Amputación por Causa.

El trabajo de Mendoza [MENDOZA, 2000] muestra una clasificación de amputaciones debido a su causa.

La **amputación primaria o traumática** es aquella producida por un agente traumático, esto causado por accidentes de trabajo, bélicos, manipulación de productos pirotécnicos, etc. La **amputación secundaria o quirúrgica** es aquella electiva o que ha sido programa para ser realizada mediante una intervención quirúrgica, posiblemente para combatir una enfermedad. Mientras que la **amputación congénita** está presente en el momento del nacimiento, producida por problemas en el desarrollo del embrión.

En los tres casos, se requerirá intervención médica con el objetivo de garantizar el óptimo desarrollo del muñón. Esta intervención no solo busca prevenir posibles complicaciones, sino también maximizar las oportunidades para el uso de dispositivos de apoyo, entre los cuales se incluyen las prótesis. De acuerdo con lo trabajado por Rodeiro [RODEIRO, 2018] y Vázquez [VAZQUEZ, 2016], se busca que el muñón muestre las siguientes características:

- Nivel adecuado.
- Muñón estable (balance muscular de grupos de función antagónica)
- Conservar buen balance articular de las articulaciones proximales al muñón.
- Adecuada fuerza muscular.
- Buen estado de la piel, adecuada sensibilidad.
- Cicatriz en buena ubicación, y en buen estado con ausencia de neuromas superficiales y dolorosos.
- Ausencia de edemas y buena circulación.

## 1.4 Prótesis de Miembro Superior.

Innovaciones en el desarrollo de prótesis para el miembro superior recibieron un impulso en el siglo XX con el objetivo de que personas con un miembro amputado pudieran regresar a la vida laboral.

El médico francés Gripoulleau fabricó distintos accesorios que pueden ser usados como unidad terminal [BRITO, 2013]. En 1912, Dorrance en los Estados Unidos desarrolló la unidad denominada 'Hook', que se muestra en la Figura 1.8. Este equipo funciona mediante un arnés que, al mover el brazo, abre los ganchos y permite que la persona pueda sujetar un objeto, ya que al dejar de mover el brazo el equipo vuelve a su estado inicial de cerrado. El equipo es simple en uso y mantenimiento, es de material durable, pero tiene un único movimiento, el cual es limitado para el tamaño del objeto que sujetar.

Figura 1.8. 'Hook' Modelo 5X. Desarrollado por Hosmer Dorrance Corporation. [AMPUTEE STORE, 2023]

En Rusia, durante la década de los 60, se iniciaron los desarrollos de equipos con mando mioeléctrico, utilizando señales provenientes de las masas musculares del muñón.

### 1.4.1 Prótesis Pasiva o Cosmética.

Las prótesis pasivas o cosméticas no tienen movimiento y solo buscan asemejarse al miembro amputado. En su fabricación Military Instep [MILITARY INSTEP, 2005] señala que se utilizan polímeros como PVC rígido, látex flexible o silicona, como se ve en la Figura 1.9; estos materiales son livianos y requieren poco mantenimiento.

Figura 1.9. Prótesis Cosmética. [MILITARY INSTEP, 2005]

### 1.4.2 Prótesis Funcional.

La prótesis funcional o activa tiene como objetivo principal proporcionar mayor funcionalidad a la extremidad o segmento amputado. Al emular los movimientos y capacidades de la extremidad perdida, permite al usuario realizar una mayor variedad de tareas o ejecutarlas de manera eficiente en comparación con la ausencia de una prótesis o el uso de una prótesis meramente cosmética. Asimismo, una prótesis debe contar con cuatro elementos fundamentales que garanticen su desempeño dinámico: una fuente de energía que suministre la fuerza necesaria, un sistema de transmisión que canalice dicha fuerza, un sistema de mando que controle los movimientos, y un dispositivo de presión que interactúe con el entorno.

Las prótesis funcionales se pueden clasificar de acuerdo a su principio de funcionamiento [LOAIZA, 2011] [BRITO, 2013]:

**a) Prótesis Mecánicas.**

Son dispositivos controlados por medio de un arnés sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y del brazo. Permiten el cierre y apertura de la mano, están limitados a usarse con objetos relativamente grandes y redondos debido a la poca precisión del mecanismo, como se observa en la Figura 1.10.

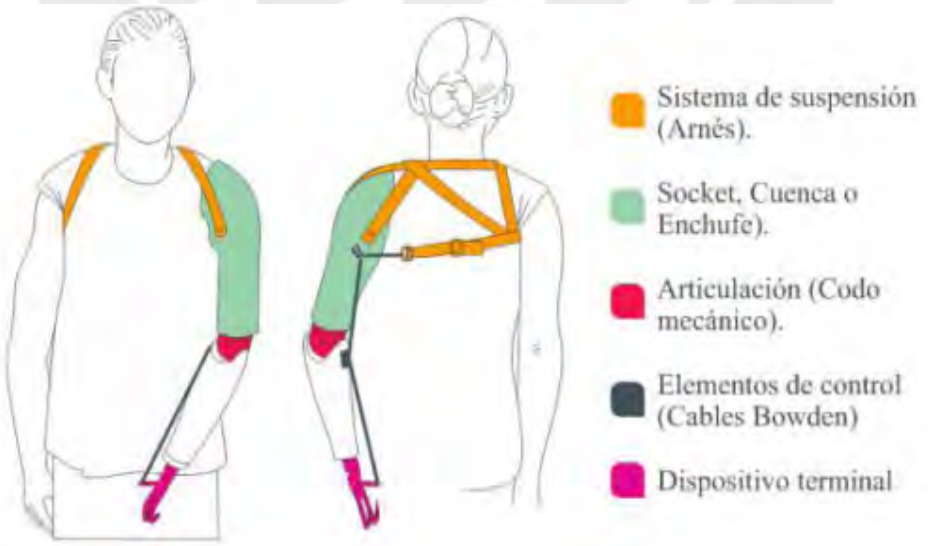



Figura 1.10. Prótesis Mecánica. [BRITO, 2013]

**b) Prótesis Eléctricas.**

Utilizan motores eléctricos en los dispositivos terminales (muñeca y dedos) para emular el movimiento de la muñeca y de los dedos. Poseen una batería recargable que le brinda independencia al usuario. Son controlados mediante servo control, un botón pulsador o un interruptor con arnés. Tienen la desventaja de ser costosos, requieren un mantenimiento complejo, baja resistencia a ambientes húmedos y son de peso elevado. Un ejemplo de este tipo de diseño se ve en la Figura 1.11, equipo diseñado por Ottobock.

Figura 1.11. Prótesis Eléctrica desarrollada por Ottobock. [BRITO, 2013]

**c) Prótesis Neumáticas.**

Este tipo de prótesis ofrece un buen control de la fuerza al usuario, como se ve en la Figura 1.12. Su funcionamiento es a base de aire comprimido, el cual proporciona la energía requerida. Aunque permite gran fuerza y velocidad, sus componentes y funcionamiento es complicado y su mantenimiento costoso, así también el uso de aire comprimido implica un riesgo para el usuario.

Figura 1.12. Prótesis Neumática. Shadow. [BRITO, 2013]

**d) Prótesis Mioeléctricas.**

Esta tecnología brinda mayor grado de estética, precisión y fuerza; permitiendo una mayor cantidad y calidad en los movimientos de la mano. Se basa en la obtención de señales musculares a través de electrodos de superficie; estas señales se amplifican, procesan, filtran y enviadas a un algoritmo de control para manejar la prótesis de una manera intuitiva para el usuario. La Figura 1.13 muestra la estructura y partes básicas para el desarrollo de una prótesis de este tipo.

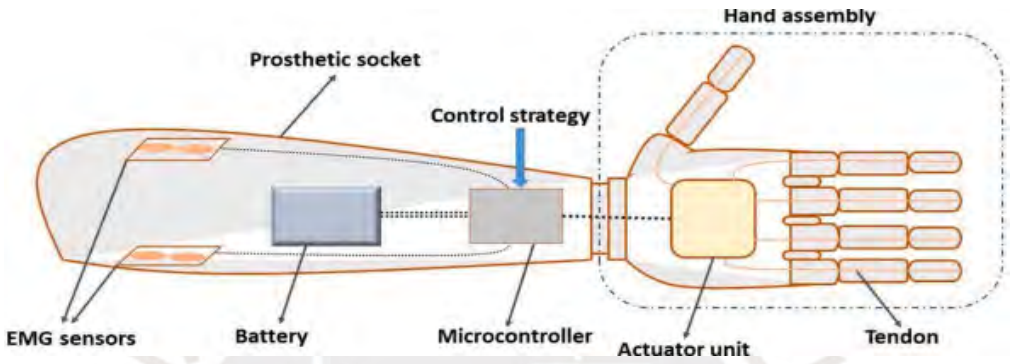



Figura 1.13. Estructura Básica de una Prótesis Mioeléctrica. [PRAKASH, 2020]

En el estudio de Prakash [PRAKASH, 2020] se presenta el uso de señales mioeléctricas, proponiendo, además, la utilización de señales derivadas de los cambios mecánicos durante la actividad muscular en la contracción, tal como se ilustra en la Figura 1.14. Prakash sugiere que estas señales ofrecen información valiosa y presentan una mayor resistencia al ruido electromagnético en comparación con las señales de electromiografía (EMG), que registran la actividad eléctrica de los músculos esqueléticos.

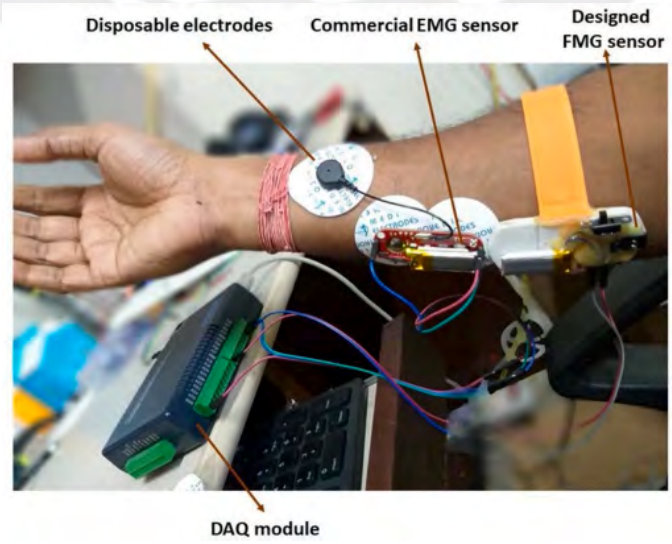



Figura 1.14. Posicionamiento de sensores. [PRAKASH, 2020]

El trabajo de Furui [FURUI, 2019] presenta una prótesis impresa en 3D con movilidad en los cinco dedos (Figura 1.15), que utiliza señales electromiográficas para activar los actuadores. El equipo cuenta con un algoritmo que reconoce la sinergia muscular de movimientos simples de los dedos, sí reconoce un movimiento que conoce es capaz de reproducirlo, en caso sea un movimiento desconocido el algoritmo combina los movimientos simples que reconoce para producir un movimiento más complicado, lo que significa que el usuario pueda realizar una mayor cantidad de movimientos diferentes sin que estos tengan que ser incluidos en el diseño inicial, solo limitado por las capacidades de los actuadores.

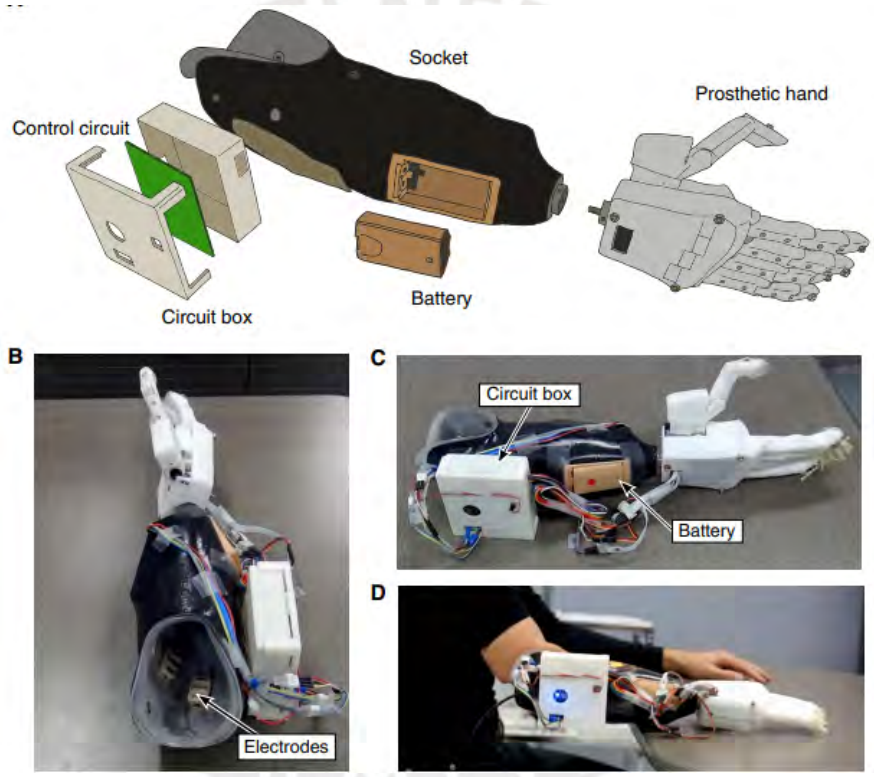



Figura 1.15. Modelo diseñado por Furui. [FURUI, 2019]. A. Composición de Hardware. B. Fotografía de equipo señalando posición de electrodos. C. Posición de sistema de control y batería. D. Prótesis siendo usada por una persona amputada.

El trabajo desarrollado por Sánchez [SANCHEZ, 2020] muestra un equipo embebido, utilizando un sistema maestro – esclavo. En este caso, un equipo Raspberry Pi 3 modelo B actúa como maestro y procesa la señal electromiográfica, la clasifica y genera una señal de control que es procesada por el equipo esclavo que consta de un microcontrolador ATmega328, el cual definirá los movimientos de la mano robótica. La arquitectura de

este sistema se puede observar en la Figura 1.16. La mayor ventaja de este equipo es que es embebido, lo que significa que en teoría podría usarse fuerza de un laboratorio.

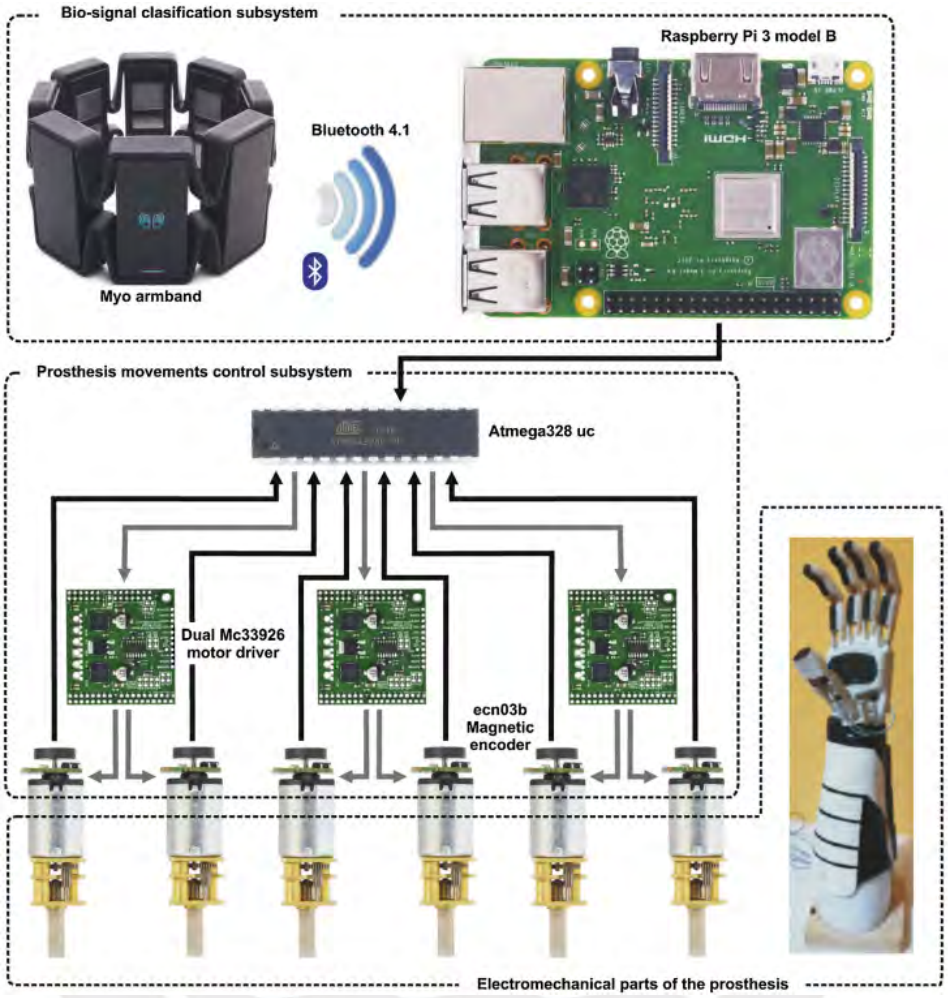



Figura 1.16. Arquitectura del Sistema. [SANCHEZ, 2020]

Por otro lado, en el trabajo desarrollado por Snajdarova [SNAJDAROVA, 2018], se utilizan redes neuronales para procesar y clasificar la señal electromiográfica, pudiendo generar los movimientos de cerrar y abrir la mano como se ve en la Figura 1.17. La red neuronal es el mecanismo para identificar los movimientos que el usuario desea hacer, de una manera intuitiva y no invasiva al solo usar la señal obtenida de los electrodos colocados en el brazo.

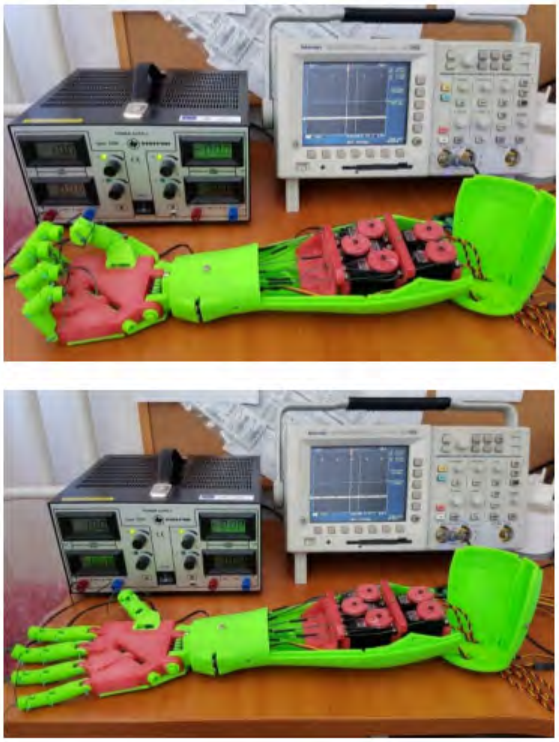


Figura 1.17. Equipo desarrollado por Snajdarova [SNAJDAROVA, 2018].

La prótesis Michelangelo, mostrada en la Figura 1.18, desarrollado por la compañía alemana Ottobock y la compañía americana Advanced Arm Dynamics, fue presentada en funcionamiento en el 2010 y está en el mercado desde el 2011. Tiene un costo entre $60.000 y $70.000. La mano tiene movimiento en los dedos y el pulgar, es capaz de realizar movimientos de alta precisión permitiendo al usuario hacer tareas como cocinar, planchar y abrir un tubo de pasta de dientes; al mismo tiempo genera suficiente fuerza para permitir a su usuario manejar un automóvil. La batería dura alrededor de 20 horas, pero el equipo no es a prueba de agua.

Figura 1.18. Michalangelo por Ottobock. [OTTOBOCK, 2023]

El equipo Vincent Evolution, ilustrado en la Figura 1.19, ofrece 15 patrones de agarre distintos con sus dedos y utiliza cuatro sensores EMG. Permite al usuario elegir entre dos

métodos de control: el primero emplea una única señal de control, reduciendo los errores al reconocer el movimiento; el segundo utiliza múltiples señales de control, lo que permite movimientos más precisos. Este dispositivo es resistente al agua y al polvo, con una clasificación IP68, y su modelo más ligero pesa 390 gramos.

Figura 1.19. Vincent Evolution 4, por Vincent Systems. [VINCENT SYSTEMS, 2023]

El equipo beBionic, ilustrado en la Figura 1.20, cuenta con un pulgar pasivo que puede ser reposicionado y motores individuales en cada uno de los otros dedos. Tiene la capacidad de detectar si el objeto que sostiene se está resbalando y ajustar automáticamente la fuerza de agarre para evitar que caiga. Además, ofrece 14 patrones de agarre diferentes, adaptándose a diversas necesidades de sujeción.

Figura 1.20. Prótesis beBionic por Ottobock. [ORTOSUR, 2023]

**e) Prótesis Híbridas.**

Estas prótesis, como la que se muestra en la Figura 1.21, combinan el movimiento del cuerpo con una señal mioeléctrica para emular los movimientos del brazo y la mano. Las prótesis híbridas son especialmente útiles en amputaciones transhumerales (por encima del codo), ya que deben replicar tanto los movimientos del brazo como los de la mano.

En este tipo de prótesis, el control del brazo o codo funciona como en una prótesis mecánica, lo que permite a la persona realizar movimientos de flexión y extensión. Por otro lado, el movimiento de la muñeca, mano o gancho (que reemplaza la mano) es regulado mediante una señal mioeléctrica, lo cual proporciona un control preciso de estas funciones.

Figura 1.21. Prótesis Híbrida. [BRITO, 2013]

## 1.5 Métodos de Control de Prótesis Funcionales.

Se estudió los diferentes métodos de control de prótesis transradiales [GRUSHKO, 2020], los cuales permiten obtener información en tiempo real de la activación y funcionamiento de los músculos involucrados en los movimientos de la mano que se busca emular en la prótesis.

### 1.5.1 Electromiografía (EMG).

Consiste en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada en nervios y músculos a través de la utilización de electrodos (superficiales, de aguja, implantados). Las mediciones extraídas de EMG proporcionan una información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de activación muscular.

La unidad motora constituye la unidad funcional más pequeña para describir el control neuronal en el proceso de contracción muscular. Está formada por una motoneurona y las fibras musculares que inerva. Durante la contracción muscular, la motoneurona genera

un potencial de acción en las uniones neuromusculares, el cual se propaga a lo largo de las fibras musculares. Un incremento en el esfuerzo realizado implica la activación de un mayor número de fibras musculares. Esta actividad eléctrica es captada por los electrodos al medir la diferencia de potencial entre dos puntos específicos, lo que da lugar a la señal de electromiografía (EMG) [Almada-Aguilar, 2014].

La señal de EMG varía en función de la actividad muscular, una etapa de reposo donde el músculo no genera ninguna fuerza, y la etapa de actividad cuando el músculo es activado y genera fuerza, esto se ve en la Figura 1.22.

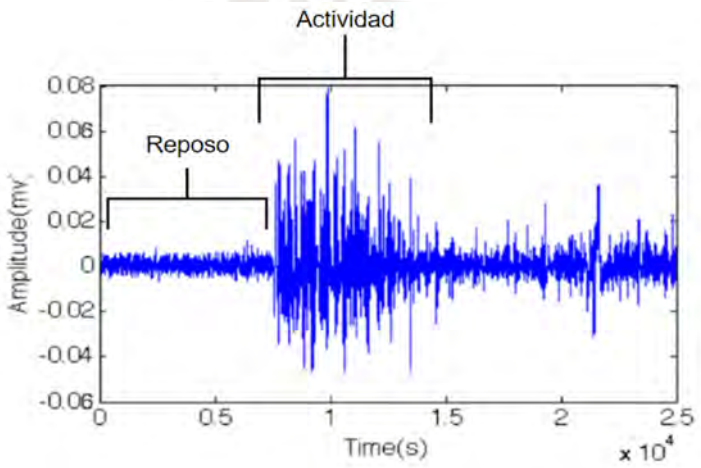



Figura 1.22. Señal Electromiográfica. [ALMADA-AGUILAR, 2014]

Un músculo se considera activo cuando la actividad eléctrica muscular excede el doble o el triple de la señal estándar de reposo y si la señal permanece por encima de los valores de reposo por 20 a 50 milisegundos. Rodríguez-Tapia muestra que la amplitud de las señales EMG varía desde los µV hasta un bajo rango de mV (menor de 10mV) [RODRIGUEZ-TAPIA, 2020].

La señal EMG se obtiene de forma no invasiva mediante el uso de electrodos de superficie. Sin embargo, durante su adquisición, pueden identificarse componentes de ruido que afectan la calidad de la señal. Estos ruidos incluyen señales EMG de músculos adyacentes captadas por los electrodos de superficie, interferencias generadas por los movimientos del usuario o del equipo empleado en la toma de datos, así como ruido electromagnético producido por dispositivos eléctricos y electrónicos presentes en el entorno.

Se dan las siguientes recomendaciones para la colocación de los electrodos de superficie [RODRIGUEZ-TAPIA, 2020], con el fin de eliminar ruido:

- Los electrodos bipolares EMG de superficie deben tener una distancia entre electrodos de entre 20mm y 30mm.
- Cuando los electrodos bipolares están aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe superar 1/4 de la longitud de la fibra muscular.

El estudio de Bramley [BRAMLEY, 2021] destaca que, en el caso de miembros amputados, existen diversos factores que deben ser considerados al registrar datos de EMG. Entre estos factores se incluyen el edema, la atrofia muscular y el remodelamiento del tejido, los cuales son influenciados por la presión ejercida por la prótesis. Un proceso de rehabilitación adecuado reducirá la presencia del edema y la atrofia muscular, pero siempre llega a observarse atrofia muscular residual debido a enervación y desuso de la extremidad, causando que aparezca tejido adiposo y fibroso. Asimismo, el uso de prótesis puede generar que el tejido en contacto se ensanche y se formen callos.

### 1.5.2 Tomografía por Impedancia Eléctrica (EIT, por sus siglas en ingles).

Este método no invasivo consiste en la colocación de electrodos alrededor de una región específica del cuerpo, tal como se ilustra en la Figura 1.23, con el propósito de medir la impedancia de la piel. El procedimiento implica la emisión de una corriente sinusoidal con frecuencias que oscilan entre los 10 kHz y 1 MHz desde uno de los electrodos. Un segundo electrodo recibe la señal, y a partir de los cambios en la amplitud y fase de la señal recibida en comparación con la señal emitida, se procede al cálculo de la impedancia de la piel.

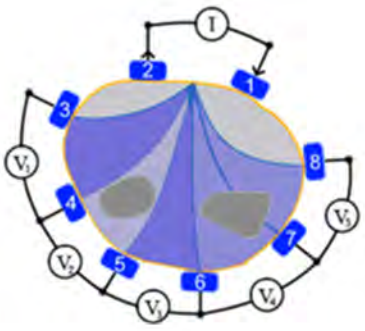



Figura 1.23. Posición de Electrodos para EIT. [GRUSHKO, 2020]

Este método es utilizado en varias aplicaciones clínicas, como ventilación pulmonar, actividad cerebral, flujo sanguíneo y reconocimiento de gestos de la mano [ZHANG, 2015], como se ve en la Figura 1.24.

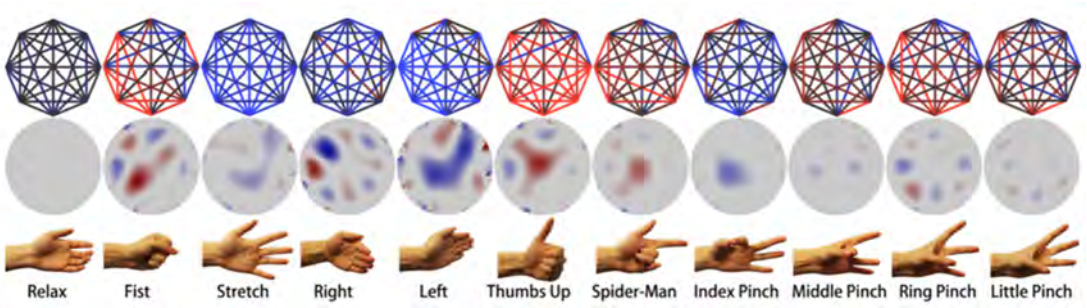



Figura 1.24. Visualización de impedancia detectada respecto a la posición de la mano. [ZHANG, 2015]

El reconocimiento de posiciones de la mano llega hasta 96% de exactitud, pero los tiempos de procesamiento son muy largos y de alto coste computacional, así también el sistema presenta fallas si los electrodos se mueven o hay cambios en la impedancia de la piel causados por diferentes factores como el sudor.

### 1.5.3 Espectroscopía del infrarrojo cercano (NIR, por sus siglas en inglés).

El NIR permite monitorear la perfusión y oxigenación muscular durante contracciones musculares. La Figura 1.25 nos muestra el método NIRs, mediante un conjunto emisor y receptor infrarrojo.

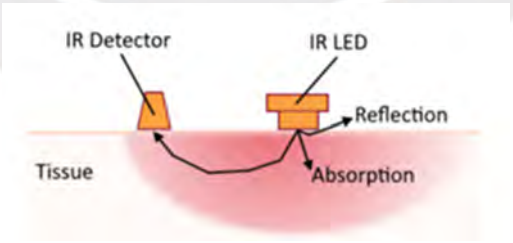



Figura 1.25. Método NIRS. [GRUSHKO, 2020]

Las contracciones musculares cambian el flujo sanguíneo, lo cual afecta la señal infrarroja que pasa a través de la piel y es captada por el receptor infrarrojo. Pruebas de detección de gestos de una mano han llegado a mostrar hasta un 89% de exactitud [GRUSHKO, 2020]. Aunque su exactitud es menor a métodos como el uso de EMG, el NIRS también

puede medir la fuerza y fatiga muscular, pudiendo ser usado como un método complementario al EMG.

## 1.6 Estrategias de Control con EMG.

La señal EMG ofrece suficiente información para ser usada como una señal de control, permitiendo el diseño de equipos intuitivos para el usuario.

Métodos simples de control utilizan valores límites o rangos de trabajo para la señal EMG, como señal para activar o cambiar el estado del sistema. Las ventajas de estos métodos es su simplicidad de diseño al requerir poca información de la señal EMG. La señal EMG será utilizada como una señal de encendido o apagado, o como una señal para pasar de un estado a otro. Si la señal es utilizada para encendido o apagado, el número de posiciones de la prótesis es limitado a dos. Si la señal se utiliza para cambiar entre diferentes estados, se logrará un mayor número de posiciones; sin embargo, el sistema se vuelve menos intuitivo, ya que el usuario deberá pasar por varias posiciones hasta alcanzar la deseada. Así mismo, este método llega a ser poco confiable, al producirse casos de falsos positivos, debido a la activación de otros músculos durante la actividad del usuario, al solo depender de la amplitud de la señal EMG.

### 1.6.1 Control por Reconocimiento de Patrones.

El reconocimiento de patrones permite el análisis de la señal EMG de manera más rápida y confiable. Estos patrones se identifican tanto en la señal EMG original, como en el análisis de las diferentes características de la señal, el trabajo por Hakonen [HAKONEN, 2015] muestra las características más utilizadas en los dominios del tiempo, frecuencia y tiempo-frecuencia:

***Características en el Dominio del Tiempo.***

- Mean Absolute Value (MAV). El área bajo la señal EMG después de ser rectificada, se utiliza para medir la amplitud de la señal (Ecuación 1.1).

$$MAV = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}|x_i| \tag{1.1}$$

Donde 'N' es el número de datos EMG utilizados y '$x_i$' es el valor de la señal EMG en el tiempo.

- EMG Integrada (IEMG). En el caso de señales discretas, se representa como el promedio del valor absoluto de cada muestra de la señal (Ecuación 1.2).

$$IEMG = \sum_{i=1}^{N} |x_i| \tag{1.2}$$

Donde 'N' es el número de datos EMG utilizados y '$x_i$' es el valor de la señal EMG en el tiempo.

- Varianza (VAR). Caracteriza la potencia promedio de una señal (Ecuación 1.3).

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N} x_i^2 \tag{1.3}$$

Donde 'N' es el número de datos EMG utilizados y '$x_i$' es el valor de la señal EMG en el tiempo.

- Root Mean Square (RMS). La raíz cuadrada del poder promedio de una señal EMG en un periodo de tiempo fijo (Ecuación 1.4).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} x_i^2} \tag{1.4}$$

Donde 'N' es el número de datos EMG utilizados y '$x_i$' es el valor de la señal EMG en el tiempo.

- Waveform Length (WL). La longitud acumulada de la onda de un segmento. Especifica la medida de la amplitud, frecuencia y duración en un solo parámetro (Ecuación 1.5).

$$WL = \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \tag{1.5}$$

Donde 'N' es el número de datos EMG utilizados y '$x_i$' es el valor de la señal EMG en el tiempo.

- Log Detector (LOGDET). Provee un estimado de la fuerza hecha por el músculo (Ecuación 1.6)

$$LOGDET = e^{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}\log(|x_i|)} \quad (1.6)$$

Donde 'N' es el número de datos EMG utilizados y '$x_i$' es el valor de la señal EMG en el tiempo.

- Zero Crossing. Se define como el número de veces que la amplitud de la señal cruza el valor cero, esta característica busca aproximarse a la frecuencia de la señal. Existen diferentes métodos para su cálculo, como se muestra en las Ecuaciones 1.7 y 1.8 [TOLEDO-PEREZ, 2020].

$$f_{ZC}(x_i, x_{i+1}) = \begin{cases} 1, x_i > 0 \; y \; x_{i+1} < 0 \\ ó \; x_i < 0 \; y \; x_{i+1} > 0 \\ 0, en \; otro \; caso \end{cases} \quad (1.7)$$

$$f_{ZC}(x_i, x_{i+1}) = \begin{cases} 1, x_i * \; x_{i+1} < 0 \\ 0, en \; otro \; caso \end{cases} \quad (1.8)$$

Donde '$x_i$' es el valor de la señal EMG en el tiempo.

- Willison Amplitude (WAMP). Es el número de veces que la diferencia entre dos amplitudes consecutivas supera un determinado umbral (Ecuación 1.9).

$$WAMP = \sum_{t=1}^{N-1}[f(|x_n - x_{n+1}|)] \quad (1.9)$$

Donde 'N' es el número de datos EMG utilizados y '$x_n$' es el valor (amplitud) de la señal EMG en el tiempo.

- Slope Sign Change (SSC). El cambio de signo de la pendiente está relacionado con la frecuencia de la señal, el SSC se define como el número de veces que la pendiente de la forma de onda EMG cambia de signo dentro de un tiempo específico (Ecuación 1.10).

$$SSC = \sum_{t=2}^{N-1} [f(|(x_i - x_{i-1}) \times (x_i - x_{i+1})|)] \quad (1.10)$$

En esta ecuación: $f_{(x)} = \begin{cases} 1, si\ x \geq límite \\ 0, en\ otro\ caso \end{cases}$

Donde 'N' es el número de datos EMG utilizados y '$x_n$' es el valor (amplitud) de la señal EMG en el tiempo.

- Histograma de EMG. Este histograma divide elementos de la señal EMG en segmentos espaciados de tamaños iguales, y devuelve el número de elementos de la señal en cada segmento.

***Características en el Dominio de la Frecuencia.***

- Frecuencia Media (MNF). Cálculo de la frecuencia media en un segmento de tiempo (Ecuación 1.11).

$$MNF = \sum_{j=1}^{M} f_j P_j \Big/ \sum_{j=1}^{M} P_j \quad (1.11)$$

Donde '$f_j$' es el valor de la frecuencia en el segmento 'j' del espectro de potencia EMG, '$P_j$' del espectro de potencia EMG en el segmento 'j' y 'M' es la longitud del intervalo de frecuencia.

- Frecuencia Mediana (MDF). Se determina según la Ecuación 1.12.

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^{M} P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^{M} P_j \quad (1.12)$$

Donde '$f_j$' es el valor de la frecuencia en el segmento 'j' del espectro de potencia EMG, '$P_j$' del espectro de potencia EMG en el segmento 'j' y 'M' es la longitud del intervalo de frecuencia.

***Características en el Dominio de Tiempo-Frecuencia.***

- Transformada de Fourier de corto tiempo (STFT, por sus siglas en inglés). Secuencia de transformadas de Fourier de una señal en una ventana de tiempo (Ecuación 1.13). Proporciona información de la frecuencia localizada en el tiempo para situaciones en las que los componentes de frecuencia de una señal varían con el tiempo, mientras que la transformada de Fourier estándar proporciona la información de frecuencia promediada durante todo el intervalo de tiempo de la señal.

$$STFT(k,m) = \sum_{r=1}^{N-1} x(r)g(r-k)e^{-j2\pi mi/N} \tag{1.13}$$

  Donde $g$ es la función ventana, $k$ la muestra de tiempo, y $m$ los contenedores de frecuencia.

- Transformada Wavelet Continua (CWT, por sus siglas en inglés). Utiliza productos internos para medir la similitud entre una señal y una función de análisis (Ψ), la cual es una wavelet. El CWT compara la señal con versiones desplazadas, comprimidas o estiradas de una wavelet. Al comparar la señal con la wavelet en varias escalas y posiciones, se obtiene una función de dos variables (Ecuación 1.14).

$$WT_x(\tau,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int x(t)\, \Psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) dt \tag{1.14}$$

  Donde t es el parámetro de translación, $a$ el parámetro de escala y Ψ la función wavelet madre.

***Parámetros No Lineales.***

- V-Order (VOrder). Métrica que funciona como detector no lineal, el cual estima implícitamente la fuerza de la contracción muscular (Ecuación 1.15). [PHINYOMARK, 2012]

$$VO = \left(\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i^{order}\right)^{\frac{1}{order}} \tag{1.15}$$

Donde ‘N’ es el número de datos EMG utilizados y ‘order’ es el valor en número entero, del orden que se busca calcular.

### 1.6.2 Clasificadores y Vectores de Características para EMG.

Utilizando una selección de las características de la señal EMG, al cual se denominará vector de características, aprendizaje de máquina (ML, por sus siglas en inglés) como herramienta para la clasificación en tiempo real de las señales. Las técnicas de ML nos permiten desarrollar clasificadores que se ajusten a los requerimientos específicos del sistema a desarrollar, no solo considerando la exactitud del clasificador, sino su capacidad de trabajar en un sistema embebido y con una capacidad computacional limitada.

Existen diferentes modelos y estrategias para el diseño de un algoritmo de clasificación, teniendo como características para su elección la exactitud del sistema, la velocidad de procesamiento y requerimiento de procesamiento.

Una Máquina de Vectores de Soporte (SVM, por sus siglas en inglés) [MAMMONE, 2009] son algoritmos de aprendizaje supervisado que realizan tareas de clasificación y regresión, especialmente efectivos en clasificación binaria. El objetivo de un algoritmo SVM es encontrar la mejor línea posible, o límite de decisión, que separe los puntos de datos de diferentes clases, este límite se denomina hiperplano.

Los SVM pertenecen a una clase de algoritmos ML denominados métodos kernel, los cuales proyectan la información a un plano de mayor dimensión. Esta proyección facilita la separación de las clases a clasificar, al lograr encontrar un hiperplano lineal en el plano superior.

Toledo-Pérez [TOLEDO-PEREZ, 2019] y Ahmet Alkan [ALKAN, 22012] muestran en sus trabajos el uso de SVM para la clasificación de señales EMG, logrando algoritmos que clasifican entre 4 a 5 movimientos diferentes con errores de clasificación entre 1% y 5%.

El Análisis Discriminante Lineal (LDA, por sus siglas en inglés) [THARWAT, 2017] es un algoritmo de aprendizaje supervisado que se utiliza para tareas de clasificación en el aprendizaje automático. Es una técnica utilizada para encontrar una combinación lineal de características que separe mejor las clases en un conjunto de datos. Sus ventajas son que es un algoritmo simple y eficiente, funciona bien aún ante un alto número de características, puede manejar correlaciones entre las características de los datos. Sus limitaciones son que

asume que los datos tienen una distribución Gaussiana, asume que las matrices de covarianza de las diferentes clases son iguales, asume que los datos son separables linealmente.

Zhang [ZHANG, 2012] trabaja con LDA para el control de una mano biónica mecánica, mientras que Dellacasa [DELLACASA, 2017] utiliza LDA para el análisis de data EMG en personas con amputaciones transradiales. En ambos casos obteniendo errores de clasificación menores a 5%, mencionando su inferioridad y limitaciones al ser comparados con otros métodos con SVM y Kernel.

Una Máquina de Aprendizaje de Núcleo en Cascada (CKLM, por sus siglas en inglés) es una arquitectura en cascada de máquinas Kernel de aprendizaje automático con el fin de aprovechar las ventajas de los distintos métodos utilizados en diferentes capas de la arquitectura propuesta. La Figura 1.26 [LIU, 2007] utiliza una arquitectura en cascada para el sistema de clasificación de señales EMG, en este ejemplo se procesan tres señales EMG de diferentes partes del brazo (músculos palmar largo, extensor y flexor de los dedos), lo cual reduce la linealidad del sistema y hace necesario el uso de técnicas más complejas para una correcta clasificación.

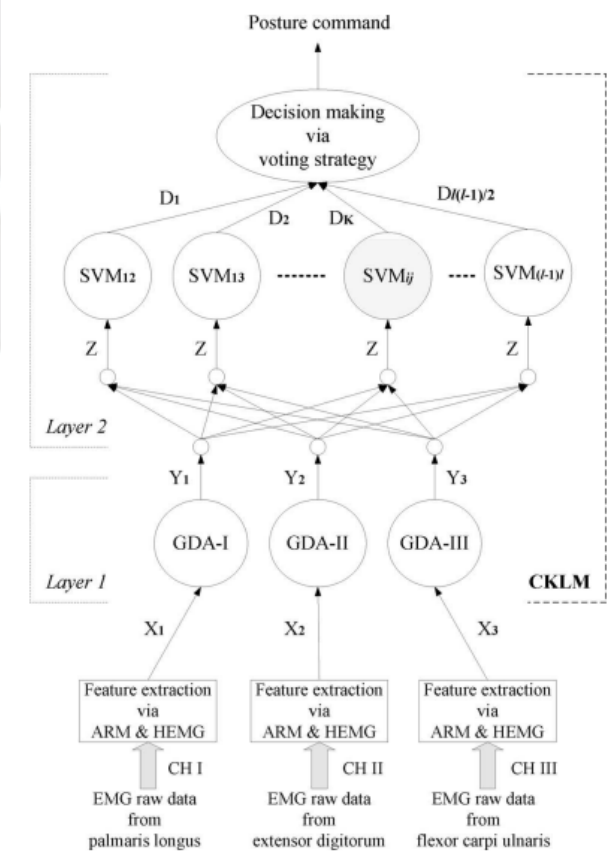



Figura 1.26. Ejemplo de arquitectura en cascada. [LIU, 2007]

## 1.7 Adherencia a la Prótesis.

La Organización Mundial de la Salud [OMS, 2003] define como adherencia el grado en que una persona acepta y continúa con lo acordado con su especialista en salud, lo acordado puede ser respecto a medicinas, dietas, tratamientos o uso de equipos de asistencia. El uso de este término implica que el usuario o paciente no solo hace lo que el profesional de salud indica, sino que colabora activamente en la toma de decisiones.

Esto es importante durante el proceso de diseño del equipo de prótesis, debido a las características específicas de cada caso de amputación y desarrollo del muñón, así como las expectativas de la persona con respecto a su prótesis, permitiendo un alto grado de personalización con el usuario.

### 1.7.1 Prescripción de la Prótesis.

La prescripción tiene en cuenta factores físicos como edad, sexo, estado de salud previa, características del muñón entre otras; intelectuales como las tareas que realiza, profesión u ocupación; sociales como situación económica, apoyo familiar, lugar de residencia, entre otras.

La prótesis es adaptada a la persona durante los primeros días, luego se enseñará la técnica de colocación de la prótesis a la persona y a algún familiar. Durante el entrenamiento o pre marcha, el paciente se familiarizará con la prótesis colocada, las nuevas sensaciones y los movimientos del muñón.

La satisfacción del usuario con su prótesis puede evaluarse mediante el cuestionario basado en SAT-PRO [BILODEAU, 1999], el cual se presenta a continuación:

1. Mi prótesis es confortable.
2. Cuando estoy con la gente (fuera de los amigos y la familia) me siento contento con la prótesis.
3. Mi prótesis es fácil de limpiar.
4. Mi prótesis funciona bien a cualquier temperatura.
5. Mi prótesis es fácil de poner.
6. En ocasiones me he lastimado con la prótesis.

7. Encuentro fácil moverme con la prótesis.
8. Las reparaciones y ajustes de la prótesis se hacen en un tiempo razonable.
9. Mi prótesis está fabricada para durar mucho tiempo.
10. Cuando llevo la prótesis puedo hacer más cosas que sin ella.
11. Estoy satisfecho con la apariencia de la prótesis.
12. He comprendido bien cómo utilizar la prótesis.
13. Mi prótesis me produce dolor.
14. En general estoy satisfecho con la prótesis.

Donde se elegirá una de las siguientes respuestas:

- Completamente de acuerdo
- Bastante de acuerdo
- Bastante en desacuerdo
- Completamente en desacuerdo
- No se aplica

## 1.8 Discusión de la Problemática.

El desarrollo de equipos protésicos para miembros superiores tiene como objetivo proporcionar un apoyo complementario a las personas con amputaciones, facilitando su reintegración a las actividades cotidianas. Una rehabilitación adecuada permite a la persona retomar sus actividades diarias con normalidad; sin embargo, esto no se logra en todos los casos, particularmente cuando el entorno en el que se encuentra no ha sido diseñado para considerar su situación o sus necesidades específicas. En estos contextos, un equipo de prótesis funcional resulta ser de gran utilidad.

Las principales dificultades en el desarrollo de sistemas que proporcionen prótesis funcionales a quienes las requieren incluyen el alto costo de desarrollo, especialmente en relación con las capacidades que el dispositivo ofrece al usuario; la complejidad del equipo en términos de su uso diario, y el grado de personalización necesario para lograr una adecuada adherencia y aceptación por parte del usuario.

Estas dificultades pueden ser superadas gracias a los avances tecnológicos actuales. El uso de impresión 3D, por ejemplo, facilita la fabricación de equipos de manera más rápida y personalizada, a un costo relativamente accesible. Además, el análisis y procesamiento de señales vitales permite el diseño de sistemas de control más intuitivos, los cuales se adaptan a las necesidades del usuario mediante algoritmos de inteligencia artificial que realizan un entrenamiento continuo y optimizan el rendimiento del dispositivo.

El desarrollo de tecnologías que han permitido el diseño de equipos con mayores capacidades enfrenta uno de sus principales desafíos en lograr un equilibrio entre las funcionalidades que ofrece el dispositivo y un diseño que posibilite su funcionamiento eficaz fuera de un entorno controlado, como un laboratorio, sin que se requiera un conocimiento técnico especializado por parte del usuario en su rutina diaria.

El presente trabajo tiene como propósito abordar la dificultad mencionada a través de los siguientes objetivos generales y específicos:

**Objetivo General:**

Diseñar un sistema de control embebido para una prótesis transradial funcional. Este diseño contribuye a la creación de una prótesis económica, eficiente y de fácil uso, integrando señales de electromiografía y algoritmos de inteligencia artificial, con el fin de lograr un control intuitivo del dispositivo.

**Objetivos Específicos:**

i. Realizar una revisión de los antecedentes y del estado del arte, con un enfoque en la biomecánica de la mano y los dedos, así como en los sistemas de control para prótesis de miembro superior que integren el uso de señales EMG.
ii. Proponer un diseño conceptual del sistema de control que considere los requisitos específicos de las personas con amputaciones de miembro superior, las características de las señales de electromiografía y el uso del algoritmo de inteligencia artificial diseñado por el equipo de investigación para procesar dichas señales.
iii. Diseñar un sistema de control embebido que integre el algoritmo de inteligencia artificial diseñado por el equipo de investigación, de manera que la prótesis sea

capaz de emular los movimientos de la mano en tiempo real, sin necesidad de conexión a dispositivos externos para su funcionamiento habitual.

iv. Validar el diseño del sistema de control mediante pruebas en laboratorio con la mano protésica del proyecto, evaluando su rendimiento en términos de funcionalidad, tiempo de respuesta y facilidad de uso por parte de los usuarios.

Este enfoque busca proporcionar una solución innovadora y accesible para mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones de miembro superior, mediante un dispositivo de prótesis que ofrezca un control preciso y natural.

# CAPÍTULO II

# DISEÑO CONCEPTUAL DEL SISTEMA DE CONTROL

En el presente capítulo se exponen los requisitos para el diseño conceptual del sistema de control embebido de una prótesis de miembro superior transradial basada en el reconocimiento de patrones a partir de señales EMG. Se consideraron aspectos biomédicos, biomecánicos y electrónicos para delimitar las características de la prótesis, así como para determinar los rangos y límites de tamaño, peso, requerimientos de energía, entre otros. Posteriormente, se evaluaron diversas propuestas y alternativas con el fin de presentar la opción que mejor se ajustara a las necesidades planteadas al inicio del capítulo.

## 2.1 Consideraciones Preliminares.

Este trabajo de tesis se desarrolló en el marco del proyecto PE501079967-2022-PROCIENCIA, titulado “Desarrollo e implementación de una prótesis de miembro superior no invasiva con reconocimiento de gestos empleando algoritmos de inteligencia artificial”. Como se señaló en la Introducción, el objetivo de esta tesis fue diseñar un sistema de control electrónico embebido para la mano protésica PUCP-IArm, disponible en el laboratorio LIBRA-PUCP y que está siendo desarrollada por los miembros del equipo de investigación del proyecto.

Dentro de las consideraciones preliminares, fue fundamental que el sistema de control operara en tiempo real y utilizara una batería portátil ubicada externamente a la prótesis. Además, el algoritmo de inteligencia artificial denominado PUCP-IArm, diseñado por el

equipo de investigación, debía integrarse al sistema de control que se desarrolló en esta tesis. Los gestos de la mano y los modos de operación de la prótesis, que el sistema de control embebido debía garantizar, se definieron en colaboración con el equipo de investigación, considerando tanto los objetivos del proyecto como las observaciones y sugerencias de los usuarios que participaron en las pruebas de validación del prototipo.

En consecuencia, el sistema de control embebido desarrollado en esta tesis, de acuerdo con los requisitos establecidos por el equipo de investigación, debía integrarse o incorporar los componentes y herramientas que se mencionan a continuación, tomando en cuenta las siguientes consideraciones:

- **Mano Protésica PUCP-IArm:** En la integración del sistema de control embebido con la mano protésica, se permitían modificaciones en el tamaño y la forma de la prótesis, siempre que se conservara la estética de la mano y no se afectara el funcionamiento de los componentes mecánicos ni de los actuadores.

- **Algoritmo PUCP-IArm**: Este algoritmo, diseñado por el equipo de investigación para la mano protésica PUCP-IArm y que aún estaba en desarrollo, se concibió para procesar en tiempo real un conjunto de datos de señales EMG del usuario organizados en ventanas de datos a través de seis canales EMG. Después de procesar la información, el algoritmo permitiría la clasificación de tres estados que representan los movimientos realizados por el usuario: reposo o sin movimiento, flexión y extensión de la muñeca o el antebrazo, según el nivel de amputación.

  El algoritmo diseñado por el equipo de investigación, recibido para esta tesis, aún contemplaba 16 alternativas, las cuales variaban en función de los modelos de inteligencia artificial implementados y del tamaño del conjunto de datos EMG utilizado como entrada. Estas alternativas solo habían sido validadas en simulaciones en una computadora, por lo que requerían ser implementadas y probadas en un sistema de control embebido.

  Es importante añadir que, para el entrenamiento y las simulaciones, el equipo de investigación realizó lo siguiente:

  a) Una recolección de datos EMG con una muestra de 20 voluntarios con discapacidad en extremidad superior, específicamente aquellos con amputación transradial distal o

media, de origen congénito o traumático. Para asegurar un manejo ético, el equipo de investigación estableció protocolos aprobados por el Comité de Ética de la Investigación para Ciencias de la Vida y Tecnologías de la Pontificia Universidad Católica del Perú (documento N° 072-2023-CEICVyT/PUCP). El protocolo considera la recolección de datos EMG mediante sensores Delsys y las pruebas de la prótesis con los usuarios.

b) Una búsqueda exhaustiva de hiperparámetros para cada alternativa de modelo, utilizando métricas como el F1-Score, la precisión (*Accuracy*) y la sensibilidad (*Recall*). Además, emplearon la técnica de validación cruzada *k-fold* con los resultados de las simulaciones de las alternativas, específicamente con 5 pliegues. La validación cruzada es un método ampliamente empleado en los algoritmos de aprendizaje automático para minimizar el sesgo en la estimación de los modelos.

En este trabajo, se seleccionó la alternativa del modelo de inteligencia artificial y el número de datos de entrada para el algoritmo PUCP IArm. Para ello, se llevó a cabo una evaluación de las distintas alternativas proporcionadas por el equipo de investigación, con el objetivo de identificar la que mejor se ajustara a los requisitos de desempeño de la prótesis PUCP-IArm. Este proceso incluyó la validación de su eficacia en términos de precisión, tiempo de procesamiento y operación en tiempo real en el sistema de control embebido desarrollado. Finalmente, con la alternativa seleccionada, se realizó la integración con el sistema de control embebido diseñado en esta tesis. En la Sección 3.2 del Capítulo 3 se ofrece un mayor detalle sobre el desarrollo del Algoritmo PUCP-IArm.

- **Sensor EMG:** En la integración del sistema de control embebido con la mano protésica, el equipo de investigación del proyecto indicó que era necesario considerar el sensor Trigno Quattro, un sensor EMG de superficie con capacidad para amplificar y filtrar la señal EMG obtenida del usuario. Este sensor se utilizó para recopilar los datos EMG de los usuarios de prueba para el entrenamiento del algoritmo, por lo que su uso se consideró un requisito.

## 2.2 Requerimientos del Sistema.

En el proyecto de investigación se ha planteado que la mano protésica PUCP-IArm sea capaz de realizar el movimiento de aducción y abducción con el pulgar, la flexión y

extensión del dedo índice, y la flexión y extensión del grupo de dedos compuesto por el dedo medio, anular y meñique.

Entonces, el equipo de investigación requiere que la prótesis PUCP-IArm sea controlada mediante la captura de señales EMG del antebrazo de un usuario, las que deben ser obtenidas y procesadas en tiempo real en componente embebido. Por consiguiente, el sistema de control embebido estará basado en el reconocimiento de patrones en señales EMG y un procesamiento de estas señales mediante inteligencia artificial.

### 2.2.1 Requerimientos Biomecánicos.

Los requerimientos biomédicos se relacionan a cumplir con las necesidades y expectativas del usuario final [OMS, 2003][OMS,2017][MCOP,2024], estas se pueden dividir en:

a) **Función principal:** El prototipo de prótesis de miembro superior transradial debe ser capaz de asistir al usuario en actividades de la vida diaria supliendo parcialmente las funciones realizables por el miembro amputado.

b) **Ergonomía:** El dispositivo debe buscar imitar un brazo, tanto en funcionamiento como en apariencia.

c) **Uso y mantenimiento:** El equipo debe ser de uso intuitivo y sin requerir mayor conocimiento técnico para su uso diario.

d) **Colocación o instalación:** El dispositivo debe ser colocado por el usuario o un ayudante después de un entrenamiento básico, sin necesidad de mayores conocimientos técnicos.

e) **Personalización:** El dispositivo deberá permitir un grado de personalización con el usuario. Esto puede verse en los tamaños y la posición de los sensores.

f) **Adherencia:** El dispositivo debe ser de utilidad al usuario, esto significa que no solo debe funcionar, sino que debe permitirle realizar las tareas o acciones que el usuario espera poder lograr mediante el uso de una prótesis.

### 2.2.2 Requerimientos Mecánicos.

Los requerimientos mecánicos del sistema son los siguientes:

a) **Mecanismos de los dedos:** El mecanismo escogido para la flexión y extensión de los dedos debe permitir tanto destreza y adaptabilidad geométrica como una eficiente transmisión de la potencia de los motores para el agarre de objetos.

b) **Cinemática:** Movimiento mecánico de abducción y aducción del pulgar, y un movimiento de flexión y extensión de los otros cuatro dedos, estos se deben mover al mismo tiempo.

c) **Peso:** El peso de la prótesis debe ser acorde al peso del miembro opuesto, para no ocasionar desbalance o malestar en el usuario. Este peso debe ser entre los 400 gramos y 500 gramos.

d) **Tamaño y Forma:** Se procurará realizar un diseño que asemeje la morfología de la mano humana. Las dimensiones de la prótesis serán tomadas con base a las medidas antropométricas del usuario.

e) **Material:** Los materiales empleados deben ser ligeros y resistentes.

f) **Mantenimiento:** El acceso a las partes que requieren mantenimiento debe ser simple. Los repuestos mecánicos podrán encontrarse en el mercado local o fabricarse con impresión 3D.

### 2.2.3 Requerimientos Electrónicos.

Los requerimientos electrónicos del sistema son los siguientes:

a) **Procesamiento:** El sistema debe ser capaz de procesar la información en un tiempo no superior a 600 ms [FARINA, 2014] [VELLOSO, 2017], dado que su objetivo es emular el funcionamiento del cuerpo humano, el cual opera en tiempo real.

b) **Sensores y módulos electrónicos:** Los sensores encargados de captar la señal EMG deben hacerlo de manera precisa y sin causar molestias al usuario. Para ello, se

contempla la utilización de módulos electrónicos que contribuyan al desarrollo de las funciones del sistema.

c) **Actuadores:** Los motores a emplear deben ser de tamaño compacto, pero con la capacidad suficiente para cumplir con los requisitos de velocidad y fuerza necesarios para realizar los movimientos requeridos por el equipo.

d) **Arquitectura electrónica:** Dado que el sistema está basado en una plataforma embebida, el espacio y el peso disponibles son limitados. Por tanto, se debe desarrollar una arquitectura electrónica que se acople adecuadamente al componente mecánico, garantizando su funcionamiento eficiente y sin contratiempos.

e) **Energía:** El sistema debe ser capaz de operar de manera autónoma durante un período de tiempo que permita al usuario desenvolverse con normalidad en su entorno. Para ello, se establece como objetivo una duración de la batería de entre 2 y 6 horas, dependiendo de la intensidad y naturaleza del uso del equipo.

### 2.2.4 Requerimientos de Control.

Los requerimientos de control del sistema son los siguientes:

a) **Estabilidad:** El sistema debe ser confiable, es decir, evitar falsos positivos o falsos negativos.

b) **Adaptabilidad:** El sistema debe poder adaptarse al usuario, buscando que el algoritmo de control sea parte del aspecto personalizado del sistema.

c) **Frecuencia de muestreo:** La frecuencia de muestreo debe ser lo suficientemente alta para obtener una cantidad adecuada de datos de electromiografía (EMG) que aseguren el funcionamiento correcto del algoritmo PUCP-IArm. Al mismo tiempo, se debe evitar la recopilación excesiva de datos que pueda comprometer la eficiencia del sistema y ralentizar su desempeño.

d) **Arquitectura de control:** Debe ser compatible con un hardware portátil, adecuado para su integración en una prótesis. Los componentes seleccionados para el desarrollo

de la arquitectura propuesta deben cumplir con los requisitos de tamaño y consumo energético.

## 2.3 Estructura de Funciones.

A continuación, se presentan de manera general las entradas, salidas y funciones que debe considerar el sistema de control para su integración con la prótesis en desarrollo, las cuales se detallarán en las siguientes secciones del documento.

Entradas:

- Información: Señal EMG a ser procesada.
- Energía: Fuente de alimentación para sensores, componentes electrónicos y actuadores.
- Material: Cuerpo de la prótesis y mecanismos en su posición inicial.

Salidas:

- Información: Señal de activación de actuadores.
- Energía: Ruido, calor, movimiento.
- Material: Cuerpo de la prótesis y mecanismos en posiciones finales.

Funciones:

- Alimentar Baterías.
- Energizar sensores, actuadores y componentes electrónicos.
- Inicializar sistema.
- Detectar señales mioeléctricas generadas por los músculos del brazo.
- Amplificar señal EMG
- Muestrear señal amplificada EMG en tiempo real.
- Filtrar señal muestreada.
- Identificar patrones en señal muestreada mediante un algoritmo basado en inteligencia artificial.
- Asignar una categoría específica a señal muestreada con base en lo obtenido por el algoritmo.
- Calcular movimientos deseados con base en señal categorizada.
- Controlar actuadores de los dedos para realizar movimientos calculados.
- Generar el movimiento de los dedos.

- Retroalimentar algoritmo con la señal categorizada.
- Reiniciar el sistema.

### 2.3.1 Diagrama de Funciones.

A continuación, en la Figura 2.1 se presenta el diagrama de funciones del sistema en general, con el fin de entender la participación y responsabilidades de cada sistema.

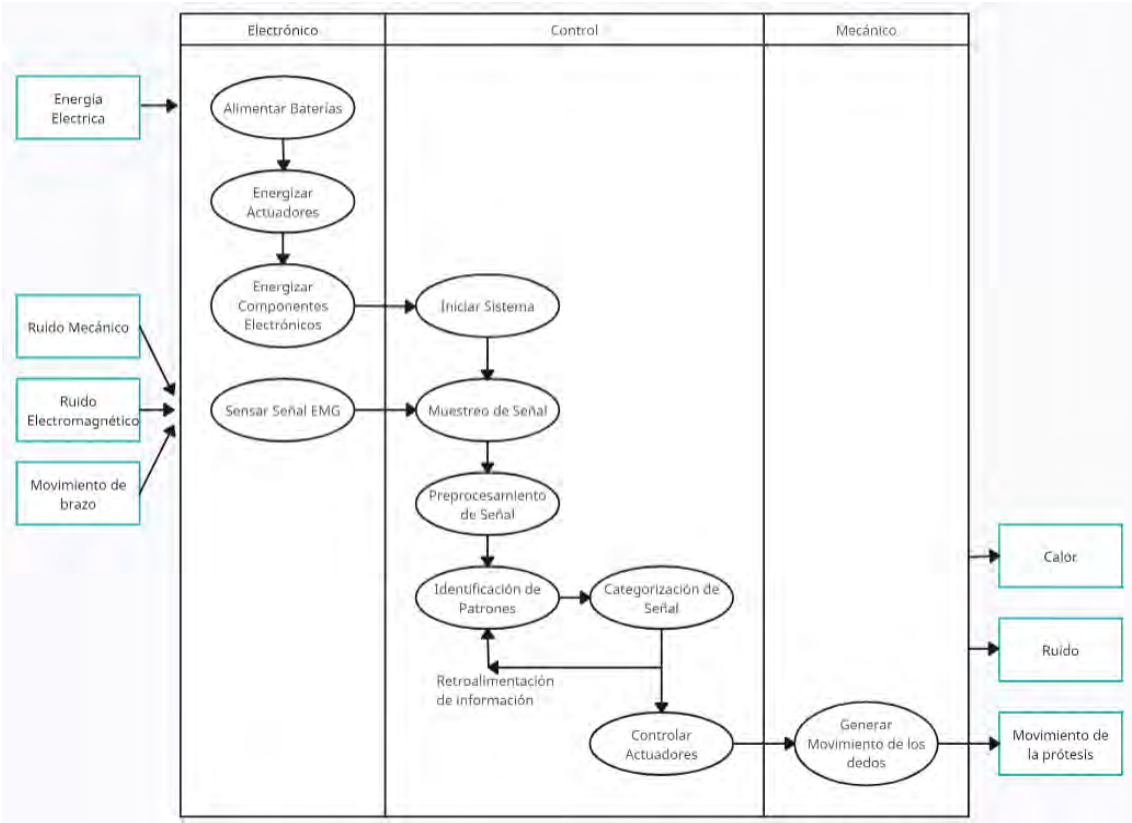



Figura 2.1. Diagrama de Funciones.

## 2.4 Propuesta de Solución.

En las secciones siguiente se presentan las tecnologías disponibles para la realización de las diferentes tareas requeridas por el sistema.

### 2.4.1 Adquisición y Preprocesamiento de Señales EMG.

Con el objetivo de obtener la señal a través de componentes analógicos, se requieren las siguientes etapas.

***a) Adquisición de señales EMG***

Se requiere un equipo capaz de captar señales de EMG de manera no invasiva, para ello, se utilizarán electrodos de superficie, como los mostrados en la Figura 2.2.

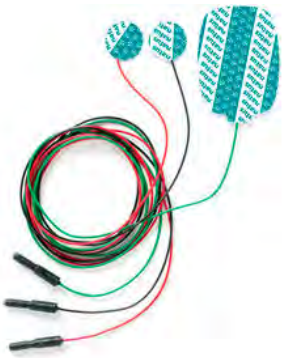


Figura 2.2. Electrodos de Superficie.

El número de electrodos y la posición donde se colocan son aspectos que deben estudiarse y delimitarse para obtener datos correctos de una manera repetible. La principal limitante para la colocación de los electrodos son las características del brazo de la persona amputada, el alcance de la amputación, el estado del muñón y el brazo, la cantidad de grasa corporal, el estado de los músculos y la presencia de callos en la zona deben ser considerados al colocar los sensores y la calidad de la señal a obtener.

El grado de libertad de la prótesis, así como el tipo de movimientos que se buscan recrear, son aspectos por considerar para elegir el número de electrodos y los lugares donde deben ser colocados. De acuerdo con los movimientos a recrear, será recomendable tener en cuenta la posición de los músculos utilizados en estos movimientos, a fin de poder captar las señales de los mismos cuando son activados.

Hakonen [HAKONEN, 2015] menciona que es preferible utilizar sistemas bipolares y que la distancia entre los electrodos no debe exceder los 20 milímetros. Por otro lado, Sadi-Ahmed [SADI-AHMED, 2022] propone el uso de cinco electrodos, como se muestra en la Figura 2.3, donde uno actúa como referencia y los otros cuatro operan en pares, restando una señal de la otra para extraer la información específica de la señal deseada.

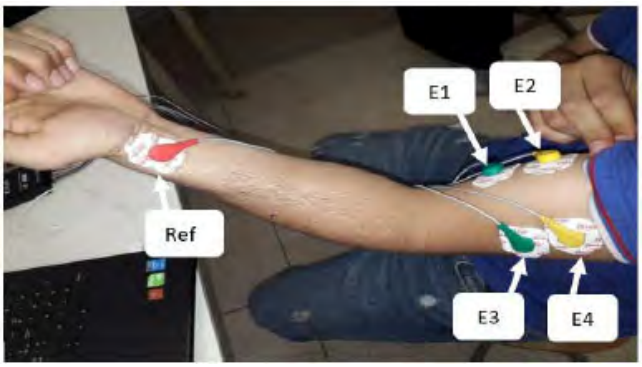



Figura 2.3. Posicionamiento de Electrodos para el trabajo de Sadi-Ahmed. [SADI-AHMED, 2022]

El trabajo de Nuñez [NUÑEZ, 2022] muestra en la Figura 2.4 un posicionamiento de los electrodos basado en la posición de los músculos encargados del movimiento de los dedos que se estudian, así como el tamaño de la persona.

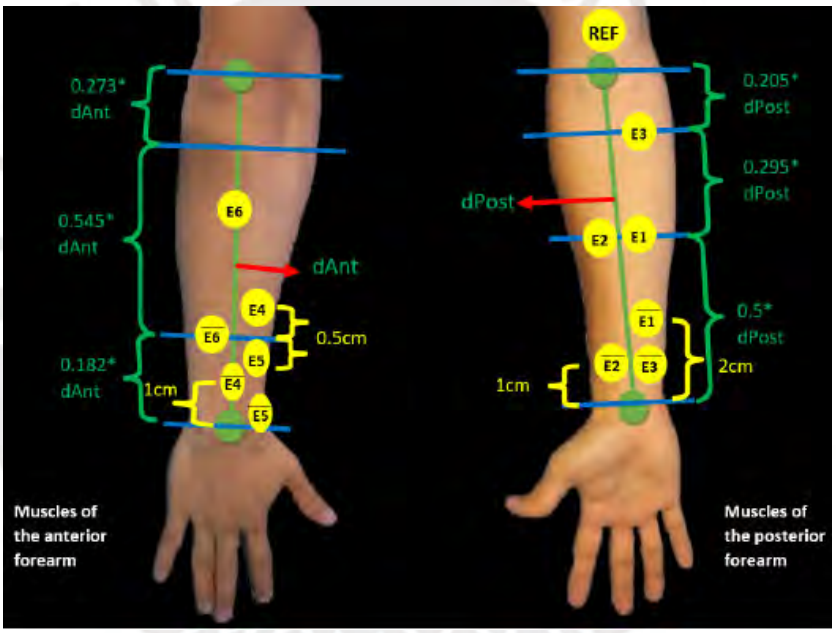



Figura 2.4. Posicionamiento de Electrodos para el trabajo de Nuñez. [NUÑEZ, 2022].

***b) Amplificación de señal EMG en tiempo real.***

Debido a que la señal original está entre los microvoltios y milivoltios, esta es sensible al ruido, por lo que se amplifica con una ganancia entre 100 a 5000 [HAKONEN, 2015], esta amplificación debe ser hecha lo más cerca posible a los electrodos a fin de reducir el ruido captado.

***c) Filtrado de la señal EMG en tiempo real.***

La señal debe ser normalizada para poder ser procesada adecuadamente, teniendo en cuenta las amplitudes de voltaje, el tiempo y las frecuencias. Este proceso implica una etapa de amplificación y, de manera más relevante, una etapa de filtrado destinada a eliminar el ruido electromagnético presente en la señal.

El filtrado de frecuencias inferiores a 20 Hz es fundamental para eliminar el ruido generado por el movimiento de los electrodos, cables o del equipo en general. Según Hakonen [HAKONEN, 2015], las frecuencias comprendidas entre 20 Hz y 100 Hz contienen información relevante que mejora la precisión de la señal en un 1.6% en casos de amputaciones transradiales. Además, se destaca que el 95% de la energía dominante de la señal se encuentra en los armónicos de 400 Hz y 500 Hz. Por consiguiente, se emplea un filtro pasabanda que permite el paso de frecuencias entre 20 Hz y 500 Hz, complementado con un filtro *notch* para eliminar las interferencias de frecuencia fija causadas por la corriente eléctrica (60 Hz).

### 2.4.2 Sensor EMG.

Existen diversos módulos capaces de obtener la señal EMG, realizar un preprocesamiento y mostrar información específica de la misma. Estos equipos son confiables y pueden reducir la cantidad de componentes electrónicos requeridos. Aunque el diseño de cada componente permite una mayor personalización, esto puede no ser requerido en favor a una mayor simplicidad del diseño final.

El sensor Trigno Quattro, mostrado en la Figura 2.5, es un sensor EMG de cuatro canales, capaz de obtener hasta 2222 muestras por segundo. Tiene un peso de 25 gramos y su batería tiene una duración de hasta cuatro horas. Puede operar de manera inalámbrica mediante Wi-Fi y Bluetooth, con un rango de transmisión de hasta 40 metros. Además, cuenta con un filtro pasa banda configurable y es capaz de entregar la señal analógica y calcular su envolvente.

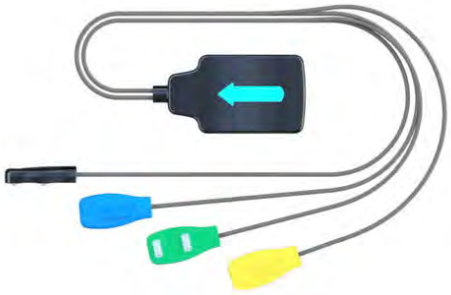


Figura 2.5. Trigno Quattro Sensor, Delsys.

El Myo Armband, mostrado en la Figura 2.6, es un dispositivo capaz de reconocer movimientos de la mano mediante un equipo de bajo peso colocado alrededor del antebrazo. Aunque cuenta con su propio software propietario, permite el desarrollo de aplicaciones, lo que ha facilitado su uso en varios proyectos que involucran la identificación de patrones. Sin embargo, el fabricante ha descontinuado su producción, por lo que resulta difícil obtener repuestos o soporte técnico.

Figura 2.6. Myo Gesture Control Armband.

El sensor Myoware, mostrado en la Figura 2.7, dispone de tres canales (uno de ellos para referencia) y permite obtener tanto la señal EMG original como la señal EMG rectificada en formato analógico. Ambas señales son amplificadas por el dispositivo a un valor ajustable por el usuario. Este sensor requiere una fuente de alimentación externa para su funcionamiento.

Figura 2.7. Sensor EMG Myoware. Advancer Techonologies.

### 2.4.3 Muestreo y Segmentación de la Señal EMG.

Dado que la entrada es una señal en tiempo real, es necesario segmentarla para su adecuado procesamiento. Para ello, se propone un sistema capaz de detectar cuando la señal EMG alcanza un nivel de potencia que indique la activación del músculo. A partir de este pico, se procederá a registrar los datos a una frecuencia específica y durante un tiempo determinado. Según el teorema de Nyquist [HERLE, 2010] [HAKONEN, 2015], se establece una frecuencia de muestreo mínima que debe ser el doble de la frecuencia de corte superior. En este caso, se utiliza una frecuencia de corte superior de 500 Hz, junto con una frecuencia de muestreo de 2 kHz, que se emplean para la captura de datos de entrenamiento del algoritmo PUCP-IArm.

Una frecuencia de muestreo muy alta o largos periodos de captura requieren procesar una mayor cantidad de datos en cada ciclo. Esto puede generar retrasos en la activación de la prótesis, además de incrementar el consumo de energía y reducir, en consecuencia, la duración del funcionamiento de la prótesis. Además, la forma en que se muestrea la señal EMG también influye en la velocidad de respuesta del sistema. A continuación, se presentan dos métodos utilizados para el muestreo de la señal EMG.

El **Método de Ventanas Adyacentes**, mostrado en la Figura 2.8, consiste en procesar cada ventana de datos de manera secuencial, comenzando el procesamiento de una ventana en el mismo instante en que se inicia la captura de la siguiente. Debido a que el tiempo de procesamiento de la señal es menor al tiempo de captura de una nueva ventana, el procesador debe permanecer en espera durante un breve periodo hasta recibir el siguiente conjunto de datos. Por otro lado, el **Método Superpuesto**, ilustrado en la Figura 2.9, evita que el procesador quede sin información, ya que se captura una nueva ventana de datos antes de que la anterior termine de ser procesada.

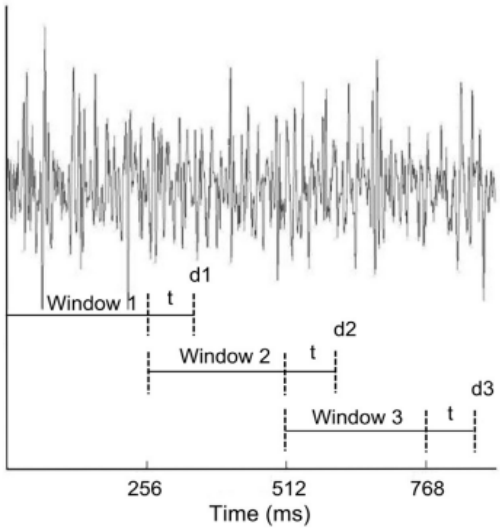



Figura 2.8. Método de Ventanas Adyacentes. [HAKONEN, 2015]

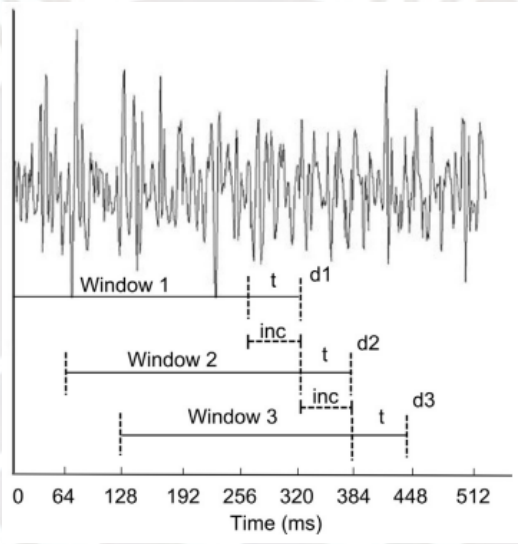



Figura 2.9. Método Superpuesto. [HAKONEN, 2015]

Aunque los mismos segmentos de la señal son procesados más de una vez, el método superpuesto permite una respuesta más rápida ante cambios en la señal, por lo que el sistema responderá más rápido a los movimientos del usuario.

### 2.4.4 Procesamiento de la Señal EMG.

El procesamiento de la señal será a través del algoritmo PUCP-IArm, el cual es capaz de identificar patrones en la señal EMG obtenida del usuario. Para ello se requerirá un equipo capaz de recibir la señal EMG del sensor, procesarla y luego controlar los actuadores dentro de la prótesis.

El módulo ESP-32, mostrado en la Figura 2.10, cuenta con dos núcleos y es capaz de trabajar con diferentes lenguajes de programación y a la velocidad requerida. Sin embargo, su memoria interna no es suficiente para ejecutar el algoritmo PUCP-IArm ni para procesar la cantidad de datos necesarios en tiempo real.

Figura 2.10. ESP-32. Dual core chip development board.

Los equipos Raspberry, como los mostrados en la Figura 2.11, son capaces de trabajar con algoritmos clasificadores de inteligencia artificial y la cantidad de datos requerida por el algoritmo PUCP-IArm en tiempo real. Algunos de estos modelos cuentan con un tamaño y peso adecuados para ser embebidos a una prótesis.

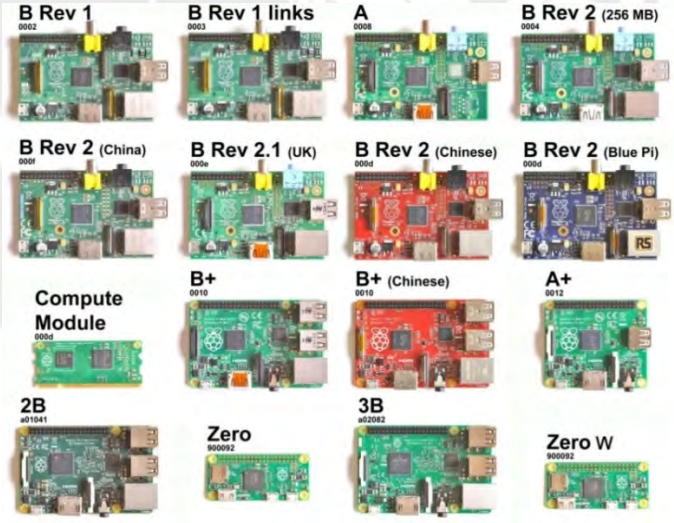



Figura 2.11. Modelos de equipos Raspberry pi.

La NVIDIA Jetson Nano (Figura 2.12) es una computadora de placa única (SBC, por sus siglas en inglés) diseñada específicamente para aplicaciones de inteligencia artificial (IA) y aprendizaje automático. Esta plataforma está equipada con un procesador ARM Cortex-A57 de cuatro núcleos y una unidad de procesamiento gráfico (GPU) NVIDIA Maxwell con 128 núcleos CUDA, lo que le permite ejecutar modelos de IA de manera eficiente en tiempo real. Gracias a sus características técnicas, la Jetson Nano se ha consolidado como

una herramienta de uso frecuente en ámbitos como la educación, el desarrollo de prototipos y la creación de dispositivos inteligentes, favoreciendo la implementación de soluciones innovadoras en el campo de la computación embebida.

Figura 2.12. NVIDIA Jetson Nano.

La Adafruit ItsyBitsy M4 (Figura 2.13) es una placa de desarrollo de formato compacto, que incorpora el microcontrolador ATSAMD51 de 32 bits, el cual opera a una frecuencia de hasta 120 MHz. Esta característica la convierte en una opción adecuada para proyectos que requieren un procesamiento de alto rendimiento, pero en un factor de forma reducido. La placa dispone de 512 KB de memoria flash y 192 KB de RAM, así como soporte para CircuitPython, lo que facilita la programación y la integración en diversas aplicaciones electrónicas. Su reducido tamaño, combinado con una amplia cantidad de pines de entrada/salida (GPIO), la hace especialmente idónea para la creación de prototipos, dispositivos portátiles y proyectos de electrónica compacta. Adicionalmente, es compatible con diversos protocolos de comunicación, tales como UART, SPI e I2C, lo que amplía sus capacidades de conexión con otros dispositivos electrónicos.

Figura 2.13. Adafruit ItsyBitsy M4.

## 2.5 Selección de Propuestas y Tecnologías.

La evaluación de las tecnologías se realizó en función de los requerimientos del sistema. Se consideraron aspectos físicos del diseño, como el peso (en gramos) y el tamaño (en cm). Además, se evaluaron aspectos funcionales, como el consumo de energía (en mAh), el soporte proporcionado por el fabricante, el tiempo de respuesta o retraso generado por cada etapa (en milisegundos) y la exactitud del sistema para identificar correctamente las intenciones del usuario y ejecutar el movimiento correspondiente.

En cuanto al peso y tamaño, se establecieron límites que no debían ser superados. Si bien tamaños o pesos menores eran deseables, no necesariamente implicaban una mejora significativa en el sistema final. El consumo de energía debía asegurar entre 4 y 6 horas de funcionamiento del equipo entre recargas, considerando el consumo de los sensores, el sistema de procesamiento y los actuadores. En relación con el tiempo de respuesta, los trabajos de Farrell [FARELL, 2007] [FARRELL, 2011] indicaron que el equipo debía tener un tiempo de respuesta en el rango de 50 a 150 ms para garantizar la comodidad del usuario. La exactitud de los métodos propuestos se determinó teóricamente a partir de los estudios y publicaciones de proyectos similares.

**Sensor EMG.**

Como se mencionó en la Sección 2.1, el sensor Trigno Quattro fue recomendado por el equipo de investigación del proyecto para su uso con la prótesis PUCP-IArm. Además, se identificó que sus características se adecuaban a los requerimientos del sistema:

- Peso: 25 gramos.
- Tiempo de respuesta de 46 ms en promedio, lo cual permite una transmisión de datos rápida para el trabajo en tiempo real.
- Frecuencia de muestreo y filtros configurables.

Asimismo, este sensor garantiza consistencia en los datos EMG, ya que es el mismo utilizado para obtener los datos que entrenaron el algoritmo PUCP-IArm.

**Procesamiento de la señal.**

El muestreo debe ser en un tiempo que considere el tamaño del segmento de la señal a procesar y el tiempo de procesamiento de este segmento. Para realizar la comparación de los métodos, se consideraron:

$T_i$ = Tiempo entre dos señales de control.

$t_i$ = Segmento de la señal.

$\tau_i$ = Tiempo de procesamiento.

En el método de ventanas adyacentes se obtiene: $T_i = (t_i - \tau_{i-1}) + \tau_i$

En el método superpuesto: $T_i = \tau_i$

Los tiempos de procesamiento ($\tau_i$) son menores que el segmento de la señal a analizar ($t_i$), se puede concluir que el Método Superpuesto permite un mejor rendimiento en cuanto a tiempo de procesamiento, ya que el tiempo entre respuestas del sistema es igual al tiempo de procesamiento de la señal.

**Procesador.**

Se seleccionó un equipo Raspberry Pi para el procesamiento de los datos electromiográficos (EMG), específicamente un Raspberry Pi Zero 2 W, que presenta las siguientes características:

- Memoria RAM: 1 GB LPDDR2 SDRAM.
- Procesador: Procesador Broadcom BCM2710A1, que incluye un quad-core ARM Cortex-A53 a 1 GHz
- Dimensiones: 65 mm x 30 mm x 5 mm (longitud x ancho x altura)
- Sistema operativo: Raspberry Pi OS de 64 bits (Raspbian).

El Raspberry Pi Zero 2 W se presenta como la opción más equilibrada, ya que, a diferencia del Raspberry Pi 4 y el NVIDIA Jetson Nano, tiene un tamaño más compacto y un costo significativamente más bajo. En cuanto al costo, el Raspberry Pi Zero 2 W tiene un precio de S/ 78.00, mientras que el Raspberry Pi 4 cuesta S/ 240.00 y el NVIDIA Jetson Nano S/ 850.00, lo que lo hace significativamente más caro. Además, dispositivos más pequeños como el Adafruit ItsyBitsy M4 ofrecen menor capacidad de procesamiento y memoria, lo que los hace menos adecuados para este tipo de aplicación.

Estas características lo hacen adecuado para aplicaciones en sistemas embebidos y dispositivos portátiles.

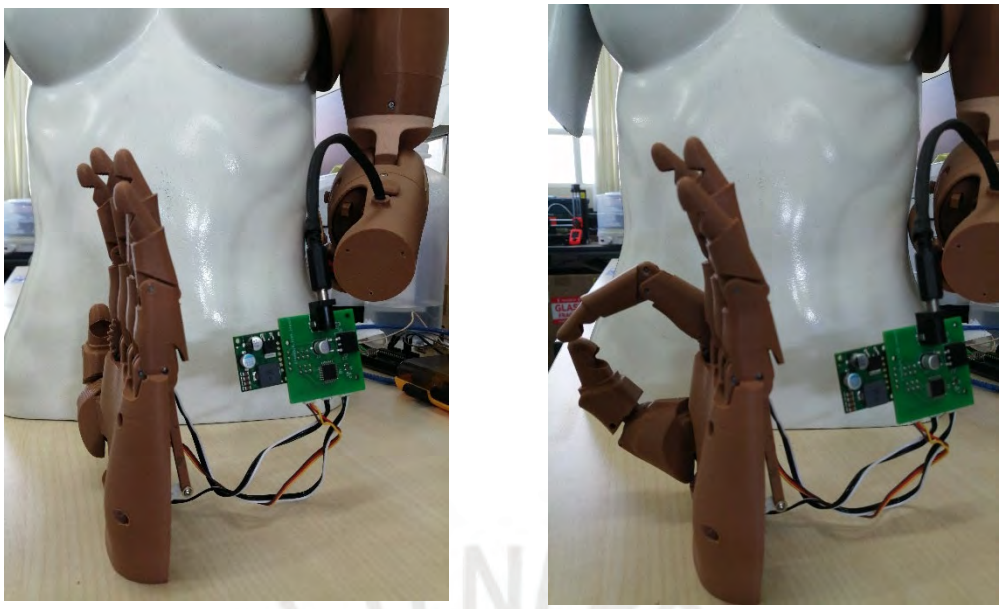
# CAPÍTULO III

# DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL

En el presente capítulo se detallará el proceso seguido en el desarrollo del sistema de control electrónico embebido para la prótesis, partiendo del diseño conceptual, con especial énfasis en la selección de componentes y de las herramientas matemáticas, ambos necesarios para garantizar el funcionamiento de la prótesis, de acuerdo con los objetivos y alcances establecidos en el proyecto de investigación.

## 3.1 Gestos de la Mano Protésica.

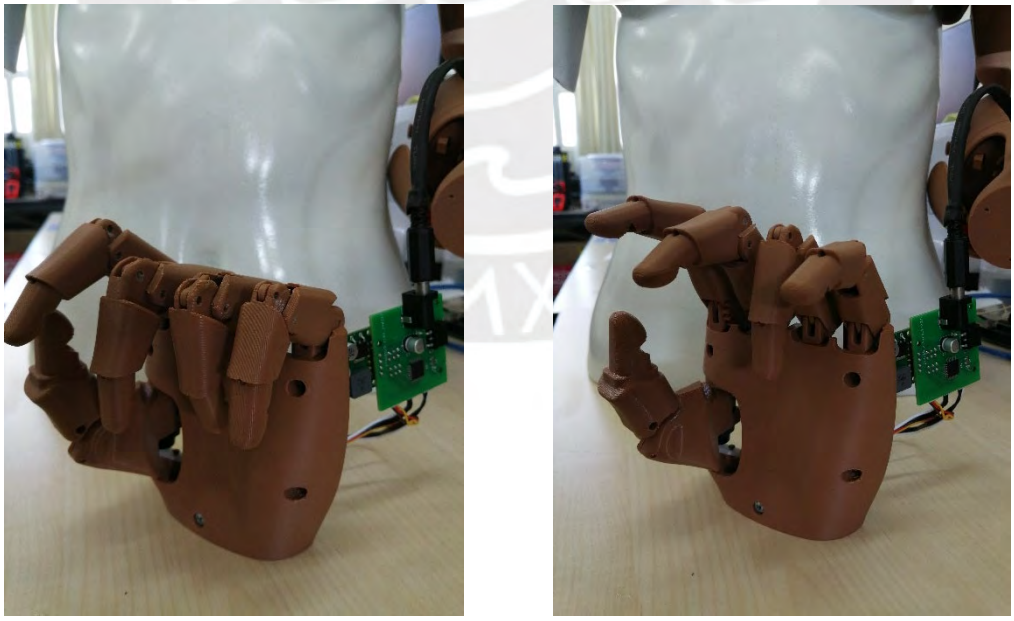
Se definen seis gestos para la mano protésica, los cuales permiten al usuario realizar diferentes tareas. La Figura 3.1 muestra la mano extendida, así como el estado denominado “pinza”, el cual es usado para sujetar objetos con el pulgar y el índice.



(a) (b)

Figura 3.1. Gestos de la mano (a) Mano extendida y (b) Pinza.

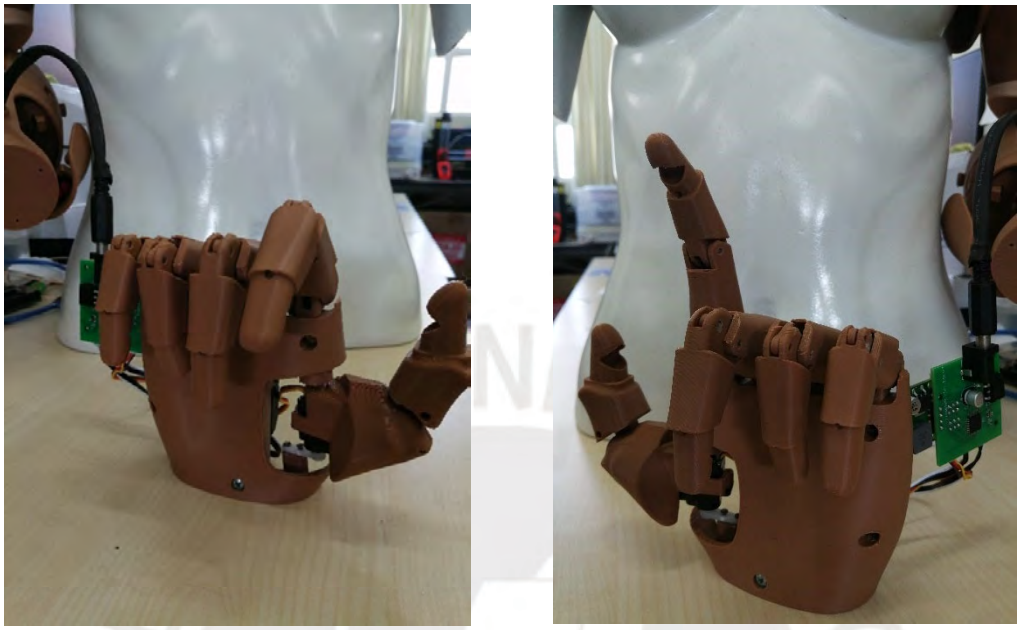
La Figura 3.2 muestra los gestos denominados “cilindro 1” y “cilindro 2”, los cuales utilizan todos los dedos para sujetar un objeto. Se definen dos posiciones para la sujeción de objetos de diferentes tamaños, con el fin de evitar la sobrecarga de los servomotores o de los componentes mecánicos.



(a) (b)

Figura 3.2. Gestos de la mano (a) Cilindro 1 y (b) Cilindro 2.

La Figura 3.3a muestra el gesto denominado “garra”, utilizado para sujetar bolsas o baldes desde un asa; mientras que la Figura 3.3b muestra el gesto denominado “tipeo”, con el dedo índice extendido en una posición que facilite el uso de un teclado.



(a) (b)

Figura 3.3. Gesto de la mano (a) Garra y (b) Tipear.

El algoritmo PUCP-IArm, diseñado por el equipo de investigación, debía ser capaz de identificar los movimientos de extensión y flexión, así como el estado de reposo del brazo del usuario. Como resultado de esta tesis, se completó el desarrollo del algoritmo y se implementó una etapa de posprocesamiento que facilita la transición fluida entre los seis gestos definidos para la mano protésica, los cuales se describen en las secciones siguientes.

## 3.2 Procesamiento de Señal EMG.

El procesamiento de la señal EMG se dividió en dos etapas: i) la transferencia de los paquetes de datos desde el sensor EMG hacia el sistema de control, y ii) el procesamiento de estos datos mediante el algoritmo PUCP-IArm diseñado. Sin embargo, entre ambas etapas, el algoritmo PUCP-IArm demanda mayor tiempo de ejecución. Entonces, con el fin de optimizar el procesamiento de la señal EMG, el método superpuesto descrito en la Sección 2.5.3 permite una reducción significativa del tiempo total de procesamiento de la señal EMG, estableciendo como límite máximo el tiempo de ejecución del algoritmo

PUCP-IArm diseñado. Este método posibilita que las dos etapas, en las que se divide el procesamiento de las señales EMG, se puedan ejecutar de manera simultánea, favoreciendo el procesamiento en tiempo real.

El tiempo de ejecución del algoritmo PUCP-IArm incluye el cálculo de los vectores de características por cada canal EMG. Cada vector está compuesto por las siguientes nueve características: IEMG, MAV, *Modified* MAV, RMS, V3, WL, *Average Amplitude Change*, WAMP y SSC. Por consiguiente, el algoritmo PUCP-IArm diseñado procesa un total de 54 variables. En este proceso de cálculo de los vectores de características, por cada canal EMG se recibe una lista de grupos de datos que se actualizan en tiempo real. Es importante precisar que las nueve características fueron definidas por el equipo de investigación del proyecto.

Con el objetivo de seleccionar la herramienta matemática que permita al algoritmo PUCP-IArm cumplir con los requisitos funcionales de la prótesis y su sistema de control embebido, se evaluaron diversos modelos, tales como Random Forest (RF), Redes Neuronales, Decision Tree (DT) y Extreme Gradient Boosting (XGB), para la identificación de los estados de reposo, flexión y extensión del antebrazo.

## 3.3 Implementación del Algoritmo PUCP-IArm en un Módulo de Prueba.

Con el fin de confirmar la operatividad de las diferentes versiones del algoritmo PUCP-IArm según su diseño, se emplea un módulo Raspberry Pi 4, como el mostrado en la Figura 3.4, el cual se utiliza en las pruebas iniciales para verificar su correcto funcionamiento.

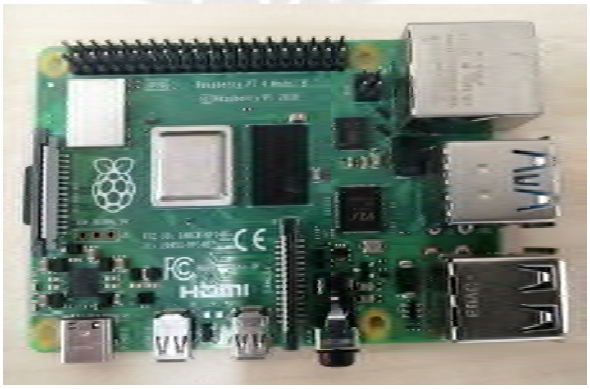


Figura 3.4. Raspberry pi 4, fabricado por Raspberry pi Foundation.

El equipo Raspberry Pi 4, operando con el sistema operativo Raspbian, demostró tener la capacidad de procesamiento necesaria para ejecutar el algoritmo PUCP-IArm. Además, permite la comunicación inalámbrica requerida para recibir los datos proporcionados por el sensor Delsys. Sin embargo, sus dimensiones y peso superan los requisitos del proyecto para un sistema embebido. Por lo tanto, se optó por hacer la transición al Raspberry Pi Zero 2 W, el cual se muestra en la Figura 3.5. Este dispositivo opera de manera similar al Raspberry Pi 4, aunque con una capacidad computacional reducida, lo que limita la cantidad de datos procesados en tiempo real.

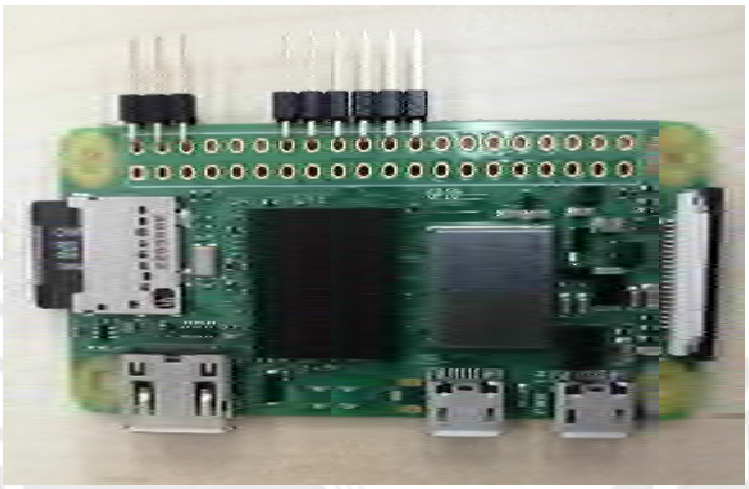


Figura 3.5. Raspberry pi zero 2 W, fabricado por Raspberry pi Foundation.

Se procedió a realizar la selección del algoritmo PUCP-IArm a partir de las versiones recibidas. Se recibieron 16 versiones, las cuales se diferenciaban en los modelos utilizados y la cantidad de datos EMG empleados como entrada. En una primera etapa, se realizó una selección inicial basada en la exactitud de cada versión, como se muestra en la Tabla 3.1. Se descartaron aquellas que utilizaban los modelos de redes neuronales y DTC, ya que presentaron la menor exactitud en general.

Tabla 3.1. Exactitud de las diferentes versiones del algoritmo.

| | **Número de datos EMG de entrada** | | | |
|---|---|---|---|---|
| | **50 Datos** | **100 Datos** | **150 Datos** | **200 Datos** |
| **XGBoost** | 0.7631 | 0.8273 | 0.8789 | 0.9097 |
| **Random Forest** | 0.7729 | 0.8440 | 0.9002 | 0.9258 |
| **Decision Tree** | 0.7035 | 0.7780 | 0.8357 | 0.8713 |
| **Redes Neuronales** | 0.7259 | 0.7660 | 0.8099 | 0.8229 |

De las 8 versiones restantes, se efectuó un segundo descarte conforme a su desempeño en el Raspberry Pi Zero 2 W. Las pruebas realizadas mostraron que las versiones que utilizaban grupos de 150 y 200 datos EMG generaban retrasos y pausas en el funcionamiento del dispositivo, por lo que dichas versiones fueron descartadas. Los tiempos promedio de procesamiento de las versiones restantes se presentan en la Tabla 3.2. Se seleccionó como versión final para el algoritmo PUCP-IArm aquella que empleaba el modelo Random Forest (RF) y grupos de 50 datos EMG, basando esta elección en un equilibrio entre el tiempo de ejecución y la exactitud del algoritmo.

Tabla 3.2. Tiempos Promedio de Procesamiento de algoritmos.

| | **Número de datos EMG de entrada** | |
|---|---|---|
| | **50 Datos** | **100 Datos** |
| **XGBoost** | 0.086s | 0.117s |
| **Random Forest** | 0.091s | 0.258s |

En consecuencia, el equipo Raspberry Pi Zero 2 W demostró ser adecuado para el procesamiento en tiempo real de grupos de 50 de datos EMG, sin presentar retrasos ni errores en su funcionamiento. No obstante, se identificó la necesidad de implementar una etapa de posprocesamiento de los resultados generados por el algoritmo PUCP-IArm, que incluyó la incorporación de una máquina de estados y la generación de señales PWM para el control de los motores. Para evitar un aumento en la carga computacional del Raspberry Pi Zero 2 W, que no dispone de la cantidad necesaria de salidas PWM para ejecutar la tarea de manera eficiente, se optó por realizar este posprocesamiento en un microcontrolador.

## 3.4 Diseño del sistema de control.

La fase de procesamiento, representada en la Figura 3.6, se realizó utilizando el módulo Raspberry Pi Zero 2 W en conjunto con el microcontrolador ATMega328P. Este microcontrolador es responsable de generar las señales de modulación por ancho de pulso (PWM) necesarias para controlar los servomotores, específicamente un modelo EMAX ES08AII y dos Power HD 1810. Además, el ATMega328P gestiona una máquina de estados, en la que cada estado corresponde a un gesto específico de la mano protésica. Esta estrategia optimiza el rendimiento global del sistema al reducir la carga computacional del Raspberry Pi Zero 2 W.

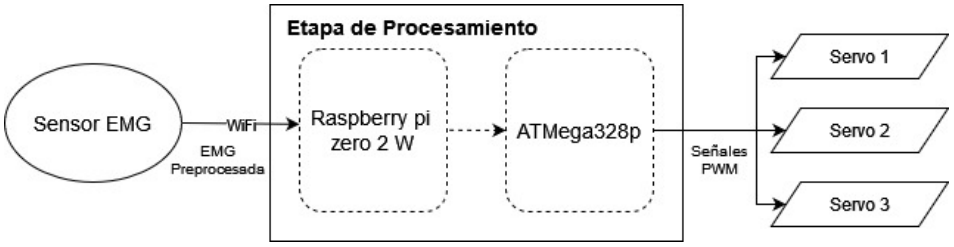



Figura 3.6. Diagrama de bloques de etapa de procesamiento.

### 3.4.1 Máquina de Estados.

El uso de una máquina de estados para complementar el algoritmo PUCP-IArm permite a la mano protésica realizar un mayor número de tareas con un costo computacional menor en comparación con el uso exclusivo de inteligencia artificial para reconocer cada movimiento específico. Este enfoque tiene en cuenta que, debido al tipo de amputación, el tiempo transcurrido desde la misma y el estado del muñón o brazo, el usuario podría no recordar o no ser capaz de generar las señales musculares requeridas para controlar la prótesis. La máquina de estados permite que la inteligencia artificial se concentre en un número reducido de movimientos, los cuales son más fáciles de ejecutar para el usuario objetivo y más sencillos de reconocer y clasificar. Este método también reduce el tiempo de procesamiento global del sistema de control, facilitando así el trabajo en tiempo real, que es un aspecto crucial en este trabajo de tesis.

El gesto de la mano extendida o abierta se considera un estado base o de descanso, mientras que los gestos de pinza, cilindro 1, cilindro 2, garra y tipear (teclear) se clasifican como gestos activos. De estos, se establece un estado inicial y un estado final que representen el movimiento a emular. Como ejemplo, se toma el gesto denominado pinza, cuya función es sujetar objetos entre el pulgar y el índice. Para este gesto, se define un estado inicial en el cual el dedo pulgar se encuentra en posición de espera, como se observa en la Figura 3.7a. El estado final, representado en la Figura 3.7b, se alcanza tras un movimiento de flexión, lo que permite al usuario colocar la mano en la posición deseada para sostener el objeto y realizar el movimiento requerido a su conveniencia.

(a) (b)

Figura 3.7. Pinza (a) Gesto Inicial y (b) Gesto Final.

La Figura 3.8 muestra la máquina de estados diseñada, la cual ilustra el ciclo de transiciones entre los gestos realizados por la prótesis y los movimientos de activación necesarios para cambiar entre los diferentes estados. El ciclo comienza con el gesto de "mano extendida", mientras que el primer gesto activo corresponde a la "pinza inicial". Esta lógica se desarrolló a partir de pruebas realizadas tanto en entorno controlado (laboratorio) como con usuarios, y se fundamentó también en las aportaciones del equipo de investigación, considerando los objetivos y limitaciones del proyecto.

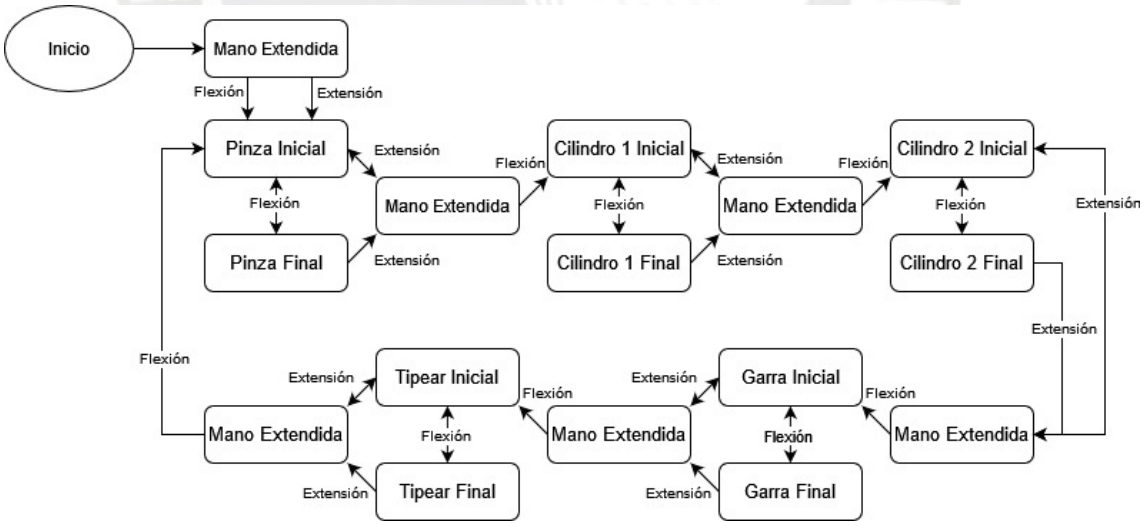



Figura 3.8. Máquina de estados.

## 3.5 Diseño de Arquitectura Electrónica.

La tarjeta electrónica diseñada cuenta con todo el sistema de procesamiento, incluyendo los reguladores de voltajes respectivos para la alimentación de los componentes. El diseño

de la tarjeta tiene como principales consideraciones los componentes electrónicos requeridos y el tamaño disponible dentro de la prótesis. Los principales componentes incluidos en la tarjeta son los reguladores de voltaje, el microprocesador ATMega328p y los conectores externos.

Se ha planteado el uso del regulador de voltaje L7805CD2T-TR para alimentar el módulo Raspberry Pi Zero 2 W y el microcontrolador ATMega328P. Este regulador proporciona un máximo de 1.5 A, un valor superior al consumo medido del módulo Raspberry Pi y los demás componentes electrónicos utilizados. Además, se empleará el regulador de voltaje D36V50F6 (Figura 3.9), que se dedicará exclusivamente a los actuadores. Este regulador entrega los 6 V necesarios para los servomotores y ofrece una corriente máxima de 8 amperios, lo que es suficiente para alimentar de manera adecuada los tres servomotores EMAX ES08AII y Power HD 1810, los cuales pueden llegar a consumir hasta 1000 mA bajo carga máxima.

Figura 3.9. Regulador de Voltaje D36V50F6

### 3.5.1 Limitaciones de Espacio en la Prótesis.

El diseño de la prótesis debe respetar un espacio limitado para mantener una apariencia natural y estética. Además, es crucial considerar la disposición de los componentes mecánicos y actuadores, como se ilustra en la Figura 3.10. En esta imagen, se puede observar que el espacio disponible en la prótesis es adecuado para alojar la tarjeta Raspberry Pi Zero 2 W, cuya ubicación no interfiere con el funcionamiento de los componentes mecánicos. De esta manera, se dispone de un espacio aproximado de 6 cm de largo, 4 cm de ancho y una profundidad de hasta 3.3 cm.

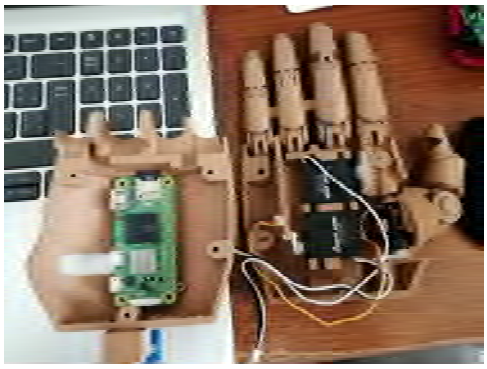


Figura 3.10. Prótesis de mano PUCP-IArm y módulo Raspberry pi zero 2 W.

### 3.5.2 Diseño de Esquemático.

El diseño del circuito esquemático consideró cinco partes principales, lo que se muestra en la Figura 3.11 y en el Anexo A. Los elementos referentes a la regulación de voltaje y conexión a la batería, el microcontrolador y sus conexiones, las conexiones a los servomotores, las conexiones al módulo Raspberry, y los pulsadores a ser usados para pruebas de funcionamiento.

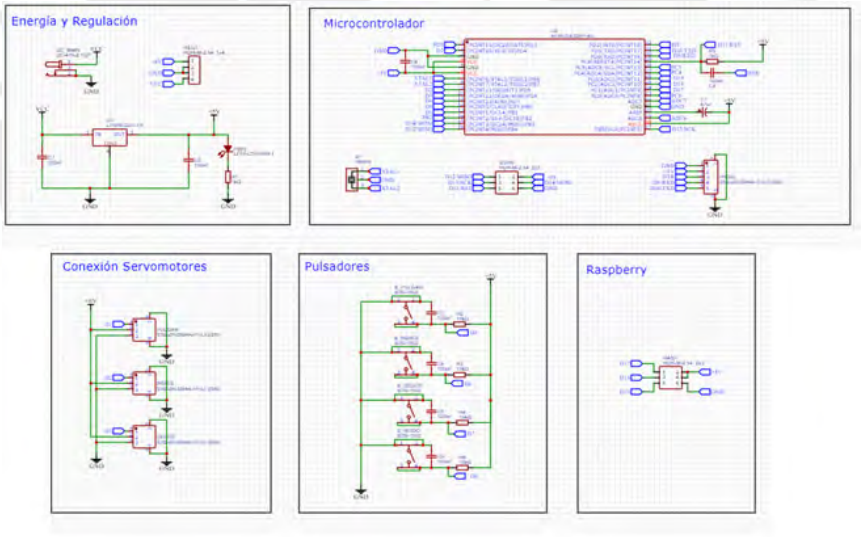


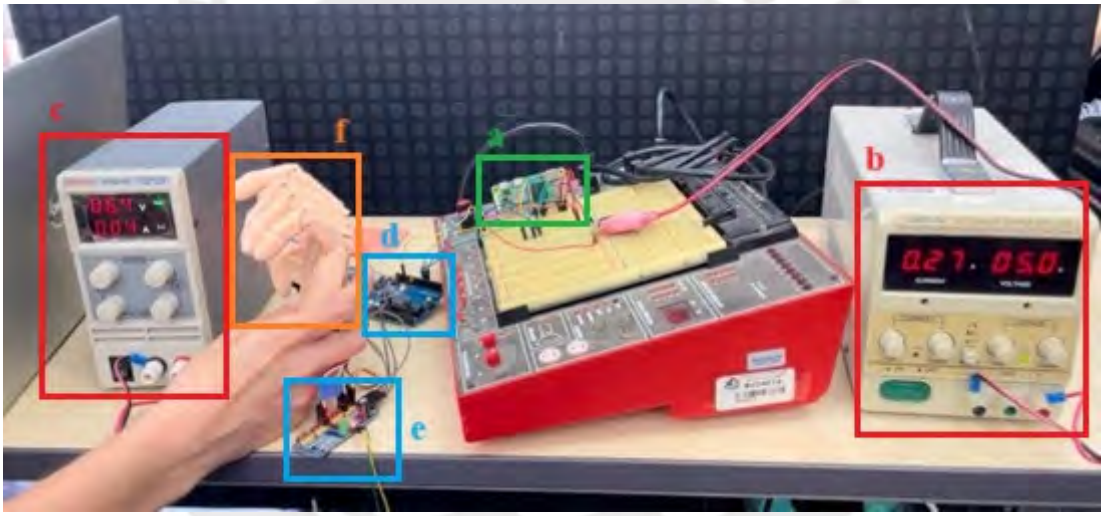

Figura 3.11. Circuito Esquemático.

### 3.5.3. Consideraciones para el Diseño de la PCB.

El diseño de la Placa de Circuito Impreso (PCB, por sus siglas en inglés) debe cumplir con ciertas consideraciones para asegurar su funcionamiento como parte de un sistema completo en conjunto con actuadores y componentes mecánicos. Se toma primero la consideración de tamaño, donde se plantea un espacio de trabajo de 4cm x 6cm, a este espacio se debe restar

el espacio requerido por el regulador de voltaje D36V50F6 para la alimentación de los servomotores. Este regulador tiene un tamaño aproximado de 2cm x 2cm, resultando un espacio de 4cm x 4cm para la tarjeta electrónica y sus componentes.

La PCB desarrollado será utilizado para conectar la alimentación de los servomotores y del módulo Raspberry, para lo cual se realizaron pruebas de consumo de energía del módulo Raspberry y de los motores en funcionamiento, como se observa en la Figura 3.12. Para estas pruebas se utilizaron dos fuentes de voltaje variables, una a 6V para los servomotores y una a 5V para el módulo Raspberry, con el algoritmo PUCP-IArm, el cual procesaba los datos utilizados para su entrenamiento. Así también se utilizó un módulo Arduino Uno con un ATMega328p y un módulo controlador de servomotores PCA9685, para el control de los servomotores embebidos en la mano protésica.




a Raspberry pi zero 2 W
b Generador regulable de voltaje a 5V, conectado a Raspberry pi y Arduino uno
c Generador regulable de voltaje a 6V, conectado a controlador PCA9685 y servomotores
d Módulo Arduino 1
e Controlador de Servomotores PCA9685
f Mano Protésica con 3 servomotores

Figura 3.12. Implementación Experimental para Medición de Consumo de Corriente.

Esta implementación permitió determinar los requerimientos de corriente de los componentes principales con mayor consumo energético durante su funcionamiento. Estos valores se utilizan para establecer el ancho de las pistas de la PCB.

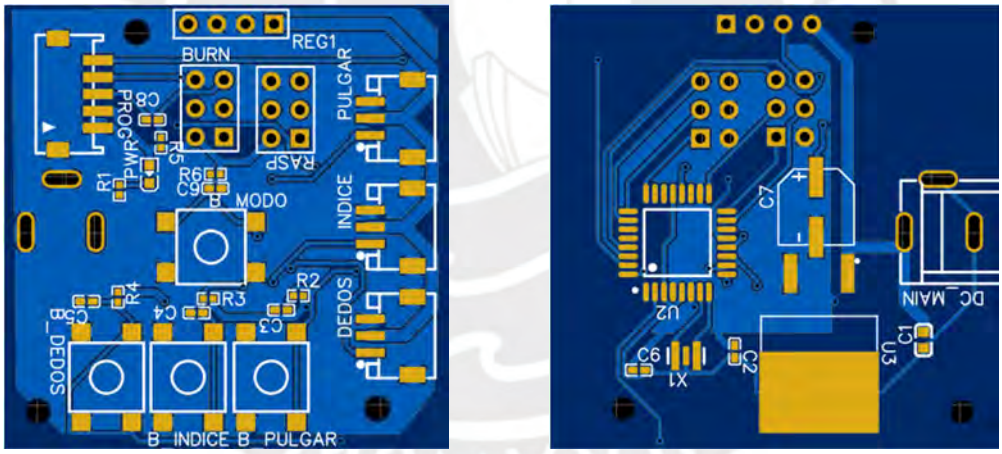
Se considera el trabajo simultáneo de los tres servomotores, dando un consumo de corriente no mayor a 1A, este consumo solo considera el movimiento de los dedos, sin considerar una

carga mayor, llegando a consumir 2.7A con carga máxima. Por esta razón, se propone una pista de 1mm de ancho, la cual soporta una corriente de 2.8A. En el caso de la alimentación del módulo Raspberry, se observó un consumo máximo de 500mA, por ello se asignó un ancho de pista de 0.5mm, que soporta valores de 1.5A.

La PCB tiene diferentes conexiones con elementos externos, así como la inclusión de pulsadores para realizar pruebas de funcionamiento, por lo que se decide colocar los conectores y pulsadores en la misma capa de la tarjeta para facilitar su acceso cuando esté sujeta a la prótesis.

### 3.5.4. Diseño de la PCB.

El diseño de la PCB se realiza utilizando el software EasyEDA. El diseño se hace con las consideraciones anteriormente expuestas, y se desarrolla una PCB de dos capas, como se muestra en la Figura 3.13.




a) b)

Figura 3.13. PCB. a) Cara superior, b) Cara inferior

## 3.6 Evaluación de Resultados.

Las capacidades del sistema diseñado buscan cumplir con los requerimientos presentados en el Capítulo 2, los que incluyen no solo un aspecto de funcionamiento, sino de adherencia.

El diseño de la PCB y la selección de sus componentes electrónicos asegura el funcionamiento correcto y seguro del sistema en aspectos de temperatura y electricidad, asegurando cumplir con los requerimientos del fabricante de los diferentes componentes utilizados. Los componentes son elegidos considerando también el espacio disponible dentro de la prótesis, así como las conexiones externas requeridas para los actuadores y la batería.

Se busca que la batería dure entre 2 a 4 horas sin necesidad de recargas, pare ello se hace el cálculo de gasto de energía de los componentes activos. Se considera el uso de la batería DMW-BLF19, cuya carga es de 2100 mAh. Los principales componentes activos son el procesador, los servomotores y los componentes electrónicos de los reguladores de voltaje; no se considera el sensor EMG al tener su propia batería interna. El consumo mínimo, normal y máximo de los componentes representativos, en cuanto a consumo de energía, se muestran en la Tabla 3.3, obteniendo un consumo total por hora de 980.5 mA en actividad promedio y un consumo máximo de 4300 mA.

Tabla 3.3. Consumo de energía del sistema por hora.

| Elemento | Consumo promedio (mA) | Consumo máximo (mA) |
|---|---|---|
| Raspberry pi zero 2 W | 300 | 500 |
| ATMega328p | 0.5 | 0.8 |
| EMAX ES08AII (@6V) | 200 | 1000 |
| Power HD 1810 (@6V) * | 480 | 2800 |
| Total | 980.5 | 4300.8 |

* Se considera que se utilizarán 2 servomotores de este tipo

La duración calculada implica que los servomotores estén en uso constante, siendo estos los componentes que consumen mayor energía, a tal punto de que, a su máximo consumo, se obtendría una duración máxima de la batería cercana a los 30 minutos. Pero se debe considerar que los motores no estarán en uso continuo, solo serán activados de acuerdo con las necesidades del usuario, logrando así un consumo menor de energía y permitiendo un mayor tiempo de funcionamiento del sistema.

# CAPÍTULO IV

# VALIDACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL

En el presente capítulo se expondrá la elaboración de los circuitos diseñados, la implementación y el funcionamiento de estos. Se realizarán pruebas del sistema por separado y del circuito embebido a la prótesis.

## 4.1 Sistema Diseñado.

El sistema diseñado se centra en la etapa de control, buscando cumplir con los requerimientos de tamaño y funcionalidad. Para asegurar estos puntos se tomaron en cuenta las entradas y salidas del sistema, si serán inalámbricas o con conexión física; también se consideraron los métodos para que el sistema informe si está funcionando correctamente y la posibilidad de realizar cambios o ajustes al sistema.

La Figura 4.1 muestra la arquitectura del sistema, señalando las partes principales, los tipos de conexiones, las entradas y salidas. El contar con tres servomotores permite probar el diseño para el desarrollo de un mayor número de movimientos. Estos servomotores controlan, respectivamente, el pulgar, el dedo índice y el grupo de dedos medio, anular y meñique.

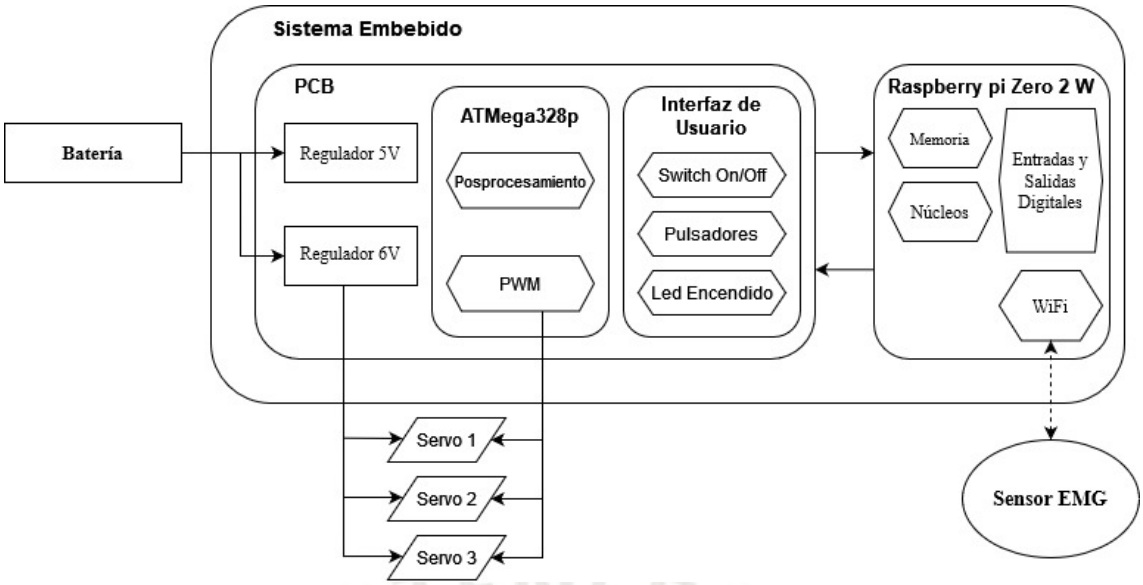



Figura 4.1. Arquitectura del sistema

## 4.2 Pruebas del Sistema Embebido.

Las pruebas con el módulo Raspberry Pi y la PCB integradas a la prótesis se realizaron considerando las características específicas del dispositivo, en relación con las posiciones determinadas en las que los servomotores operarán para cada gesto de la mano.

### 4.2.1 Caracterización de la Prótesis.

Se determinaron los ángulos de trabajo para cada servomotor respecto a cada posición de la mano protésica. La caracterización permite evitar daños en los servomotores y en los componentes mecánicos de la mano protésica. En la Tabla 4.1 se muestran los ángulos de trabajo de cada servomotor respecto a cada posición definida para la mano protésica.

Tabla 4.1. Ángulos de trabajo de Servomotores.

| Posición de mano protésica | Servomotor del pulgar | Servomotor del índice | Servomotor de otros 3 dedos* |
|---|---|---|---|
| Mano Extendida | 80° | 74° | 87° |
| Pinza | 149° | 28° | 87° |
| Cilindro 1 | 149° | 47° | 80° |
| Cilindro 2 | 149° | 28° | 72° |
| Garra | 80° | 28° | 72° |
| Tipear | 80° | 68° | 72° |

*Medio, anular y meñique.

Estos ángulos de trabajo dependen de la manera en que los servomotores son colocados, por lo que los valores pueden cambiar entre diferentes manos protésicas o las preferencias del usuario.

### 4.2.2 Pruebas con el sensor EMG en Tiempo Real.

El sensor Delsys es capaz de transmitir la señal EMG en tiempo real de manera inalámbrica, utilizando un protocolo TCP/IP. Según la información proporcionada por el fabricante, la conexión se establece mediante la dirección IP asignada al equipo Delsys, el cual está conectado a una computadora personal, utilizando el puerto 50041 para la señal EMG.

El sensor Delsys cuenta con un *buffer* donde almacena los datos que obtiene en tiempo real. El módulo Raspberry interactúa con el *buffer* para obtener el número de datos requeridos, este proceso tiene un tiempo entre que los datos son pedidos al sensor y recibidos por el módulo Raspberry.

El funcionamiento óptimo en tiempo real requeriría que la lista de datos utilizada por el algoritmo PUCP-IArm esté en constante actualización, es decir, que se actualice con cada nuevo dato obtenido del usuario. La conexión inalámbrica entre el sensor Delsys y el módulo Raspberry presenta un tiempo de comunicación superior a la velocidad de actualización del *buffer* del sensor. Si la actualización se realiza por cada dato, se genera un retraso entre lo detectado por el sensor y la lista de datos con la que opera el algoritmo PUCP-IArm, retraso que se incrementará con cada ciclo de actualización de la lista.

Esta limitación se evidenció en pruebas realizadas con el sensor EMG, en las que se transmitieron paquetes de 1, 5, 10 ó 20 datos entre el sensor y el Raspberry Pi Zero 2 W. De estas pruebas, se concluyó que el uso de 10 datos por canal ofrece un equilibrio adecuado entre el logro de un funcionamiento en tiempo real y la minimización de los retrasos en la transmisión de datos. El diagrama presentado en la Figura 4.2 ilustra la lógica empleada para la recepción y organización de los datos.

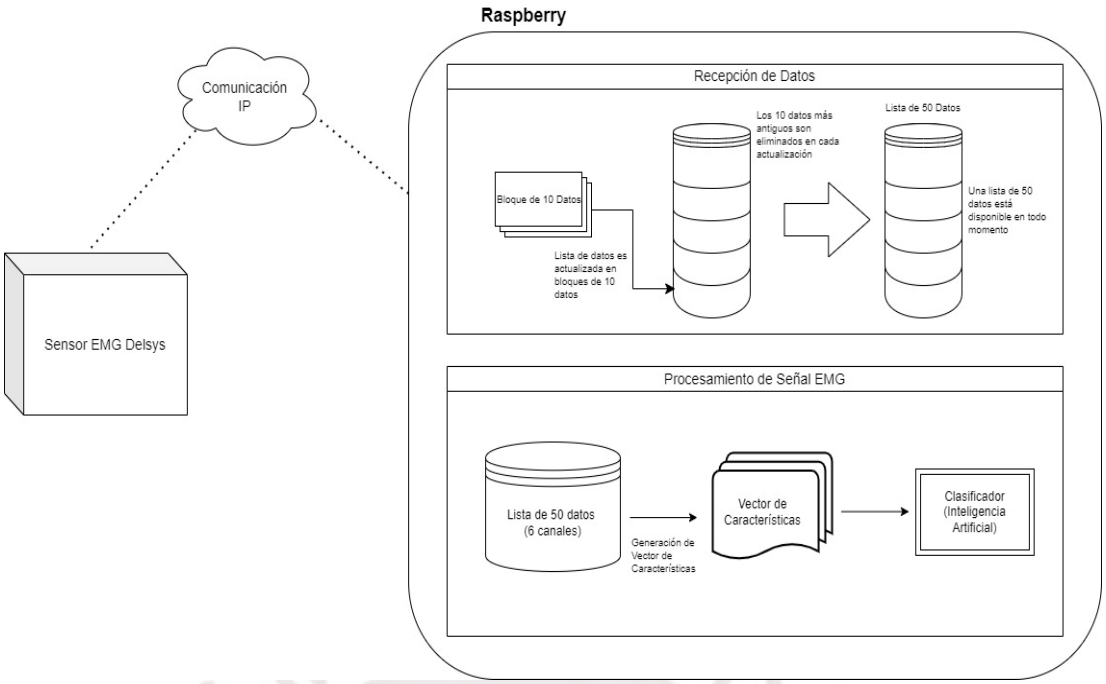



Figura 4.2. Proceso de Recepción y Organización de Datos EMG

La recepción que se utiliza recibe paquetes de 10 datos por cada canal desde el sensor, estos datos actualizan la lista de 50 grupos datos que es utilizada para el cálculo de los vectores de características. Esto permite generar listas de datos que estén en actualización constante y en tiempo real, de acuerdo con el método superpuesto visto en la Sección 2.4.3 y lo requerido para el funcionamiento del algoritmo PUCP-IArm.

### 4.2.3 Implementación de la Etapa de Control en Equipo Embebido.

El algoritmo PUCP-IArm emplea listas compuestas por 50 grupos de datos provenientes de 6 canales EMG, capturados mediante 2 sensores de electromiografía superficial de la marca Delsys, los cuales registran la actividad de los músculos flexores y extensores del brazo. Este algoritmo detecta los cambios en las señales EMG originados por los movimientos musculares del usuario, clasificando dichas señales en tres categorías: flexión, extensión y reposo. El procesamiento de la señal EMG genera un vector de características para cada uno de los 6 canales utilizados, y este proceso se lleva a cabo cada vez que se realiza una clasificación, tomando como entrada la lista de 50 grupos de datos disponibles en ese momento.

A continuación, se implementó el uso de hilos o *threads*, lo que permite la realización de diversas tareas de manera asíncrona o en paralelo. Un *thread* se dedica al proceso de

recepción de datos y a la actualización de la lista de datos disponibles para el algoritmo PUCP-IArm, garantizando así su constante actualización. Por otro lado, el procesamiento de la señal, el cálculo de las características y la ejecución del algoritmo PUCP-IArm se llevan a cabo en el hilo principal. Este enfoque de trabajo conlleva un mayor costo computacional; sin embargo, asegura que los datos utilizados por el algoritmo se mantengan actualizados de manera continua.

Se revisó la configuración del módulo Raspberry pi zero 2 W, a fin de asegurar que todos sus recursos disponibles sean asignados a los procesos correspondientes al funcionamiento del algoritmo PUCP-IArm. Esto permitirá un rendimiento suficiente para el trabajo en tiempo real con un equipo capaz de ser embebido a la mano protésica, cumpliendo con el principal requerimiento de este trabajo.

## 4.3 Pruebas y Resultados

Las pruebas finales se realizaron en tres segmentos, un primer segmento involucró el Raspberry pi zero 2 W y el algoritmo PUCP-IArm. El segundo segmento consistió en el PCB y la máquina de estados que controlará los servomotores. Finalmente, se hicieron pruebas de todo el sistema funcionando en conjunto.

### 4.3.1 Pruebas del Algoritmo PUCP-IArm en Tiempo Real.

Otro aspecto a considerar es el tiempo que requiere el algoritmo PUCP-IArm para reconocer el movimiento realizado por el usuario. Para ello, se llevaron a cabo mediciones de los tiempos clave del sistema, incluyendo el tiempo necesario para actualizar la lista compuesta por los datos de señal EMG. Asimismo, se midió el tiempo que el sistema tarda en construir los vectores de características y en ejecutar el algoritmo PUCP-IArm. La medición de estos tiempos se realizó mediante la función *perf_counter()* de la biblioteca “time” en Python, la cual permite establecer un punto de inicio y un punto final para la medición del tiempo. Las pruebas de laboratorio en sujetos utilizando los sensores Trigno Quattro y el módulo Raspberry pi zero 2 W, permitieron obtener los datos observados en la Tabla 4.2. En esta tabla se compara el tiempo que tarda el algoritmo PUCP-IArm en realizar una clasificación, con el tiempo en que la lista de datos es actualizada. Se observa que la lista de datos se actualiza en menor tiempo del que el

algoritmo PUCP-IArm procesa los datos, lo que significa que el algoritmo siempre procesará datos nuevos, manteniendo el principio de ventanas superpuestas y su trabajo en tiempo real.

Tabla 4.2. Tiempo de Procesamiento Algoritmo PUCP-IArm vs. Tiempo de Actualización de Lista de Datos.

| Muestra | Algoritmo PUCP-IArm (s) | Actualización de lista de datos EMG (s) |
|---|---|---|
| 1 | 0.0853 | 0.0357 |
| 2 | 0.0871 | 0.0723 |
| 3 | 0.0795 | 0.0664 |
| 4 | 0.1107 | 0.0118 |
| 5 | 0.0959 | 0.0027 |
| Promedio | 0.0917 | 0.0377 |

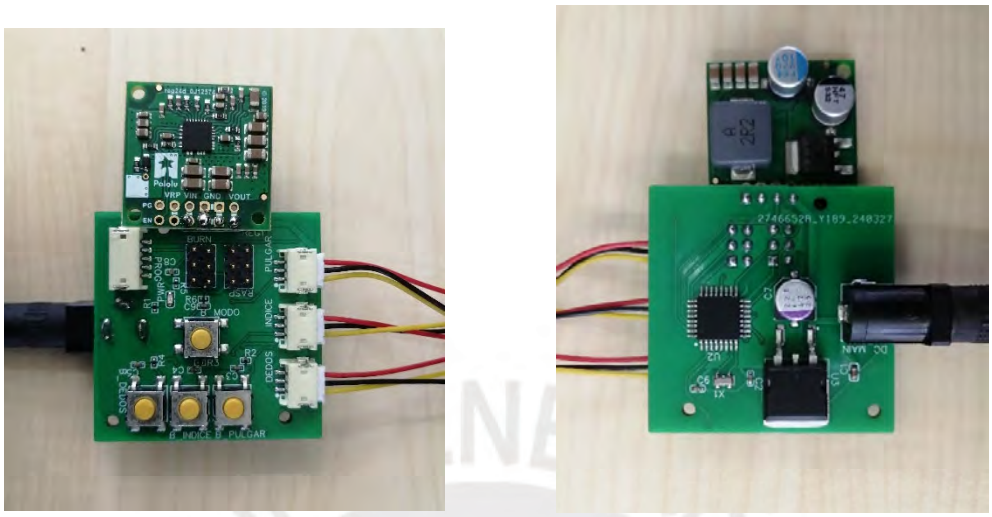
Al tener el algoritmo PUCP-IArm y la actualización de la lista de datos EMG operando en paralelo, se evita el retraso en la actualización de dicha lista. Un enfoque en serie para ambas etapas implicaría que la lista de datos se actualice únicamente después de cada predicción, lo que generaría un retraso entre los movimientos del usuario y los datos procesados.

### 4.3.2 Pruebas con la PCB.

La PCB superó las pruebas correspondientes de continuidad del circuito. Se validó el funcionamiento de la tarjeta reguladora de voltaje D36V50F6, para obtener los 6V requeridos por los servomotores. Del mismo modo, se validó el funcionamiento del regulador L7805C2T, obteniendo 5V que alimentarán al ATMega328p y al módulo Raspberry.

La PCB desarrollada, mostrada en la Figura 4.3, está compuesto por cuatro pulsadores. Uno de ellos, denominado "modo", tiene la función de seleccionar el tipo de control que se aplicará a los servomotores. El primer modo de control es manual, y se lleva a cabo mediante los otros pulsadores. Este modo permite verificar el correcto funcionamiento de los servomotores, la lógica de la máquina de estados y las conexiones entre los distintos componentes. El segundo modo de control es gestionado por el algoritmo PUCP-IArm, ubicado en el módulo Raspberry Pi. Este modo será el principal de operación, y su

funcionamiento se basa en el procesamiento en tiempo real de las señales musculares obtenidas del brazo del usuario.



(a) (b)

Figura 4.3. PCB Completa. (a) Cara superior. (b) Cara inferior.

### 4.3.3 Pruebas Finales con Sistema Embebido.

Una vez verificado el funcionamiento del algoritmo PUCP-IArm en el módulo Raspberry, así como la lógica de la máquina de estados y el control de los servomotores a través de la PCB, se procedió a conectar ambos componentes y a evaluar el funcionamiento del sistema de control embebido completo en conjunto.

Al tener los componentes del sistema de control trabajando correctamente, se revisaron las consideraciones de tamaño y peso, las cuales se ven en la Tabla 4.3. Teniendo en cuenta el tamaño disponible dentro de la mano protésica, el módulo Raspberry y la PCB se colocaron de manera paralela. Por este motivo, en los casos de largo y ancho se tomó el mayor tamaño entre ambos componentes, en el caso de peso se consideró la suma de los pesos de los componentes y en el caso de profundidad se consideró la suma de ambos valores, agregando una distancia de separación entre ambos.

Tabla 4.3. Tamaños y Pesos.

| | **Peso (g)** | **Largo (cm)** | **Ancho (cm)** | **Profundidad (cm)** |
|---|---|---|---|---|
| Raspberry pi zero 2 W | 17 | 7.0 | 4.0 | 1.0 |
| PCB Diseñado + Regulador de Voltaje D36V50F6 | 25 | 6.1 | 4.6 | 1.8 |
| Valor Considerado | 42 | 7.0 | 4.6 | 3.0* |

*Se considera un tamaño mayor a la suma para incluir una separación entre ambos componentes.

Es importante destacar que, los valores de la Tabla 4.3 satisfacen los requerimientos brindados por el equipo de investigación del proyecto PE501079967-2022-PROCIENCIA, lográndose tamaños y pesos aceptables para ser embebidos a la mano protésica.

## 4.4 Evaluación de Resultados.

Los resultados obtenidos en las pruebas finales muestran que se cumplen con los requerimientos técnicos planteados en capítulos anteriores. El tamaño y peso de los componentes del sistema de control permiten que sean adheridos a la mano protésica y así lograr el funcionamiento esperado de la misma.

Los cambios realizados desde la etapa de diseño hasta la implementación fueron claves para lograr los alcances deseados respecto a velocidad de trabajo y facilidad de uso del equipo, manteniendo la capacidad de que el sistema de control trabaje completamente embebido a la mano protésica, sin requerir de conexiones externas a la prótesis.

La Tabla 4.4 muestra los tiempos medidos y calculados de las etapas del sistema de control. El tiempo final máximo de 0.32 segundos es considerando los tiempos parciales de trabajo mayores, el peor caso de trabajo de los procesos en paralelo y el movimiento más grande hecho por los servomotores.

Tabla 4.4. Tiempos de Sistema de Control

<table>
<tr><th>Etapas de Sistema de Control</th><th colspan="2">Descripción</th><th>Tiempo Calculado o Medido (s)</th></tr>
<tr><td>Etapa de Sensado</td><td colspan="2">Sensor Delsys adquiere datos a una frecuencia de muestreo de 2 kHz</td><td>Tiempo calculado para 50 datos: 0.05</td></tr>
<tr><td rowspan="3">Etapa de Procesamiento</td><td colspan="2">Dos procesos trabajan simultáneamente en paralelo.</td><td rowspan="3">Tiempo medido: 0.09s - 0.12</td></tr>
<tr><td>Actualización de lista de datos.</td><td>Tiempo medido: 0.03s</td></tr>
<tr><td>Algoritmo PUCP-IArm</td><td>Tiempo medido: 0.09s</td></tr>
<tr><td>Etapa de Máquina de Estados</td><td colspan="2">ATMega328p trabaja con una frecuencia de 16MHz</td><td>Tiempo calculado: Menor a 0.0001</td></tr>
<tr><td>Servomotores.</td><td colspan="2">Tiempo de trabajo dado por fabricante: 0,13s/60°</td><td>Tiempo calculado: 0.1 - 0.15</td></tr>
<tr><td colspan="3">Total</td><td>0.24 – 0.32</td></tr>
</table>

El tiempo total registrado demuestra que el sistema de control es lo suficientemente rápido como para cumplir con el objetivo de procesamiento en tiempo real, estipulado en un máximo de 600 ms, tal como se especifica en los requerimientos electrónicos presentados en el capítulo 2.2.3. Se considera que el tiempo observado refleja el rendimiento más lento del algoritmo PUCP-IArm y del sistema de control en su conjunto.

Cabe destacar que las limitaciones identificadas durante el diseño del sistema de control embebido, derivadas de las consideraciones preliminares descritas en la Sección 2.1, impactaron significativamente los alcances y resultados de este trabajo. Factores como la frecuencia de muestreo de la señal EMG y el número de características utilizadas por el algoritmo PUCP-IArm fueron determinantes en la selección de los componentes, buscando garantizar el funcionamiento en tiempo real.

Adicionalmente, el potencial de *overfitting* en el algoritmo PUCP-IArm, asociado al número de características empleadas y a la cantidad limitada de datos EMG disponibles para el entrenamiento, ocasionó una menor precisión en el sistema de control implementado en comparación con la precisión proyectada durante el entrenamiento del algoritmo. Este desafío fue parcialmente mitigado mediante la implementación de un proceso de posprocesamiento, lo que permitió alcanzar una precisión en el sistema que cumpliera con los requisitos funcionales establecidos para el control.

En lo que se refiere al cumplimiento de los objetivos específicos:

- Se realizó un análisis de la anatomía de la mano y los dedos, así como de las prótesis de miembro superior y sus métodos de control, con un enfoque particular en el uso de la electromiografía (EMG) como señal de control. Este enfoque metodológico fue validado mediante una revisión detallada de la literatura consultada, la cual se encuentra debidamente referenciada. En la Sección 1.2 se presenta un estudio completo sobre la anatomía de la mano, mientras que las Secciones 1.4 y 1.5 abordan las prótesis de miembro superior y los métodos de control empleados en prótesis funcionales. Finalmente, la Sección 1.6 se dedica al análisis del uso de EMG como señal de control, con respaldo en la literatura citada en dicho apartado.

- Se definieron de manera precisa los requisitos biomecánicos, mecánicos, electrónicos y de control necesarios para el diseño del sistema de control embebido de la prótesis, asegurando que estos fueran coherentes con las necesidades específicas de los usuarios. Esta fase también incluyó el planteamiento de consideraciones particulares vinculadas al proyecto de investigación. El proceso culminó con la formulación de una propuesta de solución, seguida de la selección de las tecnologías más adecuadas para su implementación. La Sección 2.2 establece los requisitos para el sistema de control, la Sección 2.4 presenta la propuesta de solución y la Sección 2.5 describe las tecnologías disponibles que sustentan el diseño propuesto.

- Se validó la viabilidad de las tecnologías seleccionadas mediante la implementación del algoritmo PUCP-IArm, desarrollando una comprensión detallada de los puntos clave que aseguran el cumplimiento de los requisitos relativos a la lógica de funcionamiento y la facilidad de uso de la prótesis. Este proceso permitió la creación del diseño final que se implementó. La Sección 3.3 describe el trabajo realizado con el algoritmo PUCP-IArm, mientras que las Tablas 3.1 y 3.2 detallan el proceso de selección de la versión final del sistema de control. La Sección 3.4 presenta el diseño definitivo que se llevará a cabo.

- Se evaluaron diversos aspectos del sistema, como el peso y el tiempo de respuesta del sistema de control, los cuales se encuentran dentro de los rangos aceptables establecidos en los requisitos. Además, se logró mantener la estética de la mano protésica mientras se integraba el sistema de control embebido en su totalidad. Las pruebas realizadas confirman que la lógica de funcionamiento de la prótesis es intuitiva y requiere un proceso de entrenamiento sencillo. En la Sección 4.3, la Sección 4.4 y la Tabla 4.4 se presentan los resultados obtenidos. Los tiempos registrados demuestran que el sistema de control cumple con los requisitos de procesamiento en tiempo real, establecidos en un máximo de 600 ms, de acuerdo con los requisitos electrónicos detallados en el Capítulo 2.2.3. Estas pruebas también validan el correcto funcionamiento de los componentes, conforme al diseño propuesto.

# OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- Se observa que las características de una prótesis transradial varían según si se trata de una mano protésica derecha o izquierda, especialmente en términos de espacio disponible para los componentes electrónicos y conexiones, lo que implica modificaciones en el diseño de la placa de circuito impreso (PCB) y de la carcasa de la prótesis. En este sentido, se recomienda implementar flexibilidad en el diseño de la PCB, junto con una temprana identificación y delimitación de posibles ajustes en la forma y el tamaño de la prótesis, para garantizar la adaptabilidad y optimización del sistema en ambas configuraciones.

- Se observa que trabajar con usuarios que presentan amputación facilita el desarrollo de algoritmos de clasificación más representativos para esta población; no obstante, el limitado número de voluntarios disponibles dificulta la generación de un algoritmo único que garantice la misma exactitud en usuarios ajenos al grupo de estudio. Por ello, se recomienda ampliar la base de voluntarios para incrementar la cantidad de datos disponibles, mejorando así el entrenamiento y la robustez del algoritmo de clasificación basado en *machine learning*.

- Se observa que el uso de gestos predefinidos simplifica el control de la prótesis, pero no permite regular la fuerza ejercida por los servomotores, y, en consecuencia, la fuerza aplicada por los dedos de la mano protésica. Por ello, se recomienda realizar pruebas con diversos usuarios utilizando el sistema de control inteligente, con el objetivo de identificar limitaciones generales del diseño o específicas a cada usuario. Asimismo, se sugiere definir las limitaciones que podrían ser corregidas mediante retroalimentación háptica y evaluar la viabilidad de integrarla como un complemento funcional en el diseño de la prótesis.

# CONCLUSIONES

- El diseño y validación de un sistema de control electrónico embebido, basado en inteligencia artificial, permite que una prótesis transradial funcione de manera eficiente, en tiempo real y de forma intuitiva para el usuario. A través del procesamiento de las señales electromiográficas (EMG) obtenidas del brazo del usuario, el sistema proporciona un control preciso de la prótesis sin la necesidad de dispositivos externos. Las pruebas realizadas en laboratorio con la mano protésica en desarrollo confirmaron que el sistema de control cumple con los requisitos de funcionalidad, tiempo de respuesta y facilidad de uso. Este diseño, implementado directamente en la prótesis, asegura su operatividad autónoma, garantizando una experiencia de usuario óptima y contribuyendo al avance de las soluciones tecnológicas para personas con amputaciones de miembro superior.
- El análisis exhaustivo de la biomecánica de la mano y los dedos, complementado con el estudio de las características asociadas a las amputaciones de miembro superior, permitió establecer los fundamentos técnicos y funcionales para el diseño del sistema de control embebido de la prótesis transradial. Este trabajo proporcionó las bases para integrar señales de electromiografía con el algoritmo de inteligencia artificial PUCP IArm, desarrollado por el equipo de investigación del proyecto, asegurando un control intuitivo y eficiente del dispositivo. Estos avances contribuyen al desarrollo de una prótesis funcional, económica y accesible, alineada con los objetivos planteados en esta tesis.
- El diseño conceptual del sistema de control embebido para la prótesis transradial funcional ha permitido abordar y satisfacer los requisitos específicos de los usuarios, considerando tanto las necesidades biomecánicas como las limitaciones de tamaño y peso del sistema. La integración de señales de electromiografía (EMG) y su procesamiento mediante el algoritmo de inteligencia artificial PUCP IArm, diseñado por el equipo de investigación y completado en el marco de esta tesis, ha sido un componente fundamental para alcanzar un control intuitivo y eficiente de la prótesis. De esta manera, se ha logrado una solución tecnológica que no solo cumple con las expectativas de los usuarios, sino que también responde a los objetivos del proyecto, consolidando un sistema de control funcional, económico y accesible.

- El diseño del sistema de control embebido para la prótesis transradial funcional ha permitido cumplir con los objetivos planteados, especialmente en lo que respecta a la integración del algoritmo de inteligencia artificial PUCP IArm, lo cual ha sido clave para emular los movimientos de la mano en tiempo real, sin la necesidad de conexión a dispositivos externos. A lo largo del proceso, se validaron las tecnologías seleccionadas y se identificaron los puntos críticos para garantizar que la prótesis cumpla con los requisitos de lógica de control y facilidad de uso. Sin embargo, uno de los mayores desafíos fue lograr el procesamiento adecuado de la señal electromiográfica (EMG) en tiempo real, especialmente al tratarse de un sistema portable y embebido en la propia prótesis. A pesar de estas dificultades, se logró desarrollar una solución funcional que asegura la operatividad del dispositivo de manera autónoma, cumpliendo con los estándares de eficiencia y usabilidad establecidos en los objetivos del proyecto.
- La validación del diseño del sistema de control embebido, a través de diversas pruebas en laboratorio con la mano protésica del proyecto, ha demostrado que el sistema cumple con los requisitos de funcionalidad, tiempo de respuesta y facilidad de uso. Las pruebas realizadas, que incluyeron la caracterización del sistema, la implementación del algoritmo PUCP IArm en tiempo real y las pruebas con el sensor EMG, confirmaron que el diseño es efectivo y eficiente. El tiempo de respuesta del sistema de control, dentro de los límites establecidos de 600 ms, garantiza un procesamiento en tiempo real adecuado. Además, el diseño ha logrado mantener la estética de la mano protésica sin comprometer su funcionalidad. Aunque los resultados de las pruebas han sido satisfactorios, se considera que las pruebas con usuarios finales son esenciales para evaluar la verdadera utilidad de la prótesis en un contexto real, permitiendo realizar ajustes necesarios para optimizar su desempeño y asegurar su efectividad como herramienta de apoyo para personas con discapacidad.

# BIBLIOGRAFÍA


[ALKAN, 2019] Alkan, Ahmet; Günay, Mücahid. (2019). “Identification of EMG signals using discriminant analysis and SVM classifier”. Expert Systems with Applications, Volume 39, Issue 1, 2012, Pages 44-47, ISSN 0957-4174, https://doi.org/10.1016/j.eswa.2011.06.043.

[ALMADA-AGUILAR, 2014] Almada-Aguilar, Raúl; Torres-Treviño, Luis; Quiroz, Griselda. (2014). "Establishing a Simplified Functional Relationship between EMG Signals and Actuation Signals Using Artificial Neural Networks," 2014 13th Mexican International Conference on Artificial Intelligence, Tuxtla Gutierrez, Mexico, 2014, pp. 128-132, doi: 10.1109/MICAI.2014.26.

[AMPUTEE STORE, 2023] Amputee Store. “Hosmer Prosthetic Model 5X Hook, Stainless Steel”. Consulta: 15 de Setiembre del 2023. https://amputeestore.com/products/hosmer-model-5x-prosthetic-hook

[BAYONA, 2018] Bayona Luna, David; Bonet Asensio, Valentín. (2018). “Lesiones de los Ligamentos del Dedo Pulgar”. En *Unitrauma*. Consulta: 15 de Setiembre del 2023. https://www.unitrauma.es/lesiones-los-ligamentos-del-dedo-pulgar/

[BILODEAU, 1999] Bilodeau S, Hébert R, Desrosiers J. Questionnaire sur la satisfaction des personnes amputées du membre inférieur face à leur prothèse: Développement et validation. Canadian Journal of Occupational Therapy. 1999;66(1):23-32. doi:10.1177/000841749906600103

[BRAMLEY, 2021] Bramley, J.L., Worsley, P.R., Bader, D.L. et al. (2021). “Changes in Tissue Composition and Load Response After Transtibial Amputation Indicate Biomechanical Adaptation”. Ann Biomed Eng 49, 3176–3188, 2021. https://doi.org/10.1007/s10439-021-02858-0

[BRITO, 2013] Brito, Jofre L.; Quinde, Marlon X.; Cusco, David; Calle John I. “Estudio del estado del arte de las prótesis de mano”. Ingenius. Revista de Ciencia y Tecnología [en linea]. 2013, (9), 57-64[fecha de Consulta 4 de Septiembre de 2023]. ISSN: 1390-650X. Disponible en: https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=505554814008

[BUSTAMANTE, 2018] Bustamante Carmallo, Marlene Michelle. (2018). “Malky: Diseño e Implementación de una Prótesis Parcial de Mano Personalizada” Tesis para optar por el Título de Licenciada en Arte con mención en Diseño Industrial. Lima, Pontificia Universidad Católica del Perú. Facultad de Arte y Diseño.

[CALDERON, 2018] Calderon, C. A.; Jaramillo, Leonardo; Zuñiga, Jose; Hernandez, W.; Rivas-Echeverría, F. (2018) "A Neural Network embedded system for real-time identification of EMG signals," 2018 IEEE International Conference on Automation/XXIII Congress of the Chilean Association of Automatic Control (ICA-ACCA), Concepcion, Chile, 2018, pp. 1-7, doi: 10.1109/ICA-ACCA.2018.8609747.

[CAMACHO, 2010] Camacho, H. T. (2010). “Años acumulados de vida productiva potencial perdidos en pacientes amputados por accidentes de trabajo. Instituto Nacional de Rehabilitación 2003-2007”. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina Humana, Unidad de Postgrado.

[CHARBUTY, 2021] Charbuty, Bahzad, and Adnan Abdulazeez. "Classification based on decision tree algorithm for machine learning." Journal of Applied Science and Technology Trends 2.01 (2021): 20-28.

[CIFUENTES, 2024] Cifuentes-Cuadros, Alonso A., Enzo Romero, Sebastian Caballa, Daniela Vega-Centeno, and Dante A. Elias. (2024). "The LIBRA NeuroLimb: Hybrid Real-Time Control and Mechatronic Design for Affordable Prosthetics in Developing Regions" Sensors 24, no. 1: 70. https://doi.org/10.3390/s24010070

[CONCYTEC, 2021] Consejo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (concytec), Oficina de Comunicaciones y Proyección de CTI (2021). "Investigadores de la PUCP fabrican prótesis de mano para mejorar calidad de vida de personas con discapacidad". Nota de Prensa, 21 de febrero de 2021. Consulta: 26 de agosto de 2024. (https://www.gob.pe/institucion/concytec/noticias/341401-investigadores-de-la-pucp-fabrican-protesis-de-mano-para-mejorar-calidad-de-vida-de-personas-con-discapacidad)

[COTRINA,2005] Cotrina Llamocca, Ana María; Bustinza Oviedo, Julisa Lucía (2005). "Perfil epidemiológico de pacientes portadores de amputación de miembro superior atendidos en el Instituto Especializado de Rehabilitación de enero 1999 a diciembre 2004". Tesis para optar el Título de Especialista en Medicina Física y Rehabilitación. Lima, Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Facultad de Medicina, Unidad de Posgrado.

[DELLACASA, 2017] Dellacasa Bellingegni, A., Gruppioni, E., Colazzo, G. et al. (2017) "NLR, MLP, SVM, and LDA: a comparative analysis on EMG data from people with trans-radial amputation". J NeuroEngineering Rehabil 14, 82, 2017. https://doi.org/10.1186/s12984-017-0290-6

[FARAGO, 2023] Farago, Emma; MacIsaac, Dawn; Suk, Michelle; Chan, Adrian D. C. (2023). "A Review of Techniques for Surface Electromyography Signal Quality Analysis," in IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 16, pp. 472-486, 2023, doi: 10.1109/RBME.2022.3164797.

[FARINA, 2014] Farina, D., et al. (2014). "The control of movement for prosthetic hands: A review". Clinical Neurophysiology, 125(6), 1020-1030

[FARRELL, 2007] Farrell, Todd R.; Weir, Richard F. (2007) "The Optimal Controller Delay for Myoelectric Prostheses," in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 15, no. 1, pp. 111-118, March 2007, doi: 10.1109/TNSRE.2007.891391.

[FARRELL, 2011] Farrell, Todd R. (2011) "Determining delay created by multifunctional prosthesis controllers". J Rehabil Res Dev. 2011;48(6):xxi-xxxviii. doi: 10.1682/jrrd.2011.03.0055. PMID: 21938647; PMCID: PMC8140821.

[FORMSTONE, 2019] Formstone, Lewis; Pucek, Mateusz; Wilson, Samuel; Bentley, Paul; McGregor, Alison; Vaidyanathan, Ravi. (2019) "Myographic Information Enables Hand Function Classification in Automated Fugl-Meyer Assessment," 2019 9th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER), San Francisco, CA, USA, 2019, pp. 239-242, doi: 10.1109/NER.2019.8717014.

[FURUI, 2019] Furui, Akira; Eto, Shintaro; Nakagaki, Kosuke; Shimada, Kyohei; Nakamura, Go; Masuda, Akito; Chin, Takaaki; Tsuji, Toshio. (2019). "A myoelectric prosthetic hand with muscle synergy–based motion determination and impedance model–based biomimetic control". Science Robotics. Volume 4. Número 31. 2019. DOI:10.1126/scirobotics.aaw6339

[GONZALEZ, 2009] González, A. (2009). "Prótesis en amputaciones de mano y antebrazo". En R. ZAMBUDIO, Prótesis, ortesis y ayudas técnicas (págs. 143 - 154). Barcelona: Elsevier

[GRUSHKO, 2020] Grushko S, Spurný T, Černý M. (2020). “Control Methods for Transradial Prostheses Based on Remnant Muscle Activity and Its Relationship with Proprioceptive Feedback”. Sensors (Basel). Aug 28;20(17):4883. doi: 10.3390/s20174883. PMID: 32872291; PMCID: PMC7506660.

[GUZMÁN-MUÑOZ, 2018] Guzmán-Muñoz, Eduardo; Méndez-Rebolledo, Guillermo. (2018). “Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación” Revista Salud Uninorte, vol. 34, núm. 3, pp. 753-765, 2018.

[HAKONEN, 2015] Hakonen, Maria; Piitulainen, Harri; Visala, Arto. (2015). “Current State of Digital Signal Processing in Myoelectric Interfaces and Related Applications”. Biomedical Signal Processing and Control. Volume 18, April, 2015, pp. 334–359.

[HERLE, 2010] Herle, S. Man, S.; Lazea, Gh.; Marcu, C.; Raica, P.; Robotin, R. (2010) "Hierarchical myoelectric control of a human upper limb prosthesis," 19th International Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region (RAAD 2010), Budapest, Hungary, 2010, pp. 55-60, doi: 10.1109/RAAD.2010.5524609.

[HIRAIWA, 1992] Hiraiwa, A.; Uchida, N.; Shimohara, K. (1992). “EMG Pattern Recognition by Neural Networks for Prosthetic Fingers Control”. IFAC Proceedings Volumes. Volume 25, Issue 10, June 1992, Pages 73 - 79. Consulta: 24 Agosto 2023. (https://doi.org/10.1016/S1474-6670(17)50802-2.) (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1474667017508022)

[HURTADO, 2017] Hurtado Lunasco, Jazmín del Rosario. (2017). “Prevalencia y Factores Asociados a la Amputación en Pacientes Atendidos en un Hospital de Lima, Periodo 2014 – 2016”. Tesis para optar por el Título de Licenciado Tecnólogo Médico en el Área de Terapia Física y Rehabilitación. Lima. Universidad Alas Peruanas. Facultad de Medicina Humana y Ciencias de la Salud, Escuela Profesional de Tecnología Médica, Área de Terapia Física y Rehabilitación

[JUNKERA, 2016] Junquera Landeta, Roberto; Junquera Landeta, Iñigo; Junquera Landeta, Mikel. (2016). En *Fisioonline*. Consulta: 15 de Setiembre del 2023. https://www.fisioterapia-online.com/glosario

[KHAN, 2021] Khan, Misha Urooj; Khan, Hareem; Muneeb, Muhammad; Abbasi, Zeeshan; Abbasi, Usman Babar; Baloch, Naveed Khan. (2021). "Supervised Machine Learning based Fast Hand Gesture Recognition and Classification Using Electromyography (EMG) Signals," *2021 International Conference on Applied and Engineering Mathematics (ICAEM),* Taxila, Pakistan, 2021, pp. 81-86, doi: 10.1109/ICAEM53552.2021.9547148.

[KRILOVA, 2019] Krilova,N., Kastalskiy,I., Kazantsev,V., Makarov,V.A., Lobov,S.. (2019). EMG data for gestures. UCI Machine Learning Repository. https://doi.org/10.24432/C5ZP5C.

[LIU, 2007] Liu, Yi Hung; Huang, Han-Pang; Weng, Chang-Hsin. (2007) "Recognition of Electromyographic Signals Using Cascaded Kernel Learning Machine," in IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 12, no. 3, pp. 253-264, June 2007, doi: 10.1109/TMECH.2007.897253.

[LIU, 2014] Liu, Jun; Zhang, Fan; Huang, He Helen. (2014) "An open and configurable embedded system for EMG pattern recognition implementation for artificial arms," 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago, IL, 2014, pp. 4095-4098, doi: 10.1109/EMBC.2014.6944524.

[LOAIZA, 2011] Loaiza, Jair L.; Arzola, Nelson. (2011). “Evolución y tendencias en el Desarrollo de prétesis de mano”. Dyna [en linea]. 2011, 78(169), 191-200[fecha de Consulta 4 de Septiembre de 2023]. ISSN: 0012-7353. Disponible en: https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=49622390022

[LOSADA, 2022] Losada, Cristian; Pastrana, Brandot; Rodriguez, Ruthber. (2022). “Machine Learning Based Feature Extraction and Classification of Surface EMG Signals in the Time Domain”. 2022 V Congreso Internacional en Inteligencia Ambiental, Ingeniería de Software y Salud Electrónica y Móvil (AmITIC).

[MAMMONE, 2009] Mammone, Alessia, Marco Turchi, and Nello Cristianini. "Support vector machines." Wiley Interdisciplinary Reviews: Computational Statistics 1.3 (2009): 283-289.

[MANGIA, 2014] Mangia, Mauro; Paleari, Marco; Ariano, Paolo; Rovatti, Riccardo; Setti, Gianluca. (2014) "Compressed sensing based on rakeness for surface ElectroMyoGraphy," 2014 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) Proceedings, Lausanne, Switzerland, 2014, pp. 204-207, doi: 10.1109/BioCAS.2014.6981698.

[MCCOOL, 2014] McCool, Paul; Fraser, Graham D.; Chan, Adrian D. C.; Petropoulakis, Lykourgos; Soraghan, John J. (2014). "Identification of Contaminant Type in Surface Electromyography (EMG) Signals," in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 22, no. 4, pp. 774-783, July 2014, doi: 10.1109/TNSRE.2014.2299573.

[MCOP, 2024] Medical Center Orthotics & Prosthetics (2024). “Arm & Hand Prosthetics. The complete guide from the prosthetic experts at MCOP” Consulta: 26 de Agosto del 2024. https://mcopro.com/blog/resources/arm-hand-prosthetics/

[MEDIPRAX, 2020] Mediprax. (2020). “Niveles de amputación en miembro superior”. En *Mediprax*. Consulta: 15 de setiembre del 2023. https://mediprax.mx/niveles-de-amputacion-en-miembro-superior/

[MENDEZ, 2018] Mendez Souza, Gabriel Cirac; Moreno, Robson Luiz. (2018). “Netlab MLP - Performance Evaluation for Pattern Recognition in Myoelectric Signal”. Procedia Computer Science. Vol: 130, 932 - 938. Consulta: 24 de Agosto 2023. (https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.04.092) (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S187705091830454X)

[MENDOZA, 2000] Mendoza, O. y. (2000). Cirugía Radical en el Aparato Locomotor. En U. N. Cirugía, Cirugía: II cirugía ortopédica y traumatología (Vol. II, págs. 235-245). Lima: Universidad Mayor de San Marcos.

[MILITARY INSTEP, 2005] Military inStep. (2005). “The art of making artificial limbs look lifelike,” pp. 1–8, 2005. [Online]. Available: http://www.amputee-coalition.org/spanish/easyread/military-instep/cosmesis-ez.html

[MORENO, 2010] Moreno, D.; Ramírez-García, A.; Leija, L.; Muñoz, R.; Vera, A. (2010) "Development of control logic for simultaneous actuators by using sequential systems in electromechanical prosthesis," 2010 Pan American Health Care Exchanges, Lima, Peru, 2010, pp. 68-73, doi: 10.1109/PAHCE.2010.5474598.

[MTPE, 2016] Oficina General de Estadística y Tecnologías de la Información y Comunicaciones Oficina de Estadística. “BOLETÍN ESTADÍSTICO MENSUAL DE NOTIFICACIONES DE ACCIDENTES DE TRABAJO, INCIDENTES PELIGROSOS Y ENFERMEDADES

OCUPACIONALES". N°09 - Año 06 - Edición Setiembre 2016. Perú: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo; 2016

[MTPE, 2023] Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo del Perú. "Notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales, Boletín Estadístico Mensual mayo 2023". Perú; 2023

[MUHAMMAD, 2020] Muhammad, Uzair; Sipra, Khadija Amjad; Waqas, Muhammad; Tu, Shansan; Koubaa, Anis. (2020). "POSTER: Human-Robot Interaction: A Myo Armband Using EMG and IMU Signals," 2020 First International Conference of Smart Systems and Emerging Technologies (SMARTTECH), Riyadh, Saudi Arabia, 2020, pp. 251-252, doi: 10.1109/SMART-TECH49988.2020.00064.

[NAIK, 2022] Naik, Isha; Raut, Divya; Patel, Trisha; Sutar, Rajendra; Kasambe, Prashant. (2022). "3D printed Myoelectric Prosthetic Arm with feedback," 2022 International Conference for Advancement in Technology (ICONAT), Goa, India, 2022, pp. 1-5, doi: 10.1109/ICONAT53423.2022.9725943.

[NUÑEZ, 2022] Núñez-Montoya, Bolivar; Valarezo Añazco, Mauricio; Saravia-Avila, Alexander; Loayza, Francis R.; Valarezo Añazco, Edwin; Teran, Efrain. (2022). "Supervised Machine Learning Applied to Non-Invasive EMG Signal Classification for an Anthropomorphic Robotic Hand," 2022 IEEE ANDESCON, Barranquilla, Colombia, 2022, pp. 1-6, doi: 10.1109/ANDESCON56260.2022.9989874.

[OMS, 2003] Organización Mundial de la Salud. (2003). "Adherence to long-term therapies: evidence for action". Organización Mundial de la Salud. https://apps.who.int/iris/handle/10665/42682

[OMS, 2017] Organización Mundial de la Salud. (2017). "Normas de ortoprotésica de la OMS. Parte 1". Normas [WHO standards for prosthetics and orthotics. Part 1. Standards]. Suiza, 2017

[ORTEGA-PALACIOS, 2018] Ortega-Palacios, r.; et al., "Low-cost upper limb prosthesis, based on opensource projects with voice-myoelectric hybrid control," 2018 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE), Porto, Portugal, 2018, pp. 1-5, doi: 10.1109/GMEPE-PAHCE.2018.8400727.

[ORTOSUR, 2023] Ortosur. "beBionic de Ottobock". Consulta: 15 de Setiembre del 2023. https://www.ortosur.es/catalogo-de-productos/protesis/miembro-superior/mano-mioelectrica/bebionic/

[OSKOEI, 2008] Oskoei, Mohammadreza Asghari, and Huosheng Hu. (2008). "Support vector machine-based classification scheme for myoelectric control applied to upper limb." IEEE transactions on biomedical engineering 55.8 (2008): 1956-1965

[OTTOBOCK, 2023] Ottobock. "Michelangelo Hand". Consulta: 15 de Setiembre del 2023. https://www.ottobock.at/michelangelo-hand.html

[PHINYOMARK, 2012] Phinyomark, A., Phukpattaranont, P., y Limsakul, C. (2012). "Feature reduction and selection for emg signal classification". Expert systems with applications, 39(8), 7420–7431.

[PRAKASH, 2020] Prakash, Alok; Kumar Sahi, Ajay; Sharma Neeraj; Sharma, Shiru. (2020). "Force Myography controlled multifunctional hand prosthesis for upper-limb amputees". Biomedical Signal Processing and Control. Vol: 62,

102122, ISSN 1746-8094. Consulta: 24 Agosto 2023 (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S174680942030272X)

[RASOOL, 2012] Rasool, Ghulam; Bouaynaya, Nidhal; Iqbal, Kamran. (2012). “Muschle Activity Detection from Myoelectric Signals Based on the AR-Garch Model”. 2012 IEEE Statistical Signal Processing Workshop (SSP)

[RASOULI, 2015] Rasouli, Mahdi; Ghosh, Rohan; Lee, Wang Wei; Thakor, Nitish V.; Kukreja, Sunil. (2015) "Stable force-myographic control of a prosthetic hand using incremental learning," 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Milan, Italy, 2015, pp. 4828-4831, doi: 10.1109/EMBC.2015.7319474.

[RAURALE, 2019] Raurale, Sumit; McAllister, John; Martinez del Rincon, Jesus. (2019) "EMG Wrist-hand Motion Recognition System for Real-time Embedded Platform," ICASSP 2019 - 2019 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), Brighton, UK, 2019, pp. 1523-1527, doi: 10.1109/ICASSP.2019.8683104.

[RODEIRO, 2018] Rodeiro, Mónica Gabriela. (2018). “Guía de Atención de Pacientes Amputados”. Instituto de Rehabilitación Psicofísica del Sur, Ministerio de Salud, Argentina, 2018.

[RODRIGUEZ-TAPIA, 2020] Rodríguez-Tapia, Bernabe; Soto, Israel; Martinez, Daniela M.; Candolfi Arballo, Norma. (2020). “Myoelectric Interfaces and Related Application: Current State of EMG Signal Processing – A Systematic Review”. IEEE Access, vol. 8, pp. 7792-7805, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2963881.

[RUIZ-CHICAIZA, 2009] Ruiz-Chicaiza, Pablo; Cevallos-Barragán, Carlos. (2009). “Estudio cinemático de la mano para movimiento de oposición del dedo pulgar y movimientos de flexión y extensión de los dedos índice, medio, anular y meñique”.

[SADI-AHMED, 2022] Sadi-Ahmed, Nafissa; Kedir-Talha, Malika; Addar, Oussama; Gherbi, Meriem. (2022). "Arm movement recognition from EMG signals using HHT based method," 2022 2nd International Conference on Advanced Electrical Engineering (ICAEE), Constantine, Algeria, 2022, pp. 1-6, doi: 10.1109/ICAEE53772.2022.9962107.

[SANCHEZ, 2020] Sánchez Velasco, Leobardo E.; Arias-Montiel, Manuel; Gusman-Ramirez, Enrique, Lugo-Gonzales, Esther. (2020). “A Low-Cost EMG-Controlled Anthropomorphic Robotic Hand for Power and Precision Grasp”. Biocybernetics and Biomedical Engineering. Volume 40, Issue 1, January–March 2020, Pages 221-237. Consulta: 24 Agosto 2023. (https://doi.org/10.1016/j.bbe.2019.10.002) (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0208521619304693)

[SAPORANA, 2015] Saponara, Sergio. (2015) "An actuator control unit for robotized prostethic arm with embedded energy storage," 2015 IEEE 15th International Conference on Environment and Electrical Engineering (EEEIC), Rome, Italy, 2015, pp. 2115-2118, doi: 10.1109/EEEIC.2015.7165504.

[SNAJDAROVA, 2018] Snajdarova, Michaela; Barabas, Jan; Radil, Roman; Hock, Ondrej. (2018) "Proof of Concept EMG-Controlled Prosthetic Hand System - An Overview," 19th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering, Banska Stiavnica, Slovakia, 2018, pp. 1-4, doi: 10.1109/CPEE.2018.8506896.

[SONG, 2022] Song, Xinyu; Van De Ven, Shirdi Shankara; Liu, Lanlan; Wouda, Frank J.; Wang, Hong; Shull, Peter B. (2022) "Activities of Daily Living-Based

Rehabilitation System for Arm and Hand Motor Function Retraining After Stroke," in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 30, pp. 621-631, 2022, doi: 10.1109/TNSRE.2022.3156387.

[TAFFLER, 2007] Taffler, Sean D.; Kyberd, Peter J. (2007) "Differences in the Activity of the Muscles in the Forearm of Individuals with a Congenital Absence of the Hand," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, no. 8, pp. 1514-1519, Aug. 2007, doi: 10.1109/TBME.2007.900817.

[TKACH, 2010] Tkach, Dennis; Huang, He; Kuiken, Todd A. (2010). "Study of stability of time-domain features for electromyographic pattern recognition". J Neuroeng Rehabil. 2010 May 21; 7:21. doi: 10.1186/1743-0003-7-21. PMID: 20492713; PMCID: PMC2881049.

[THARWAT, 2017] Tharwat, Alaa, et al. "Linear discriminant analysis: A detailed tutorial." AI communications 30.2 (2017): 169-190.

[TOLEDO-PEREZ, 2019] Toledo-Pérez, Diana C., Juvenal Rodríguez-Reséndiz, Roberto A. Gómez-Loenzo, and J. C. Jauregui-Correa. 2019. "Support Vector Machine-Based EMG Signal Classification Techniques: A Review" Applied Sciences 9, no. 20: 4402. https://doi.org/10.3390/app9204402

[TOLEDO-PEREZ, 2020] Toledo-Pérez, D.C; Rodríguez-Reséndiz, J; Gómez-Loenzo, R.A. "A Study of Computing Zero Crossing Methods and an Improved Proposal for EMG Signals," in IEEE Access, vol. 8, pp. 8783-8790, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2964678. keywords: {Support vector machines;Electromyography;Kernel;Proposals;Pattern recognition;Feature extraction;Voltage measurement;Zero Crossings;threshold;EMG signal;signal classification;SVM;signal processing},

[VALDERRAMA, 2021] Valderrama, Mario; González, Edgar; García, Fernando. (2021) "Development of a low-cost surface EMG acquisition system device for wearable applications," 2021 IEEE 2nd International Congress of Biomedical Engineering and Bioengineering (CI-IB&BI), Bogota D.C., Colombia, 2021, pp. 1-4, doi: 10.1109/CI-IBBI54220.2021.9626100.

[VAZQUEZ, 2016] Vásquez Vela Sánchez, Eduardo. (2016). "Los Amputados y su Rehabilitación. Un reto para el Estado". CONACYT, Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, México, 2016

[VELLOSO, 2017] Velloso, L. A., et al. (2017). "Control of myoelectric prostheses and hand movements using pattern recognition and neural networks". Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 14(1), 102.

[VINCENT SYSTEMS, 2023] Vincent Systems. "VINCENTevolution4". Consulta: 15 de Setiembre del 2023. https://www.vincentsystems.de/en/vincent-evolution4

[XIAO, 2023] Xiao, Zeyu; Ye, Jiaxiang; Shen, Hanxin; Deng, Siyu; Zhu, Hao; Xiao, Han. (2023). "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).

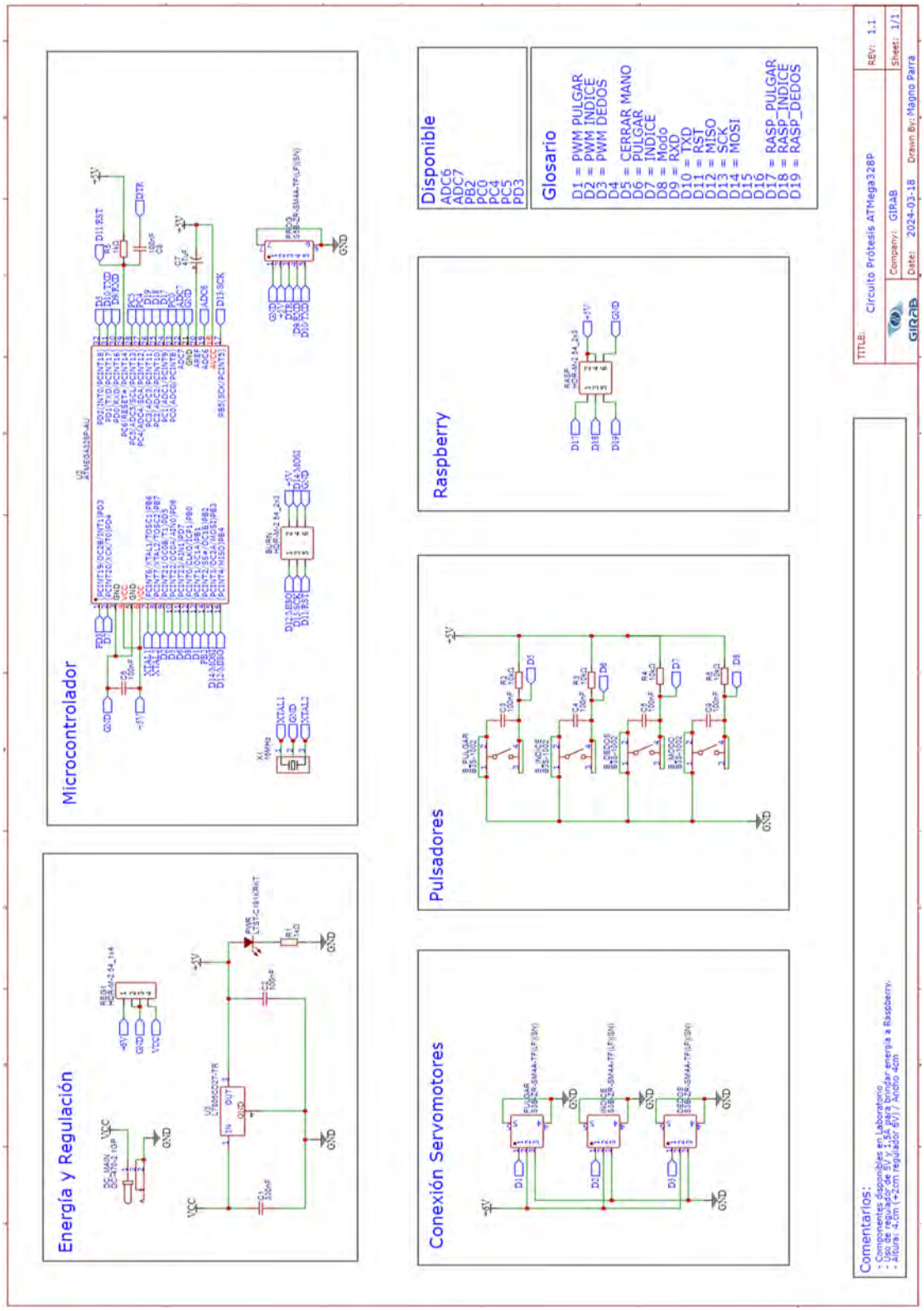
[YANG, 2017] Yang, Jie; Kusche, Roman; Ryschka, Martin; Xia, Chunming. (2017). "Wrist movement detection for prosthesis control using surface EMG and triaxial accelerometer". 2017 10th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics (CISP-BMEI), Shanghai, China, 2017, pp. 1-6, doi: 10.1109/CISP-BMEI.2017.8302262.

[ZHANG, 2012] Zhang, d; Xiong, A; Zhao, X and Han, J. (2012) "PCA and LDA for EMG-based control of bionic mechanical hand," 2012 IEEE International Conference on Information and Automation, Shenyang, China, 2012, pp. 960-965, doi: 10.1109/ICInfA.2012.6246955.

[ZHANG, 2015] Zhang, Yang, and Chris Harrison (2015). "Tomo: Wearable, low-cost electrical impedance tomography for hand gesture recognition." *Proceedings of the 28th Annual ACM Symposium on User Interface Software & Technology*. 2015.

[ZHUWAWU, 2023] Zhuwawu, Sudhir Solomon; Zaki, Ahmed; El-Samanty, Mahmoud; Parque, Victor; El-Hussieny, Haitham. (2023) "Non-invasive Feedback for Prosthetic Arms: A Conceptual Design of a Wearable Haptic Armband," 2023 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), Seattle, WA, USA, 2023, pp. 828-833, doi: 10.1109/AIM46323.2023.10196234.

[ZIA UR REHMAN, 2017] Zia ur Rehman, Muhammad; Gilani, Syed Omer; Waris, Asim; Niazi, Imran Khan; Kamavuako, Ernest Nlandu. (2017). "A novel approach for classification of hand movements using surface EMG signals," 2017 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology (ISSPIT), Bilbao, Spain, 2017, pp. 265-269, doi: 10.1109/ISSPIT.2017.8388653.

# ANEXOS

## Anexo A: Esquemático del Circuito Desarrollado