

# FACULTAD DE INGENIERÍA

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

**“DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS  
MIOELÉCTRICA PARA PACIENTES CON  
AMPUTACIÓN TRANSRADIAL PARA LA  
EJECUCIÓN DE HABILIDADES MOTRICES  
FINAS - PERÚ, 2025”**

**Tesis para optar al título profesional de:**

Ingeniero Mecatrónico

**Autor:**

Carlos Alberto Zevallos Molina

**Asesor:**

Mg. Ing. Edgar André Manzano Ramos

<https://orcid.org/0000-0002-8198-5619>

Lima - Perú

**2025**

## JURADO EVALUADOR

Jurado 1 Presidente(a)	ANWAR JULIO YARIN ACHACHAGUA
	Nombre y Apellidos

Jurado 2	MARCO ANTONIO DIAZ DIAZ
	Nombre y Apellidos

Jurado 3	EDGAR ANDRE MANZANO RAMOS
	Nombre y Apellidos

## Informe de Similitud



Página 2 of 90 - Integrity Overview

Identificador de la entrega trn:oid::1:3206817799




### 14% Overall Similarity

The combined total of all matches, including overlapping sources, for each database.

#### Filtered from the Report

- ▶ Bibliography
- ▶ Quoted Text
- ▶ Small Matches (less than 10 words)

#### Top Sources

- 13%  Internet sources
- 1%  Publications
- 8%  Submitted works (Student Papers)

#### Integrity Flags

##### 0 Integrity Flags for Review

No suspicious text manipulations found.

Our system's algorithms look deeply at a document for any inconsistencies that would set it apart from a normal submission. If we notice something strange, we flag it for you to review.

A Flag is not necessarily an indicator of a problem. However, we'd recommend you focus your attention there for further review.

## **Dedicatoria**

"A Dios y a mis tres ángeles que me cuidan desde el cielo. A mis padres Carlos y Roxana, por su amor infinito, su dedicación y apoyo constante, que me han brindado la fortaleza necesaria para llegar hasta aquí. Sin su guía y sacrificio, este logro no hubiera sido posible. A mi hermano Fabricio, un ejemplo de lucha y perseverancia, quien siempre me inspira a seguir adelante."

## **Agradecimiento**

Gracias a mis padres Carlos y Roxana por su sacrificio y por estar a mi lado en cada momento difícil, dándome la fuerza para seguir adelante. Este logro es el reflejo de su esfuerzo. A mi hermano Fabricio, por motivarme en los momentos de incertidumbre y por enseñarme que con esfuerzo y determinación todo es posible. Tu apoyo me ha dado la confianza para seguir adelante.

A Ybed, Fanny y a mi abuela Nery, quienes me han apoyado desde siempre con su amor y sabiduría. Gracias por sus consejos y por estar a mi lado en cada etapa de mi vida. Su apoyo ha sido esencial para seguir adelante y alcanzar este logro.

Gracias a Miluska, quien me motivó a continuar con este trabajo cuando más lo necesitaba. Gracias por alentarme a salir de mi zona de confort, por creer en mí incluso cuando dudaba de mí mismo, y por brindarme el apoyo emocional que necesitaba para culminar este proyecto.

Finalmente, agradezco a mi asesor por su presencia y paciencia durante el proceso de este proyecto y a todas las personas que, de una u otra manera, contribuyeron a mi crecimiento. Cada gesto, palabra y consejo me ayudaron a alcanzar esta meta.

## Tabla de Contenido

JURADO EVALUADOR.....	2
Informe de Similitud.....	3
Dedicatoria.....	4
Agradecimiento.....	5
Índice de figuras .....	10
Resumen .....	14
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN.....	15
1.1.    Realidad problemática .....	16
1.2.    Marco teórico.....	18
1.2.1. Anatomía de extremidad superior.....	18
1.2.2. Amputaciones .....	19
1.2.3. Factores.....	20
1.2.4. Prótesis.....	20
1.2.5. Habilidades motrices .....	21
1.3.    Justificación .....	23
1.3.1. Justificación científica .....	23
1.3.2. Justificación técnica.....	23
1.3.3. Justificación social.....	23
1.4.    Formulación del problema.....	23

1.4.1. Problema General .....	23
1.4.2. Problemas específicos.....	23
1.5. Objetivos.....	24
1.5.1. Objetivo General.....	24
1.5.2. Objetivos Específicos .....	24
1.6. Hipótesis .....	25
1.6.1. Hipótesis General.....	25
1.6.2. Hipótesis Específicas .....	25
<b>CAPÍTULO II: METODOLOGÍA .....</b>	<b>26</b>
2.1. Enfoque de la investigación.....	26
2.1.1. Alcance de la investigación .....	26
2.1.2. Diseño de la investigación .....	26
2.2. Población y Muestra .....	26
2.2.1. Población .....	26
2.2.2. Muestra .....	27
2.3. Métodos e instrumentos.....	27
2.3.1. Métodos .....	27
2.4. Procedimiento de Recolección de Datos .....	44
2.5. Tratamiento y Análisis de Datos .....	53
2.6. Aspectos Éticos .....	58

CAPÍTULO III: RESULTADOS .....	60
3.1. Estructura mecánica.....	60
3.2. Mecanismo de accionamiento de falanges .....	66
3.3. Diagrama de flujo de prótesis.....	71
3.4. Pruebas de funcionamiento de prótesis mioeléctrica.....	72
CAPÍTULO IV: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....	77
4.1. Discusión .....	77
4.1.1. Limitaciones .....	77
4.1.2. Interpretación Comparativa .....	77
4.1.3. Implicancias .....	78
4.2. Conclusiones.....	78
REFERENCIAS .....	80
ANEXOS .....	82

## Índice de tablas

Tabla 1 .....	28
Tabla 2 .....	31
Tabla 3 .....	32
Tabla 4 .....	34
Tabla 5 .....	40
Tabla 6 .....	41
Tabla 7 .....	42
Tabla 8 .....	54
Tabla 9 .....	54
Tabla 10 .....	60
Tabla 11 .....	74
Tabla 12 .....	75
Tabla 13 .....	77

## Índice de figuras

<b>Figura 1</b> Niveles de amputación .....	20
<b>Figura 2</b> Prótesis mioeléctrica .....	21
<b>Figura 3</b> Habilidades motrices finas .....	22
<b>Figura 4</b> Metodología VDI 2206 .....	27
<b>Figura 5</b> Tipos de agarre .....	29
<b>Figura 6</b> Articulaciones de los dedos .....	32
<b>Figura 7</b> Estructura de funciones .....	33
<b>Figura 8</b> Diagrama de bloques del Concepto 1 .....	36
<b>Figura 9</b> Diagrama de bloques del Concepto 2 .....	37
<b>Figura 10</b> Diagrama de bloques del Concepto 3 .....	38
<b>Figura 11</b> Diagrama de bloques del Concepto 4 .....	39
<b>Figura 12</b> Diagrama de conexiones del sistema óptimo .....	43
<b>Figura 13</b> Rangos de voltaje de señales biológicas .....	44
<b>Figura 14</b> Electrodo adhesivo de superficie .....	45
<b>Figura 15</b> Conexión de electrodos en antebrazo .....	45
<b>Figura 16</b> Configuración de amplificador instrumental de precisión AD8221 .....	46
<b>Figura 17</b> Configuración de amplificador instrumental AD8221 .....	47
<b>Figura 18</b> Rectificador de onda completa de precisión .....	48

<b>Figura 19</b>	Configuración de rectificador de onda completa de precisión .....	48
<b>Figura 20</b>	Filtro pasa bajas activo de 1er orden .....	49
<b>Figura 21</b>	Diagrama de Bode - Filtro pasa bajas .....	49
<b>Figura 22</b>	Configuración de filtro pasa bajas con TL084 .....	51
<b>Figura 23</b>	Configuración de amplificación .....	51
<b>Figura 24</b>	Configuración de amplificación con TL084 y potenciómetro .....	52
<b>Figura 25</b>	Código de lectura de señal EMG .....	52
<b>Figura 26</b>	Valores EMG en monitor serial .....	53
<b>Figura 27</b>	Valores promedios de Agarre Pinza.....	56
<b>Figura 28</b>	Valores promedios de Agarre Cilíndrico .....	57
<b>Figura 29</b>	Valores de desviación estándar en Agarre Pinza .....	57
<b>Figura 30</b>	Valores de desviación estándar en Agarre Cilíndrico .....	58
<b>Figura 31</b>	Diseño de dedo índice en Fusion 360 .....	61
<b>Figura 32</b>	Diseño de dedo medio en Fusion 360 .....	61
<b>Figura 33</b>	Diseño de dedo anular en Fusion 360 .....	62
<b>Figura 34</b>	Diseño de dedo meñique en Fusion 360 .....	62
<b>Figura 35</b>	Diseño de dedo pulgar en Fusion 360 .....	63
<b>Figura 36</b>	Diseño de palma de mano en Fusion 360.....	63
<b>Figura 37</b>	Diseño de dorso de mano en Fusion 360 .....	64
<b>Figura 38</b>	Diseño de muñeca en Fusion 360.....	64

<b>Figura 39</b>	Diseño de antebrazo en Fusion 360 .....	65
<b>Figura 40</b>	Diseño de ensamble de prótesis .....	65
<b>Figura 41</b>	Variación de torque en función de la posición.....	66
<b>Figura 42</b>	Mecanismo de cuerdas para movimiento de dedos.....	67
<b>Figura 43</b>	Circuito esquemático en Proteus.....	68
<b>Figura 44</b>	Simulación de placa en Proteus.....	68
<b>Figura 45</b>	Circuito impreso EMG.....	69
<b>Figura 46</b>	Ensamble de componentes en circuito .....	69
<b>Figura 47</b>	Ensamble de prótesis (parte interna).....	70
<b>Figura 48</b>	Ensamble de prótesis (parte externa) .....	70
<b>Figura 49</b>	Diagrama de flujo de prótesis .....	71
<b>Figura 50</b>	Prueba N°1 agarre cilíndrico.....	72
<b>Figura 51</b>	Prueba N°1 agarre pinza.....	72
<b>Figura 52</b>	Prueba N°2 agarre cilíndrico.....	73
<b>Figura 53</b>	Prueba N°2 agarre pinza.....	73

## Índice de ecuaciones

Ecuación 1 .....	46
Ecuación 2 .....	50
Ecuación 3 .....	55
Ecuación 4 .....	56
Ecuación 5 .....	66
Ecuación 6 .....	76
Ecuación 7 .....	76

## Resumen

La presente tesis tuvo como objetivo el desarrollo de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial para la ejecución de habilidades motrices finas como agarres tipo cilíndrico y tipo pinza.

Primero se realizó la adquisición de señales electromiográficas que fueron analizadas y luego procesadas por el microcontrolador Arduino. Posteriormente se ensambló la prótesis realizada en el programa Fusion 360 e impresa en 3D que contiene servomotores permitiendo el movimiento de los dedos de la prótesis de acuerdo a las señales que se obtengan en tiempo real. La prótesis buscó desarrollar la funcionalidad para pacientes con amputación transradial permitiendo interpretar y diferenciar más de un tipo de movimiento mediante señales EMG.

Las prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial para la ejecución de habilidades motrices finas ofrece una opción viable y eficiente permitiendo un mayor nivel de interacción y autonomía en la vida diaria de los pacientes.

**PALABRAS CLAVES:** señal mioeléctrica, prótesis, habilidades motrices finas, impresión 3D

### **Abstract**

This thesis aimed to develop a myoelectric prosthesis for patients with transradial amputations to perform fine motor skills such as cylindrical and pincer grips.

First, electromyographic signals were acquired, analyzed, and then processed by the Arduino microcontroller. The prosthesis was then assembled using Fusion 360 and 3D printed, containing servomotors that allow finger movement based on real-time signals. The prosthesis was designed to provide functionality for patients with transradial amputations, enabling the interpretation and differentiation of more than one type of movement through EMG signals.

The myoelectric prosthesis for patients with transradial amputations, aimed at executing fine motor skills, offers a viable and efficient option, allowing for a higher level of interaction and autonomy in the daily lives of patients.

**KEYWORDS:** Myoelectric signal, prosthesis, fine motor skills, 3D printing

## CAPÍTULO I INTRODUCCIÓN

### 1.1. Realidad problemática

Aproximadamente el 15% de la población mundial que equivale a alrededor de 1000 millones de personas presentan algún tipo de discapacidad, porcentaje que aumentó un 5% en relación a la última estimación de la Organización Mundial de la Salud en los años setenta. Las personas que manifiestan esta condición enfrentan desafíos en lo que respecta a los resultados sanitarios, logros académicos, participación económica y tasas de pobreza más altas en comparación con las personas que no presentan algún tipo de discapacidad. (Informe Mundial sobre la Discapacidad, 2011, p. 34)

Según el Censo Nacional realizado en el año 2017, nuestro país cuenta con 3 051 612 personas que padecen de alguna discapacidad, cifra que representa aproximadamente el 10.4% de la totalidad de nuestra población y por lo cual se infiere que 1 de cada 10 peruanos presenta algún tipo de discapacidad. (Defensoría del Pueblo, 2023)

En el sector tecnológico, se puede visualizar un aumento considerable de tesis de ingenierías sobre diseños de tecnologías relacionadas con el habla y el pensamiento, los brazos y las manos, la caminata y las piernas, la vista, así como la fuerza y resistencia, las cuales requieren ser desarrolladas para que puedan beneficiar a las personas con discapacidad en nuestro país. (La discapacidad en el Perú, CONADIS, 2021, p. 9)

Hoy en día, la biomedicina se ha convertido en una solución integral gracias a su poca invasividad, con la finalidad de brindar respuestas más rápidas en tratamientos genéticos y resolver problemas médicos a través de imágenes y señales biomédicas. Sin embargo, a nivel nacional son pocas las entidades que están involucradas en la investigación y elaboración de prótesis biomédicas para personas con discapacidad.

La amputación transradial, que implica la pérdida de una extremidad superior del cuerpo por debajo del codo, es una realidad difícil que tiene un gran impacto en la vida de las personas que la experimentan. Además, aborda la necesidad fundamental de desarrollar prótesis electrónicas avanzadas que permitan a los pacientes recuperar el uso de sus extremidades superiores o inferiores amputadas. (Zavala, et al. 2023)

Por los motivos antes mencionados, se propone llevar a cabo esta investigación que consiste en diseñar e implementar una prótesis mioeléctrica de miembro superior que supla los movimientos mecánicos básicos realizados por una mano humana, movimientos que serán generados gracias al procesamiento de pulsos musculares.

- **Antecedentes Nacionales**

**Manosalva A. & Huarcaya J. (2023)** en el estudio “Mejora de prótesis de mano completa para pacientes de amputación transradial y desarticulado de muñeca” de la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas, Perú, tuvieron como objetivo diseñar y desarrollar una prótesis de mano impreso en material PLA+ para personas con amputación transradial utilizando señales electromiográficas del paciente amputado. Dichas señales fueron amplificadas y filtradas para posteriormente ser procesadas en un módulo ESP32, el cual activa motorreductores que permitieron accionar las falanges de las prótesis.

**Ángeles M. (2022)** en la tesis “Diseño y simulación de un mecanismo exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior para personas adultas de hasta 100 kg” menciona que se utilizó el software SolidWorks para elaborar el diseño mecánico del mecanismo. Para la parte del circuito y actuadores se utilizaron los siguientes componentes: Arduino mini pro, tarjeta de servos, modulo bluetooth, servomotor brushless, servomotores y materiales para impresión 3D. El ensamble final permite realizar los movimientos principales para la rehabilitación de miembro superior.

**Panta D. (2024)** en la tesis “Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3D para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial” indica que para el modelado del sistema mecánico se utilizó el software SolidWorks. Para la elaboración del diseño del sistema electrónico se utilizó el IDE Arduino con el cual se lograron las lecturas de las señales EMG y programación de algoritmos de control. Los componentes utilizados fueron los siguientes: amplificadores operacionales, servomotores, interruptor, Arduino Nano. El material utilizado para la impresión de las piezas fue PLA+. Finalmente se logró obtener un dispositivo con la capacidad de realizar los agarres trípode y envoltura mediana.

- **Antecedentes Internacionales**

**Higa J., Naar A. & Ojeda B. (2020)** en el artículo titulado “Prótesis de mano para personas con amputación transcarpiana”, en la Universidad EAFIT, Colombia, tuvo como objetivo realizar el diseño mecánico de una prótesis de mano derecha que funcione con ayuda de las señales mioeléctricas considerando fases de diseño de palma, dedos, selección del sistema motriz y validación del modelo. El diseño se realizó en el programa Autodesk Inventor obteniendo un modelo de prótesis de mano derecha capaz de realizar tareas de pinza fina y pinza gruesa.

**Guevara B. (2020)** en la tesis titulada “Desarrollo de un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano de bajo costo empleando actuadores lineales y sensores musculares” en la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Ecuador, menciona que para el diseño de la prótesis se utilizó el software SolidWorks. Posteriormente el prototipo de prótesis fue impreso en 3D con fibra de carbono y PLA. En la etapa del circuito se utilizaron 6 actuadores, un sensor MyoWare, un microcontrolador Arduino Nano, batería de 2200 mAh, regulador y driver de actuadores. La prótesis tiene como objetivo detectar la señal muscular del músculo bíceps derecho que permite la movilidad de los actuadores lineales en base al tamaño del objeto esférico que se desea agarrar.

**Trujillo, H., Figueroa, F., Villanueva, J., Buenabad, H. Y Valdez J. (2020)** en el documento “Diseño y construcción de una prótesis de brazo mecánico mediante impresión 3D” en la Universidad Tecnológica Emiliano Zapata, mencionan que se realizó el diseño de las partes de la prótesis usando el software de diseño asistido por computadora SolidWorks a partir de un molde guía hecho de yeso para posteriormente ejecutar la construcción de la prótesis usando impresoras 3D.

## **1.2. Marco teórico**

### **1.2.1. Anatomía de extremidad superior**

Extremidad articulada que se une superiormente al tronco por la cintura escapular. En las extremidades se proporciona un nombre específico a cada una de sus tres partes. Para el caso de los miembros superiores este término abarca el brazo, antebrazo y mano. (Suarez, et al, 2021, pág. 5) Las siguientes partes serán consideradas en la presente investigación:

- **Antebrazo**

Región del miembro superior comprendida entre el codo y la muñeca.

- **Muñeca**

Región del miembro superior distal con respecto al antebrazo y proximal con respecto a la mano, formada por las articulaciones radiocarpiana e intercarpianas y las partes blandas circundantes.

- **Mano**

Región distal de la extremidad superior, constituida por el carpo, el metacarpo y los dedos, las articulaciones entre estos huesos, y las partes blandas circundantes.

- **Dedo**

Cada una de las cinco prolongaciones articuladas distales de la mano, constituidas por tres falanges, salvo el pulgar, que posee dos.

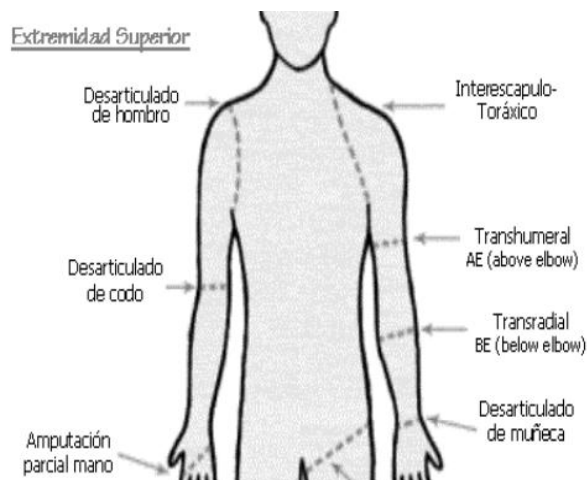
### 1.2.2. Amputaciones

La amputación se define como la extirpación de un miembro (brazo o pierna) u otra parte del cuerpo mediante cirugía como consecuencia de una lesión o enfermedad, como la diabetes o el cáncer. Dentro de los niveles de amputación por encima de la muñeca se encuentran: la amputación transradial, la desarticulación de codo, la amputación transhumeral, la desarticulación del hombro y amputación interescapulotorácica. Se dará énfasis a la amputación transradial ya que es parte de la investigación

- **Amputación transradial**

Amputación también llamada bajo nivel de codo, está ubicada en la zona del antebrazo. Se divide entre amputación transradial larga, media, corta o muy corta.

**Figura 1**  
Niveles de amputación



### 1.2.3. Factores

Existen dos tipos de factores por los cuales se generan amputaciones. Estas se nombran a continuación:

- **Amputación congénita**

Se define como la ausencia o malformación de una extremidad que ocurre desde el nacimiento.

- **Amputación traumática**

Se define como la pérdida de una parte del cuerpo, generalmente a causa de un accidente o lesión. Este tipo de amputación puede ocurrir en cualquier momento de la vida y es a menudo el resultado de incidentes como accidentes automovilísticos, lesiones laborales o ataques violentos.

### 1.2.4. Prótesis

Sustitución de un segmento anatómico, de un órgano o de una parte de un órgano por una pieza o aparato artificial que reproduce más o menos su forma o su función. Existen los siguientes tipos:

- **Prótesis estética**

Las prótesis estéticas fueron desarrolladas con el objetivo de reemplazar un miembro o parte de él, teniendo en cuenta más su parte

cosmética que su funcionalidad.

- **Prótesis mecánica**

Las prótesis mecánicas o de tiro, son prótesis con dispositivos de apertura y cierre mediante cables y cintas de sujeción unidos al cuerpo y se abren o cierran a voluntad por la tracción ejercida por el tensor.

- **Prótesis mioeléctrica**

Las prótesis mioeléctricas son las controladas electrónicamente mediante contracciones musculares voluntarias del usuario. Para ello normalmente, se disponen dos electrodos dentro del encaje que están en todo momento en contacto con la superficie de la piel. Estos recogen la actividad eléctrica generada por el músculo durante la contracción y la traducen en tensión para el control de la prótesis.

**Figura 2**

Prótesis mioeléctrica



### 1.2.5. Habilidades motrices

Las habilidades motrices son aquellas que requieren de grupos musculares, pequeños o grandes, para coordinar movimientos corporales necesarios para la vida cotidiana. Las habilidades mencionadas son consideradas bloques de construcción indispensables tanto para el desarrollo de actividades de movimiento como para la especialización de habilidades

motoras específicas (Haywood y Getchell, 2004). Estas se dividen en habilidades motoras finas y habilidades motoras gruesas.

- **Habilidades motrices gruesas**

Las habilidades motoras gruesas son destrezas que nos permiten realizar tareas en las que participan los músculos largos del torso, las piernas y los brazos. Gracias a estas habilidades realizamos movimientos que involucran a todo el cuerpo y que utilizamos en todo tipo de actividades físicas

- **Habilidades motrices finas**

Las habilidades motrices finas son la capacidad de hacer movimientos usando los músculos pequeños de nuestras manos y muñecas. Dependemos de estas destrezas para realizar tareas importantes en la escuela, el trabajo y en la vida diaria.

### **Figura 3**

Habilidades motrices finas



### **1.3. Justificación**

#### **1.3.1. Justificación científica**

La investigación busca desarrollar una prótesis con características lo más similares posibles a la extremidad superior humana. En los últimos años, se han presentado avances significativos en el campo de las prótesis tanto para miembros superiores como inferiores. Estos avances han llevado a que las prótesis se parezcan cada vez más a las extremidades que intentan reemplazar, lo que nos lleva a hablar ahora de prótesis robóticas o biónicas. (García D., Espinoza M., 2014, Avances en prótesis: una mirada al presente y futuro).

#### **1.3.2. Justificación técnica**

La investigación comprenderá conocimientos mecánicos, electrónicos y de programación que permitirán abordar el rubro de las prótesis biomédicas y sus diversos procesos de elaboración.

#### **1.3.3. Justificación social**

La tesis permite realizar la investigación y el desarrollo de una prótesis para la restauración de la calidad de vida y la integración social de la persona que ha sufrido amputación transradial.

### **1.4. Formulación del problema**

#### **1.4.1. Problema General**

- ¿Como permitir que los pacientes con amputación transradial puedan ejecutar habilidades motrices finas?

#### **1.4.2. Problemas específicos**

- ¿Cuáles son los requerimientos para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita la ejecución de habilidades motrices finas?
- ¿Cómo generar conceptos de solución que permitan obtener una solución óptima para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica para pacientes con

amputación transradial que permita la ejecución de habilidades motrices finas?

- ¿De qué manera se desarrollará el ensamble de la prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita la ejecución de habilidades motrices finas?
- ¿Cómo se procesará la señal para la obtener el movimiento de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita ejecutar habilidades motrices finas?
- ¿Cómo verificar el funcionamiento de la prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita ejecutar habilidades motrices finas?

## **1.5. Objetivos**

### **1.5.1. Objetivo General**

- Desarrollar una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita ejecutar habilidades motrices finas.

### **1.5.2. Objetivos Específicos**

- Elaborar una lista de requerimientos para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita la ejecución de habilidades motrices finas.
- Realizar el diseño conceptual del sistema para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita la ejecución de habilidades motrices finas.
- Realizar el diseño a detalle mecánico de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita ejecutar habilidades motrices finas.
- Realizar el diseño a detalle del procesamiento de la señal para el movimiento de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita ejecutar habilidades motrices finas.
- Verificar el funcionamiento de la prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita ejecutar habilidades motrices finas.

## **1.6. Hipótesis**

### **1.6.1. Hipótesis General**

- Mediante el desarrollo de una prótesis mioeléctrica de amputación transradial se permitirán ejecutar habilidades motrices finas.

### **1.6.2. Hipótesis Específicas**

- Mediante la lista de requerimientos se logra obtener los objetivos de la prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial y permite la ejecución de las habilidades motrices finas.
- Mediante el diseño conceptual se generan conceptos de solución que permiten obtener la solución óptima para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita la ejecución de habilidades motrices finas.
- Mediante el diseño a detalle mecánico se genera el ensamble de la prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permite ejecutar habilidades motrices finas.
- Mediante el diseño a detalle se procesa la señal para obtener el movimiento de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permite ejecutar habilidades motrices finas.
- Se verifica el funcionamiento de la prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permite ejecutar habilidades motrices finas.

## **CAPÍTULO II: METODOLOGÍA**

### **2.1. Enfoque de la investigación**

El presente trabajo de investigación se basa en un enfoque cuantitativo, ya que permite la recolección y el análisis de datos numéricos.

El enfoque cuantitativo es aquel que está fundamentado en los hechos prestando poca atención a la subjetividad de los individuos. Dicho enfoque propone investigación deductiva, donde la representación de la realidad es parcial y proyectada. Se requiere claridad para definir, limitar y saber exactamente donde se inicia el problema, en cual dirección va y que tipo de incidencia existe entre sus elementos. La investigación cuantitativa presenta características esenciales en su forma de abordar los estudios como es el establecimiento de las hipótesis, las cuales se generan antes de recolectar y analizar los datos. El paso mencionado anticipa la recolección de información, la cual fundamenta la medición de variables o conceptos en las hipótesis. (Ortega, 2018, pág. 5)

#### **2.1.1. Alcance de la investigación**

El alcance de la presente investigación es descriptivo debido a que pretende describir el funcionamiento de la prótesis, detallando que cumple con una lista de requerimientos.

#### **2.1.2. Diseño de la investigación**

La presente investigación se basa en el diseño experimental, por lo tanto, necesita la manipulación intencional de una acción para el análisis de sus resultados posibles (Hernández, Fernández, & Baptista, 2018, pág. 129).

### **2.2. Población y Muestra**

#### **2.2.1. Población**

Al conjunto total de casos que validan las características establecidas se le denomina población (Hernández, Fernández, & Baptista, 2018, pág. 198-199).

Para la presente investigación se tomará como población la totalidad de datos referentes a todas las habilidades motrices finas.

### 2.2.2. Muestra

Para Hernández-Sampieri y Mendoza (2018) se define a la muestra como una porción de la población. La presente investigación tendrá como muestra a dos tipos de agarres que se ejecutan para llevar a cabo las habilidades motoras finas. Esto debido a que, dentro de la totalidad de agarres, estas se pueden agrupar en dos tipos por su similitud en movimiento de dedos.

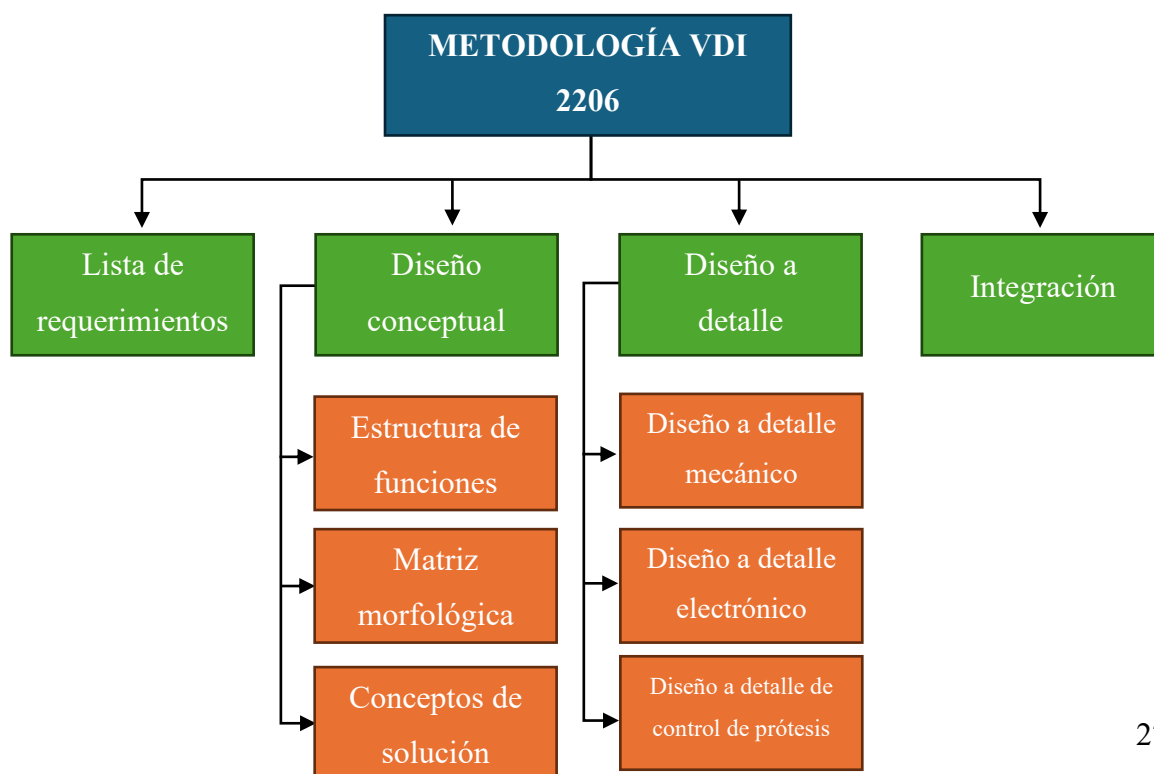
## 2.3. Métodos e instrumentos

### 2.3.1. Métodos

Para la presente investigación se utilizó la metodología VDI 2206 que se centra en el diseño de sistemas mecatrónicos. La metodología en mención, de acuerdo con el desarrollo de la prótesis, aborda las siguientes etapas:

**Figura 4**

Metodología VDI 2206



A continuación, se detallan los procedimientos a seguir según la metodología explicada anteriormente.

### 2.3.1.1. Lista de requerimientos

**Tabla 1**

*Lista de requerimientos para la prótesis mioeléctrica de amputación transradial*

<b>Requerimiento</b>	<b>Descripción</b>
Función principal	La prótesis debe generar los agarres pinza y cilíndrico
Tipo de amputación del paciente	El enfoque del diseño deber ser de amputación transradial traumática.
Tipo de diseño de prótesis	La prótesis debe ser accionada con el procesamiento de las señales electromiográficas.
Geometría	Las dimensiones de la prótesis deben ser similares a las dimensiones de la mano humana.
Rango de flexión en dedos de prótesis	Los dedos de la prótesis deben cumplir con los rangos de movilidad de la tabla.

#### **A. Requerimiento: Función principal**

##### **Descripción**

La prótesis debe generar movimientos que corresponden a habilidades motrices finas. Los movimientos en mención se dividen en dos grupos por similitud de desplazamiento de dedos. Por tal motivo se realizarán los agarres cilíndrico y de pinza

##### **Justificación**

Las habilidades motoras finas son aquellas que involucran el uso de los músculos pequeños en las manos, muñecas y dedos. Estas habilidades son esenciales para realizar movimientos precisos y coordinados que requieren destreza, como escribir, abotonar, dibujar o manipular objetos pequeños. Dentro de las habilidades motrices finas existen seis tipos de agarres,

clasificación desarrollada por Schlesinger en el año 1919 (Taylor, C.L., & Schwarz, 1955).

### Figura 5

Tipos de agarre



Luego de analizar los agarres de la figura 4, se puede apreciar que estos se pueden dividir en dos grupos por su similitud en el movimiento de los dedos. El primer grupo estaría conformado por los agarres en gancho, de precisión, cilíndrico y esférico. El segundo grupo estaría conformado por los agarres lateral y en pinza.

### Requerimiento: Tipo de amputación del paciente

#### Descripción

El paciente debe presentar amputación transradial traumática, es decir, una amputación que habitualmente se genera a causa de algún accidente o lesión.

#### Justificación

Existen dos tipos de amputaciones: amputaciones traumáticas y amputaciones congénitas. Lo que diferencia a una de otra es que la amputación traumática es frecuentemente resultado de un accidente o trauma y la amputación congénita es una malformación de nacimiento generada por diversos factores. Si bien los dos tipos de amputaciones requieren

rehabilitación, es más accesible que el paciente con amputación transradial traumática obtenga mejores resultados con una prótesis ya que este tiene los músculos más desarrollados y el objetivo es conseguir la adquisición de las señales EMG generadas por los músculos del antebrazo.

## **B. Requerimiento: Tipo de diseño de prótesis**

### **Descripción**

La prótesis debe ser accionada con el procesamiento de señales electromiográficas

### **Justificación**

Hoy en día existen tres tipos de prótesis de miembro superior: prótesis estética, prótesis mecánica y prótesis mioeléctrica. Las prótesis mioeléctricas ofrecen diversas ventajas sobre los otros dos tipos. Una de las principales ventajas de las prótesis mioeléctricas es el control mediante las contracciones musculares del paciente, lo que permite un movimiento más natural y preciso. Esto permite que el paciente pueda realizar acciones específicas, como abrir y cerrar la mano con mayor facilidad y control en comparación con las prótesis mecánicas que dependen de sistemas de cables y poleas.

## **C. Requerimiento: Geometría**

### **Descripción**

Las dimensiones de la prótesis deben ser similares a las dimensiones de la mano humana, incluyendo la estructura del antebrazo que irá acoplada al muñón del paciente.

### **Justificación**

La longitud en promedio de la mano humana se encuentra entre 16.2 cm y 17.5 cm. En cuanto a los dedos, las medidas pueden variar, pero en general se estima que las medidas son las siguientes:

**Tabla 2***Longitud promedio de dedos*

<b>Dedo</b>	<b>Longitud promedio</b>
Pulgar	Alrededor de 60-70 mm
Índice	Aproximadamente 70-80 mm
Medio	Alrededor de 75-85 mm
Anular	Similar al dedo medio, aproximadamente 75-85 mm
Meñique	Aproximadamente 50-60 mm

**D. Requerimiento: Rango de flexión en dedos de prótesis****Descripción**

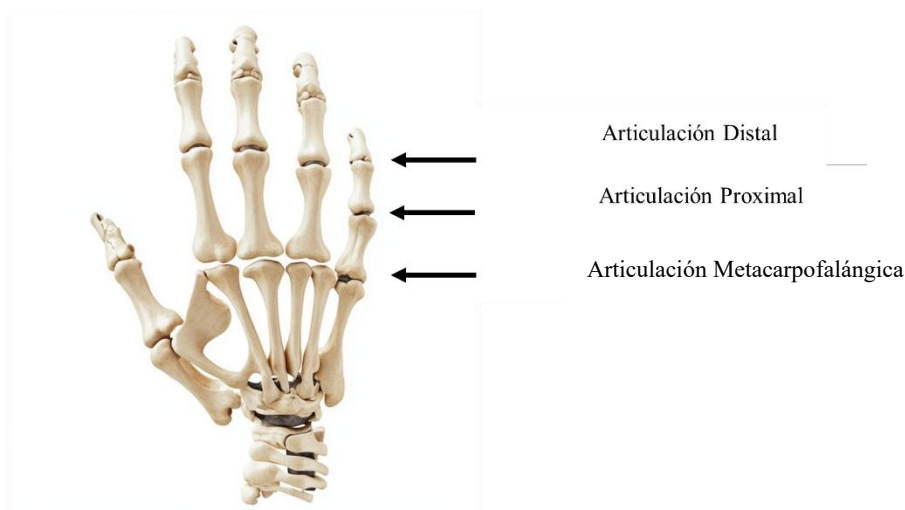
Los dedos de la prótesis deben generar un rango de flexión similares a los dedos de la mano humana

**Justificación**

Los dedos de la mano humana están conformados por falanges que permiten generar movimientos tales como flexión y extensión. El dedo pulgar está conformado por la falange proximal y la falange distal, mientras que los dedos índices, medio, anular y meñique están conformados por la falange proximal, falange media y falange distal. Las articulaciones son estructuras anatómicas que permiten la unión entre dos huesos, en este caso falanges.

**Figura 6**

Articulaciones de los dedos



Se detalla en la siguiente tabla el rango de flexión de las articulaciones que unen las falanges de los dedos de la mano humana (Barrera A. et al, 2017):

**Tabla 3**

*Rango de flexión de dedos de mano humana*

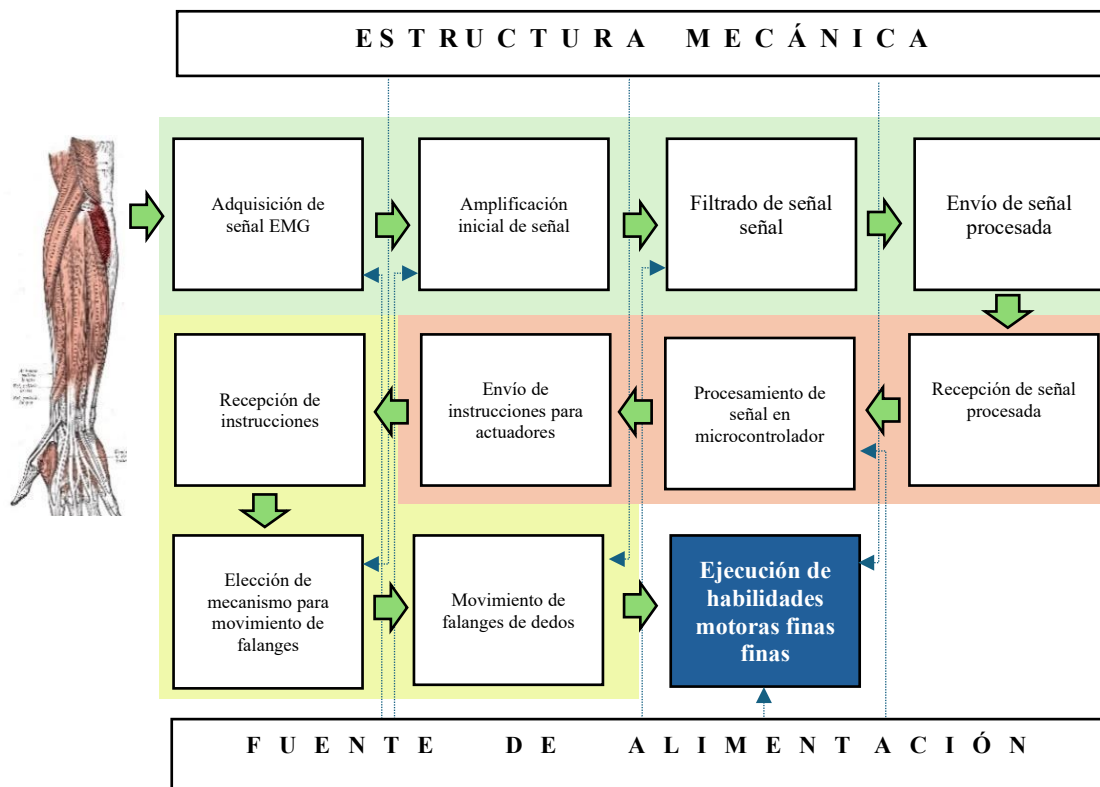
<b>Articulación</b>	<b> Rango de flexión</b>
Metacarpofalángica	90°
Interfalángica Proximal	100°
Interfalángica distal	90°

### 2.3.1.2. Estructura de funciones

La adquisición de la señal electromiográfica obtenida de los músculos del antebrazo y los datos antropométricos obtenidos de las características físicas de la mano humana nos permiten realizar la estructura de funciones que tiene como finalidad la ejecución de habilidades motoras de la prótesis.

**Figura 7**

Estructura de funciones









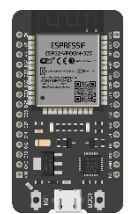





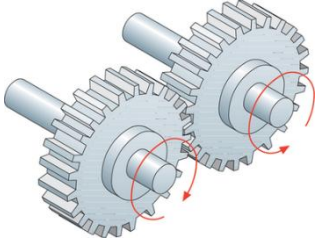
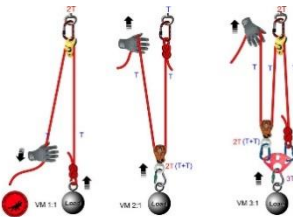




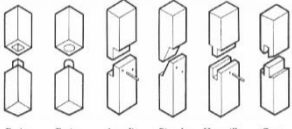


### 2.3.1.3. Matriz morfológica

A continuación, se presentan diversas soluciones para cada subsistema mencionado anteriormente, cuya finalidad es facilitar las siguientes combinaciones: concepto de solución 1 (rojo), concepto de solución 2 (verde), concepto de solución 3 (azul), concepto de solución 4 (amarillo).

**Tabla 4**

*Matriz morfológica*

Función		Principios de solución			
Subsistema electrónico	Adquisición de señal electromiográfica	 Electrodos		 Acelerómetro	
	Amplificación de señal EMG	 Amplificador de instrumentación	 Sensor Analógico Gravity	 Módulo AD8221	 MyoWare
	Filtrado de señal				
	Envío de señal procesada				
Subsistema de software	Recepción de señal procesada	 Raspberry Pi	 Arduino Nano	 ESP32	
	Procesamiento de señal				
	Envío de instrucciones para actuadores				
Subsistema de Control	Recepción de instrucciones y movimiento de actuadores	 Servomotor	 Motorreductor	 Motor DC	

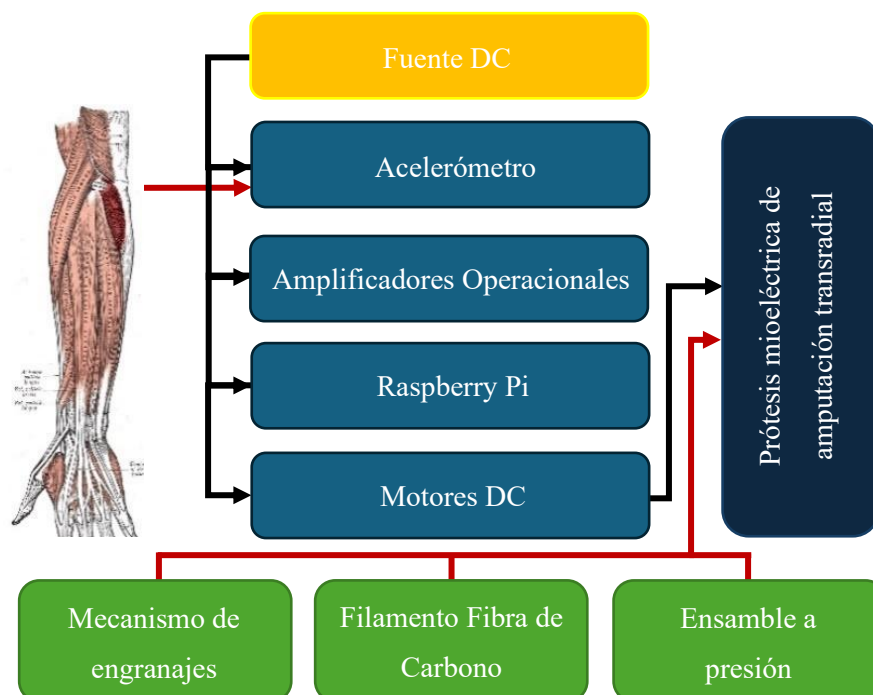
	Elección de mecanismo para movimiento de falanges	 <p>Mecanismo mediante engranajes</p>	 <p>Mecanismo mediante cuerdas y/o poleas</p>	
Estructura mecánica	Elección de material	 <p>Filamento ABS</p>	 <p>Filamento PLA+</p>	 <p>Filamento Fibra de Carbono</p>
	Tipo de ensamble de piezas	 <p>Ensamble con tornillos</p>	 <p>Ensamble a presión</p>	
Alimentación	Elección de fuente de alimentación	 <p>Batería LiPo</p>	 <p>Fuente DC</p>	

- **Concepto de solución 1**

El primer concepto de solución constará de un acelerómetro para la adquisición de la señal de los músculos mediante la detección de cambios de velocidad. Después de ello, se usarán amplificadores de instrumentación para la amplificación inicial de la señal que permitirá elevar el voltaje de la señal electromiográfica, a su vez se usará una configuración de amplificadores operacionales que permita realizar un filtro pasa bandas para obtener una señal menos ruidosa. Se enviará la señal al microcontrolador Raspberry pi para posteriormente ejecutar el procesamiento de la señal y el envío de instrucciones a los motores DC. Los motores generarán el movimiento de las falanges de los dedos gracias al mecanismo de engranajes que se ubicarán en cada falange para generar transferencia de movimiento. El material que se utilizará para la construcción de la estructura mecánica será filamento Fibra de carbono. La estructura será ensamblada a presión y la parte electrónica del circuito será alimentada con una fuente DC.

**Figura 8**

Diagrama de bloques del Concepto 1

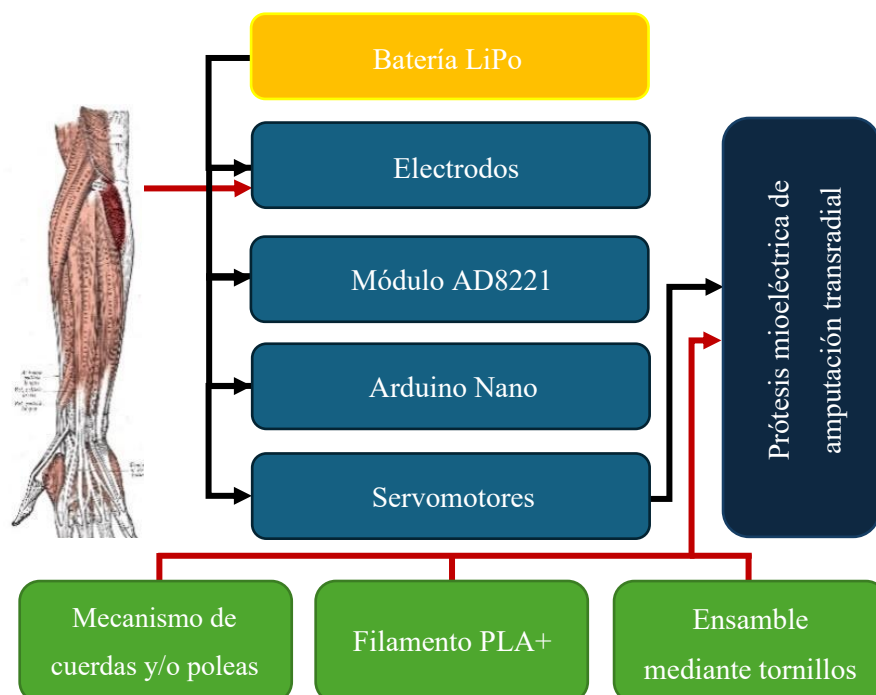


- **Concepto de solución 2**

El segundo concepto de solución constará de tres electrodos ubicados en zonas específicas con la finalidad de poder receptionar la señal electromiográfica que emite el musculo del antebrazo. A continuación, se utilizará el módulo AD8832 que se encargará de trabajar la señal EMG adquirida mediante los procesos de amplificación y filtrado. Luego se enviará la señal amplificada y filtrada al microcontrolador Arduino Nano el cual se encargará de procesar la señal para, mediante programación, generar instrucciones para los actuadores. Se usarán servomotores como actuadores para generar el movimiento de las falanges de los dedos de la mano. El mecanismo que se utilizará para el movimiento de los dedos será el de cuerdas y/o poleas que permitirá generar la flexión mediante el giro de los cables sobre el eje del servomotor. La estructura mecánica se realizará con filamento PLA+ y será ensamblado mediante tornillos. Para la alimentación de la parte electrónica se usará una batería LiPo.

**Figura 9**

Diagrama de bloques del Concepto 2

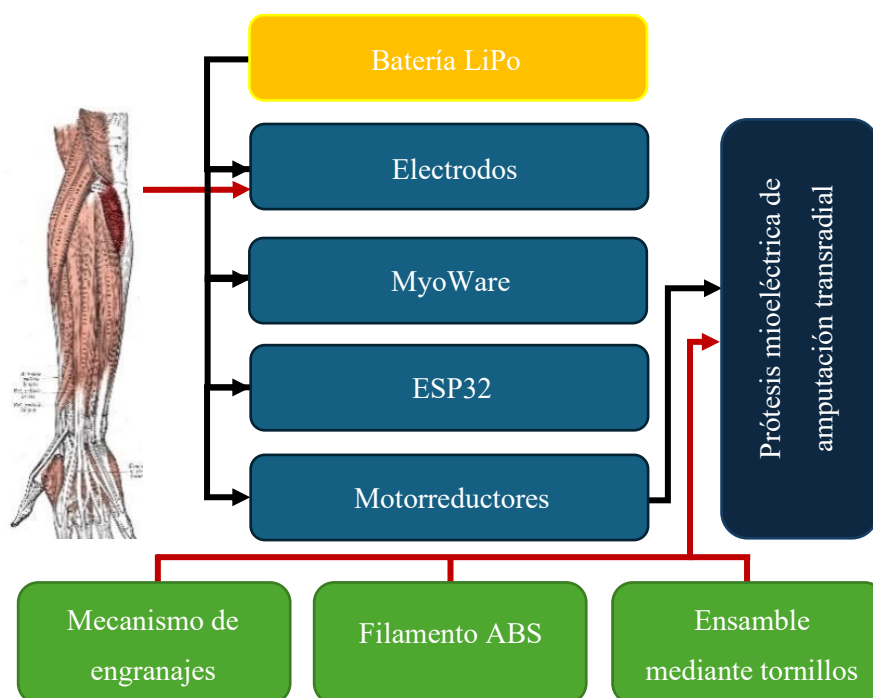


- **Concepto de solución 3**

Para el tercer concepto de solución se usarán tres electrodos ubicados en zonas específicas para la recepción de la señal electromiográfica del musculo del antebrazo. Para la amplificación y el filtrado de la señal adquirida se usará el módulo de sensor muscular Myoware. Posterior a ello se enviará la señal amplificada y filtrada al microcontrolador ESP32 para la programación de las instrucciones para el movimiento de los actuadores. Se usarán motorreductores para generar el movimiento de las falanges de los dedos de la mano. El movimiento generado se transferirá mediante engranajes. La estructura mecánica será fabricada con filamento ABS y será ensamblada con tornillos. La parte electrónica será alimentada con batería LiPo.

**Figura 10**

Diagrama de bloques del Concepto 3

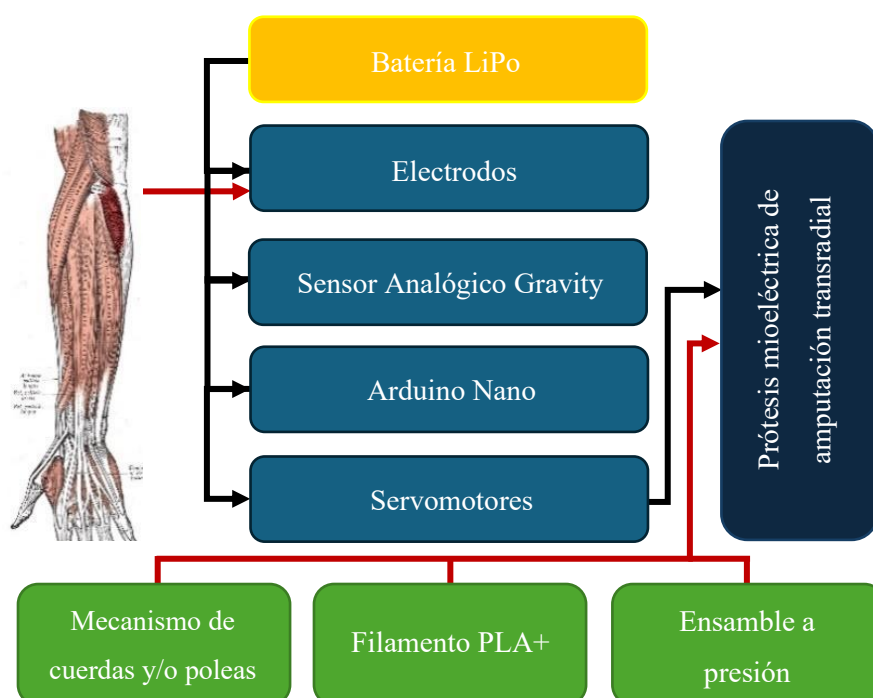


- **Concepto de solución 4**

El cuarto concepto de solución constará de 3 electrodos que se colocarán en zonas específicas del antebrazo. La señal obtenida será ingresada al sensor analógico Gravity para la amplificación y filtrado. Posteriormente la señal EMG será enviada al microcontrolador Arduino Nano para ejecutar la programación y permita accionar a los actuadores. Los actuadores que se usarán serán servomotores mediante el mecanismo de cuerdas y/o poleas que permitirán movilizar las falanges de los dedos de la mano. Se utilizará filamento PLA+ para la construcción de la estructura mecánica que involucra los dedos, la palma y el antebrazo. El ensamble de la estructura se realizará mediante ensamble a presión. La parte electrónica será alimentada mediante batería LiPo.

**Figura 11**

Diagrama de bloques del Concepto 4



- **Desarrollo de etapa de diseño conceptual**

Se generan índices de satisfacción para posteriormente elaborar la matriz de evaluación de los conceptos mencionados anteriormente:

**Tabla 5**

*Valoración de criterios considerados en matriz de selección*

<b>Ponderación</b>	<b>Descripción</b>
4	Muy satisfactorio
3	Satisfactorio
2	Suficiente
1	Poco satisfactorio
0	No aceptable

Se procede a realizar la matriz de evaluación teniendo en cuenta índices de satisfacción para la obtención del concepto de solución óptimo:






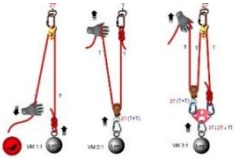



**Tabla 6**

*Matriz de evaluación de soluciones*

	% Importancia	Concepto de solución 1		Concepto de solución 2		Concepto de solución 3		Concepto de solución 4	
		Peso	Promedio	Peso	Promedio	Peso	Promedio	Peso	Promedio
Funcionalidad	19%	2	38	4	76	3	57	3	57
Complejidad	6%	1	6	4	24	3	18	3	18
Precisión	12%	2	24	4	48	3	36	3	36
Estabilidad	12%	1	12	3	36	3	36	3	36
Estética	8%	2	16	4	32	3	24	2	16
Peso	15%	3	45	3	45	3	45	3	45
Energía	10%	1	10	3	30	3	30	3	30
Montaje	8%	3	24	3	24	3	24	3	24
Costo	10%	4	40	3	30	2	20	1	10
	100%		215		345		290		272

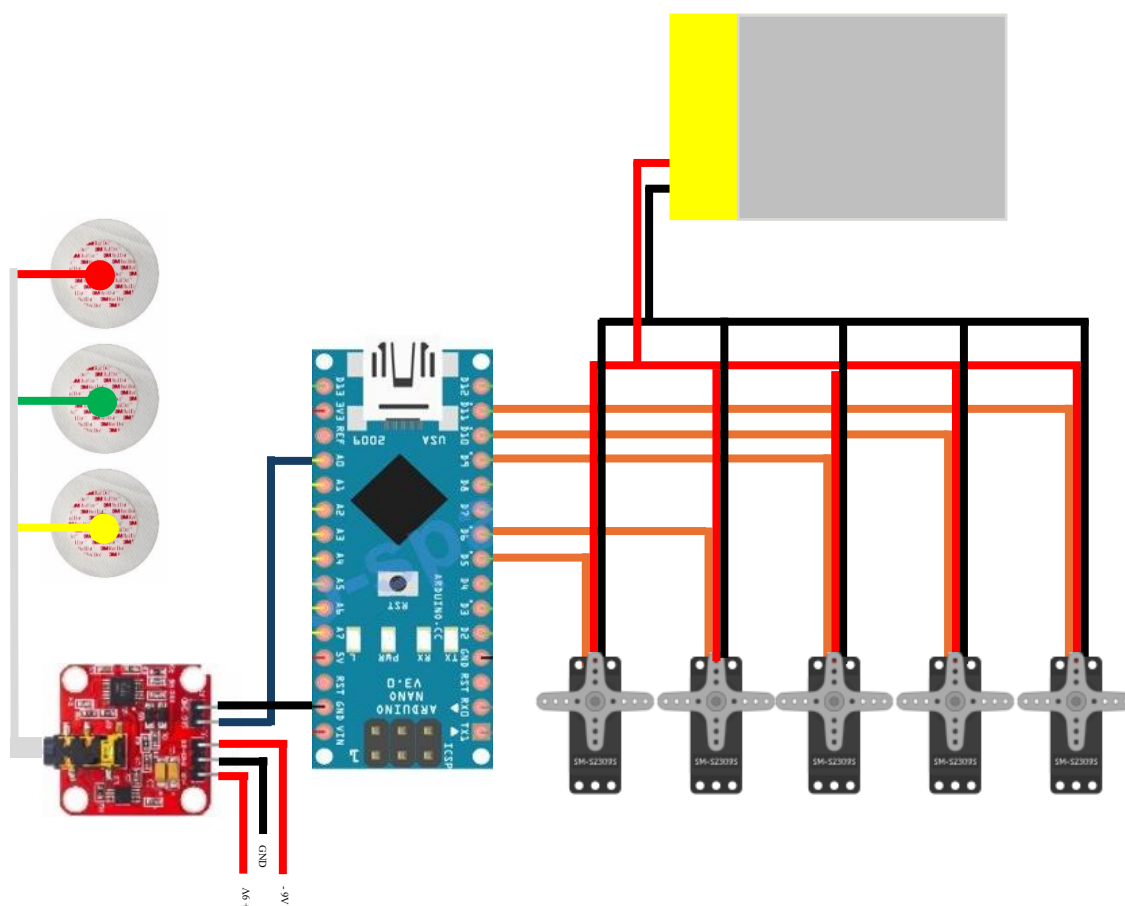
**Tabla 7**

*Elementos del Concepto de solución ganador*

Descripción	Alternativa Ganadora	
Adquisición de señal electromiográfica	Electrodos	
Amplificación de señal	Módulo AD8221	
Filtrado de señal		
Procesamiento de señal	Arduino Nano	
Recepción de instrucciones y movimiento de actuadores	Servomotores	
Elección de mecanismo para movimiento de falanges	Mecanismo de cuerdas y/o poleas	
Elección de material	PLA+	
Tipo de ensamble de piezas	Ensamble mediante tornillos	
Elección de fuente de alimentación	Batería LiPo	

**Figura 12**

Diagrama de conexiones del sistema óptimo



El diseño de la prótesis mioeléctrica deberá contener parte mecánica la cual servirá para desarrollar el diseño de dedos, palma y antebrazo, parte electrónica que servirá para la adquisición de señal EMG y posterior procesamiento, y por último la parte de control que servirá para, mediante programación, ejecutar los movimientos requeridos.

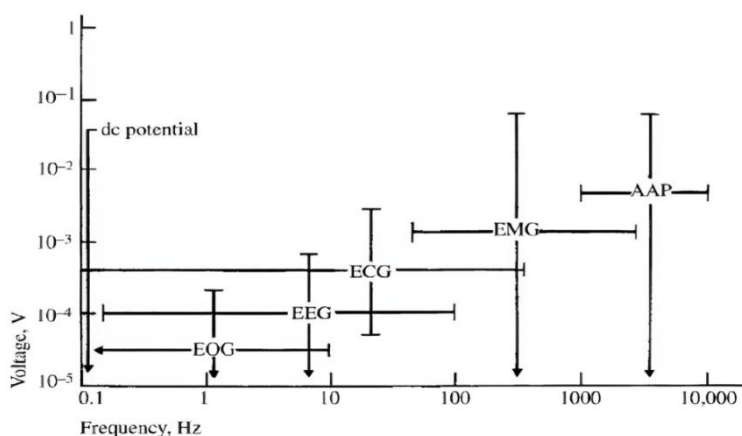
## 2.4. Procedimiento de Recolección de Datos

- **Adquisición de señal electromiográfica**

La señal electromiográfica se puede definir como la diferencia de potencial eléctrico de los músculos. Este potencial es una breve alteración en el voltaje a través de la membrana de las células musculares, que se genera debido al movimiento de iones (como sodio y potasio) a través de la membrana celular. Esta actividad eléctrica se propaga a lo largo de las fibras musculares y comúnmente se encuentra en el orden de los milivoltios.

**Figura 13**

Rangos de voltaje de señales biológicas



Para la adquisición de la señal EMG se utilizarán tres electrodos de superficie, de material conductor plata que presenta adecuada conductividad eléctrica, lo que permite una transmisión eficiente de las señales eléctricas desde la piel hacia el equipo encargado de los siguientes procesos. A su vez, estos cuentan con pasta electrolítica o geles conductores para mejorar la conductividad entre el electrodo y la piel, lo que reduce la impedancia y mejora la calidad de la señal. Entre otras características, presentan una superficie adhesiva para mantener la posición durante la medición, son flexibles permitiendo que se adapten a la forma del antebrazo y cuentan con resistencia a la humedad ya que esta condición puede afectar la calidad de la señal.

**Figura 14**

Electrodo adhesivo de superficie



La configuración para la posición de los electrodos en el antebrazo serán los siguientes:

**Electrodo Activo:** Estos dos electrodos se colocan sobre el músculo que se desea estudiar. Se ubican a una distancia de 4 cm entre sus centros aproximadamente en la cara anterior del antebrazo, donde se espera captar la mayor actividad eléctrica durante el movimiento del músculo.

**Electrodo de Referencia:** Este electrodo se coloca en un área de la piel que no esté sobre el músculo que se está midiendo, como en el hueso del codo. Su función es servir como punto de referencia para reducir el ruido y mejorar la calidad de la señal.

**Figura 15**

Conexión de electrodos en antebrazo

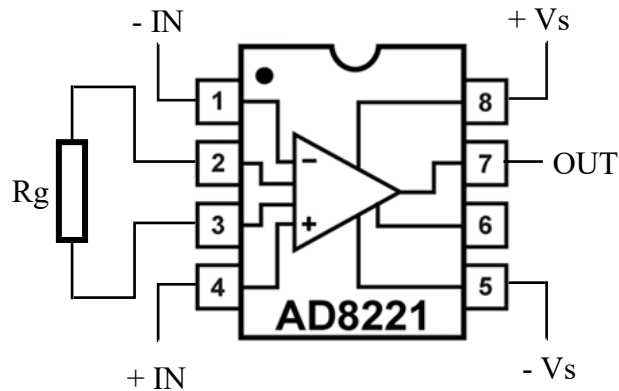


- **Pre-amplificación de señal electromiográfica**

La diferencia de potencial recibida de la actividad de los músculos del antebrazo mediante los electrodos se encuentra en el orden de los milivoltios (mV). Por este motivo es necesario realizar una etapa de pre-amplificación donde se magnificará la señal para facilitar el trabajo en las siguientes etapas.

**Figura 16**

Configuración de amplificador instrumental de precisión AD8221



El módulo elegido cuenta con un amplificador instrumental AD8221 que permite el cálculo de la ganancia mediante la siguiente ecuación:

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Donde:

G: Ganancia del amplificador

Rg: Resistencia externa de ganancia para amplificación de señal

A su vez, el circuito cuenta con una Rg de 240 ohmios, la cual permite poder calcular la ganancia en la pre-amplificación de la siguiente forma:

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G}$$

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{24\Omega}$$

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{24\Omega}$$

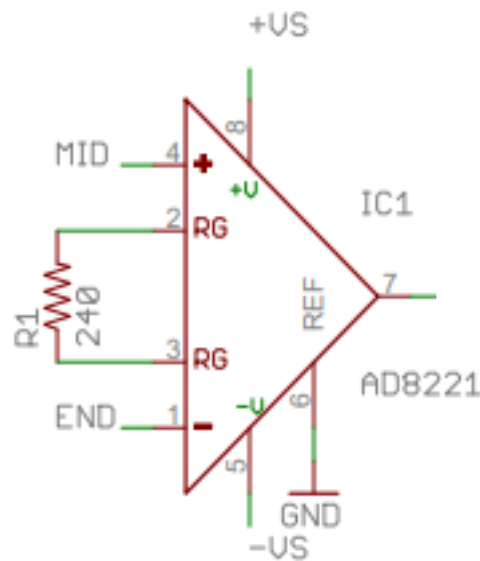
$$G = 206.83$$

$$G \sim 206$$

Luego de haber obtenido la ganancia gracias al amplificador AD8221 y a la resistencia de ganancia de 240 ohmios, se procede a mostrar la configuración del amplificador:

**Figura 17**

Configuración de amplificador instrumental AD8221



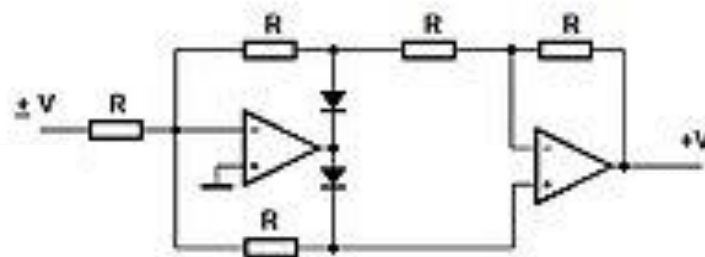
- **Rectificación de señal electromiográfica pre-amplificada.**

Posteriormente a la amplificación inicial realizada, es necesario que la señal pase por una etapa de rectificación, esto se debe a que la señal actual también cuenta con valores negativos. Para esta etapa el módulo presenta una etapa rectificadora que se realiza con el amplificador operacional de paquete

cuádruple TL084, que tiene cuatro amplificadores operacionales en su interior y cada amplificador operacional se puede usar de forma independiente. La configuración por utilizar será la rectificación de onda completa de precisión que se presenta a continuación:

**Figura 18**

Rectificador de onda completa de precisión

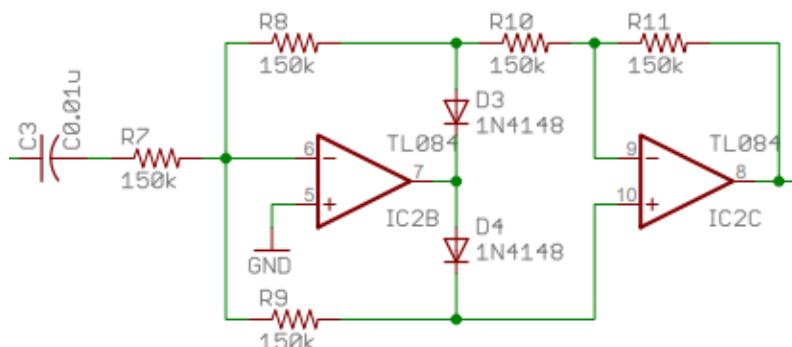


En los ciclos positivos (+V) la salida del primer amplificador es negativa con ganancia igual a 1. El segundo amplificador trabaja como un amplificador inversor de ganancia igual a 1, de esta forma en la salida se obtendrá +V.

En los ciclos negativos (-V) la salida del primer amplificador será  $+2/3V$  en el cátodo del diodo que activa la entrada positiva del segundo amplificador, mientras que en la entrada negativa la ganancia se fija en  $1+1/2$ , debido a que se comporta como un amplificador no inversor, siendo esta de valor  $3/2$ . Esta ganancia multiplicada por  $2/3V$  hace que se obtenga a la salida +V.

**Figura 19**

Configuración de rectificador de onda completa de precisión

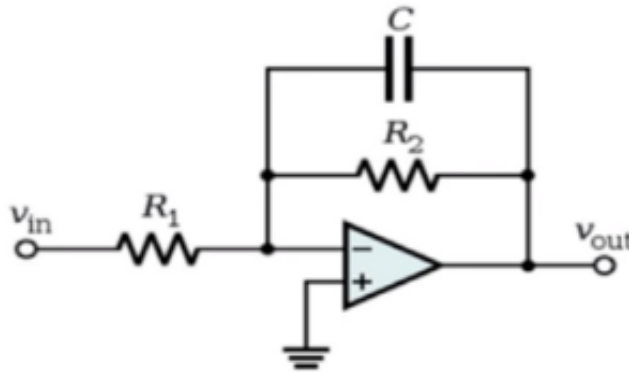


- **Filtrado de señal electromiográfica rectificada**

Luego de que la señal EMG haya pasado por las dos primeras etapas, esta debe ser filtrada debido a que, a pesar de ser amplificada y rectificada, aun presenta un nivel de ruido muy alto lo cual impide que se obtenga una señal limpia. El módulo cuenta con una etapa de filtrado, específicamente un filtro pasa bajas activo de primer orden.

**Figura 20**

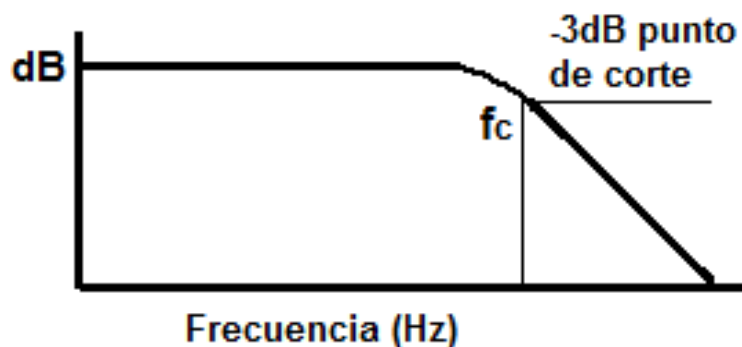
Filtro pasa bajas activo de 1er orden



El filtro mostrado en la figura anterior permite que la señal presente teóricamente un comportamiento que se muestra en el siguiente diagrama de Bode.

**Figura 21**

Diagrama de Bode - Filtro pasa bajas



La frecuencia de corte ( $f_c$ ) en un filtro pasa bajas determina donde se corta la señal. En este caso la frecuencia por encima de la frecuencia de corte no se considera ya que el filtro pasa bajas atenúa ese rango de frecuencia. La frecuencia de corte se calcula de la siguiente forma:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad (2)$$

Donde:

$f_c$ : frecuencia de corte

$R_2$ : Resistencia ubicada entre entrada inversora y salida

$C$ : Condensador ubicado entre entrada inversora y salida

El módulo utiliza uno de los dos amplificadores restantes del amplificador TL084 para ejecutar el filtro pasa bajos con una  $R_2$  de 80.6k y un  $C$  de 1 uF con los cuales se obtiene la siguiente frecuencia de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi(80.6k\Omega)(1\mu F)}$$

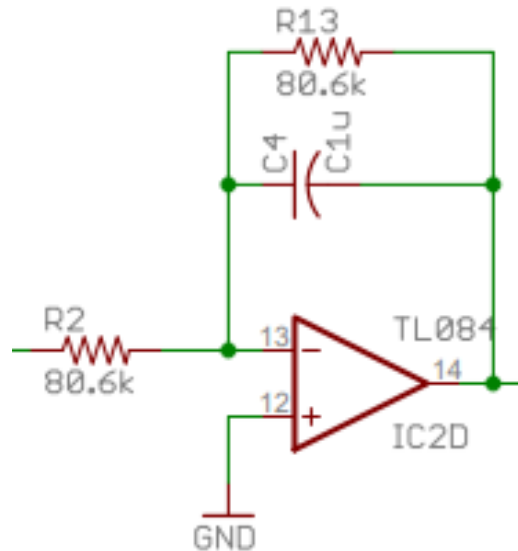
$$f_c = \frac{1}{2\pi(80.6 \times 10^{-6})(1 \times 10^3)}$$

$$f_c = 1.98 \text{ Hz}$$

Luego de haber obtenido la frecuencia de corte gracias al amplificador TL084 junto con la resistencia de 80.6k y el condensador de 1 uF, se procede a mostrar la configuración del amplificador:

**Figura 22**

Configuración de filtro pasa bajas con TL084

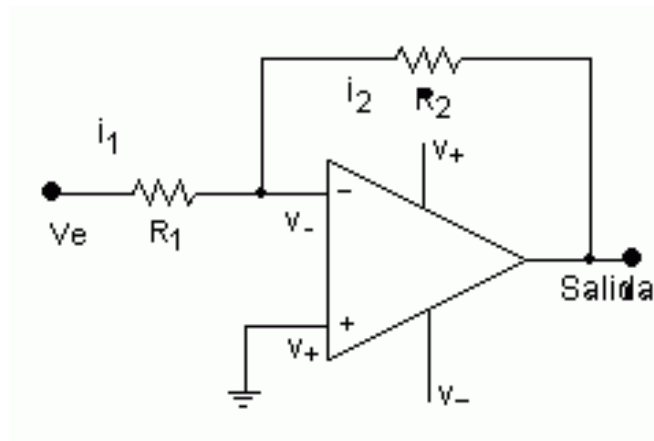


- **Amplificación final de señal electromiográfica filtrada**

A continuación, se realiza la última etapa de amplificación para poder visualizar una señal apta y poder introducirla al microcontrolador. La amplificación se generará con el amplificador operacional restante del TL084.

**Figura 23**

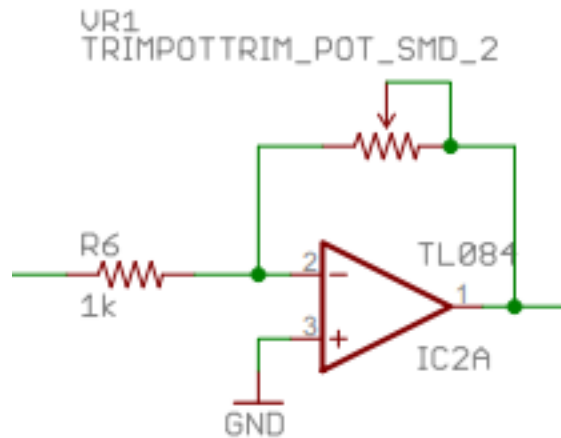
Configuración de amplificación



Para esta etapa se usará un potenciómetro como  $R_g$  el cual permitirá variar la ganancia y así poder obtener una señal óptima para poder trabajar el procesamiento con el microcontrolador.

**Figura 24**

Configuración de amplificación con TL084 y potenciómetro



Utilizando la señal electromiográfica pre-amplificada, rectificada, filtrada y amplificada, será introducida al programa Arduino IDE para poder visualizar la gráfica de la señal en tiempo real. Para ello se usará el siguiente programa:

**Figura 25**

Código de lectura de señal EMG

```

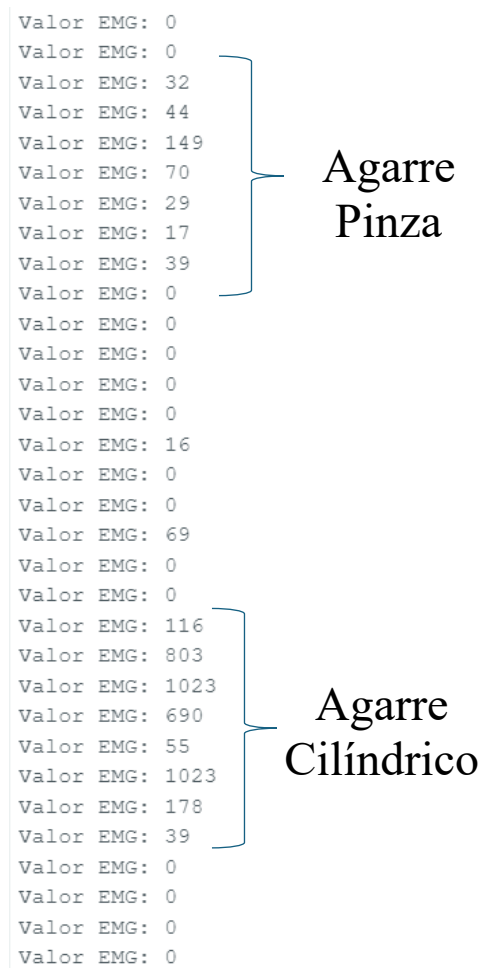
1  const int emgPin = A0; // Pin analógico conectado al sensor EMG
2
3  void setup() {
4    Serial.begin(9600); // Inicia la comunicación serial a 9600 baudios
5  }
6
7  void loop() {
8    int emgValue = analogRead(emgPin); // Lee el valor de la señal EMG
9    Serial.print("Valor EMG: ");
10   Serial.println(emgValue);           // Muestra el valor en el Serial Plotter
11   delay(50);                          // Pequeña pausa para actualizar la gráfica
12 }
13

```

Posterior a la ejecución del programa se visualiza la señal EMG en el monitor serial, la cual servirá para la recolección de cierta cantidad de datos que permita analizar y hallar un patrón que cumpla la función para la escritura de la programación, que será útil para ejecutar los dos movimientos

**Figura 26**

Valores EMG en monitor serial



## 2.5. Tratamiento y Análisis de Datos

Dentro de un tiempo de muestreo de 50 milisegundos se analizarán 5 muestras de cada tipo (agarre pinza y agarre cilíndrico) los cuales serán enviados a una hoja de datos para que sean tratados y evaluados.

**Tabla 8**

*Pruebas de agarre pinza*

<b>Agarre Pinza</b>	<b>Prueba 1</b>	<b>Prueba 2</b>	<b>Prueba 3</b>	<b>Prueba 4</b>	<b>Prueba 5</b>
	0	0	0	0	0
	61	115	30	0	0
	128	166	131	5	90
	32	0	0	96	53
	0	206	20	60	105
	2	44	51	81	42
	38	67	269	98	43
	128	122	69	22	17
	266	124	0	50	0
	65	0	0	20	0
	43	0	0	8	0
	0	0	0	0	0

**Tabla 9**

*Pruebas de agarre cilíndrico*

<b>Agarre Cilíndrico</b>	<b>Prueba 1</b>	<b>Prueba 2</b>	<b>Prueba 3</b>	<b>Prueba 4</b>	<b>Prueba 5</b>
	0	0	1	0	29
	0	8	25	0	0
	64	27	26	24	0
	120	34	0	0	1
	502	40	58	0	115
	50	147	4	32	114
	22	160	49	101	255
	62	80	286	26	633
	1023	48	106	601	609
	1023	74	68	171	1023
	367	65	309	79	665
	214	43	776	722	529
	1021	504	465	1012	64
	349	834	941	527	1023
	1023	806	853	112	727
	455	773	458	241	115
	529	594	0	0	0
	26	576	359	0	16
2	464	329	0	15	

	17	1023	52	0	2
	0	8	0	0	17
	0	0	13	0	0
	0	0	0	0	0
	0	0	19	0	0

Con ayuda de las tablas de pruebas de cada agarre se puede ver que al realizar cualquiera de los dos movimientos, se necesitan como mínimo 3 datos diferentes a 0 para considerar que se está realizando uno de los dos agarres y así evitar posibles falsos movimientos.

De esta forma, se procede a realizar la diferenciación de los agarres con ayuda de medidas estadísticas, las cuales permitirán analizar los datos y obtener valores distintos entre el agarre pinza y el agarre cilíndrico. Para ello se tomarán en cuenta dos medidas estadísticas las cuales serán el promedio y la desviación estándar

- **Fórmula para cálculo de promedio**

$$\text{Promedio} = \frac{\sum xi}{N} \tag{3}$$

Donde:

$\sum xi$  : suma de todos los valores individuales.

$N$  : número total de valores en el conjunto de datos

- **Fórmula para cálculo de desviación estándar**

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (xi - \mu)^2}{N}} \tag{4}$$

Donde:

$\sigma$  : desviación estándar de la población.

$Xi$  : valores individuales.

$\mu$  : promedio de la población.

$N$  : número total de valores en la población

Posteriormente se procede a realizar la inclusión de cada medida estadística en la programación para visualizar cual de los dos métodos presenta mayor estabilidad en el resultado.

- **Promedio de Agarre Pinza**

**Figura 27**

Valores promedios de Agarre Pinza

```
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 10.85
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 12.55
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 10.60
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 11.50
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 18.45
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 18.70
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 18.70
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 18.00
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 24.20
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 24.85
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 24.85
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 26.50
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 29.95
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 36.70
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 39.05
Tipo de Agarre: AGARRE PINZA, Promedio: 44.90
--
```

- **Promedio de Agarre Cilíndrico**

**Figura 28**

Valores promedios de Agarre Cilíndrico

```
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 355.50
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 368.10
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 337.30
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 296.40
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 275.05
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 285.50
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 250.25
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 264.15
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 213.00
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 219.95
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 200.45
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 197.95
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 214.30
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 211.25
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 206.50
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 216.05
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 181.95
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 190.95
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 185.50
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 180.05
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 180.65
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 158.80
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 151.40
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 155.60
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 150.05
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 142.55
Tipo de Agarre: AGARRE CILÍNDRICO, Promedio: 129.00
```

- **Desviación estándar de Agarre Pinza**

**Figura 29**

Valores de desviación estándar en Agarre Pinza

```
AGARRE PINZA - desviacion: 0.67
AGARRE PINZA - desviacion: 0.66
AGARRE PINZA - desviacion: 0.64
AGARRE PINZA - desviacion: 0.60
AGARRE PINZA - desviacion: 0.60
AGARRE PINZA - desviacion: 0.60
AGARRE PINZA - desviacion: 0.60
AGARRE PINZA - desviacion: 0.60
AGARRE PINZA - desviacion: 0.60
AGARRE PINZA - desviacion: 0.60
AGARRE PINZA - desviacion: 0.64
AGARRE PINZA - desviacion: 0.50
```

- **Desviación estándar de Agarre Cilíndrico**

**Figura 30**

Valores de desviación estándar en Agarre Cilíndrico

```
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 1.63
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.02
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.19
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.32
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.30
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.06
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.42
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.14
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.47
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.62
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.53
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.80
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.71
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 2.33
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 1.97
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 1.50
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 1.50
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 1.36
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 1.54
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 1.54
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 1.62
AGARRE CILÍNDRICO - desviacion: 1.34
```

Luego de obtener los datos de promedios y desviaciones estándar de los ambos agarres se concluye que los datos que se obtienen de la desviación estándar presentan mayor estabilidad al momento de realizar los movimientos.

## 2.6. Aspectos Éticos

A lo largo de la presente investigación se han citado las fuentes utilizadas con el propósito de reconocer y dar crédito a las ideas y el trabajo de otros investigadores. De esta manera se mostró la transparencia durante el proceso de investigación. El citado se realizó siguiendo las normas APA 7ma

edición lo que garantiza el citado preciso y completo de cada fuente. Las pruebas se realizan en mi persona, por tanto, no se requiere ningún permiso de externos.

### CAPÍTULO III: RESULTADOS

A continuación, se presentan los resultados de la presente investigación teniendo en cuenta los objetivos planteados inicialmente.

#### 3.1. Estructura mecánica

Para la elaboración de la estructura mecánica nos enfocaremos especialmente en la cantidad de falanges de cada dedo y en el tamaño de los dedos. Para ello se usará el software de diseño Fusion 360 y se definirá cada parte que se diseñará:

**Tabla 10**

*Especificaciones de objetos por diseñar*

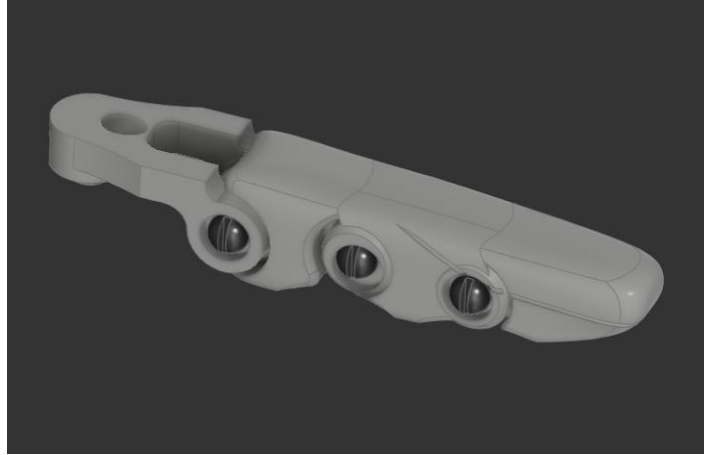
<b>Objeto por diseñar</b>	<b>Especificaciones</b>
Índice	Incluye 3 falanges
Medio	Incluye 3 falanges
Anular	Incluye 3 falanges
Meñique	Incluye 3 falanges
Pulgar	Incluye 3 falanges
Palma y Dorso	Permiten la unión de todos los dedos
Muñeca	Une mano y antebrazo
Antebrazo	Permite el acople de servomotores

#### A. Diseño de dedo índice

El dedo índice incluye tres falanges y el tamaño total del dedo se diseñará con una medida de 80 cm.

### **Figura 31**

Diseño de dedo índice en Fusion 360

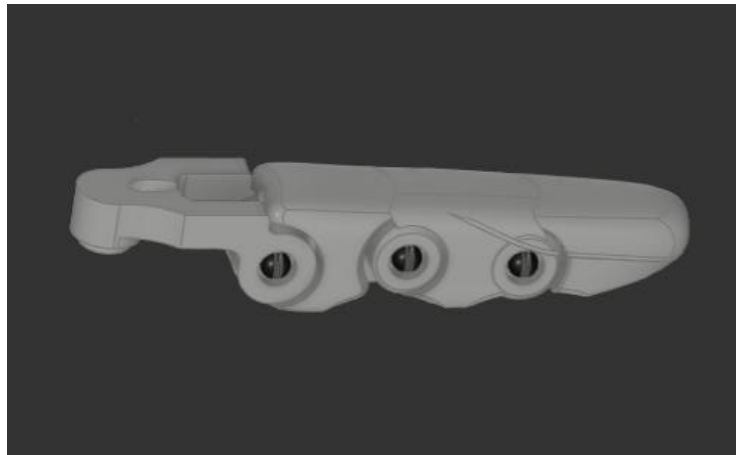


### **B. Diseño de dedo medio**

El dedo medio incluye tres falanges y el tamaño total del dedo se diseñará con una medida de 85 cm.

### **Figura 32**

Diseño de dedo medio en Fusion 360

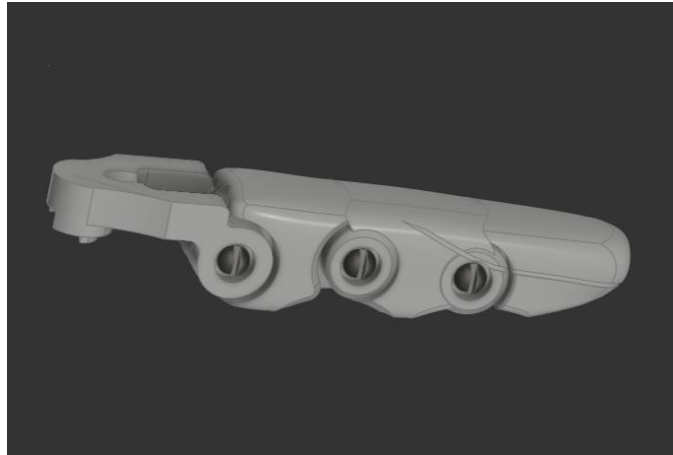


### **C. Diseño de dedo anular**

El dedo anular incluye tres falanges y el tamaño total del dedo se diseñará con una medida de 85 cm.

### **Figura 33**

Diseño de dedo anular en Fusion 360

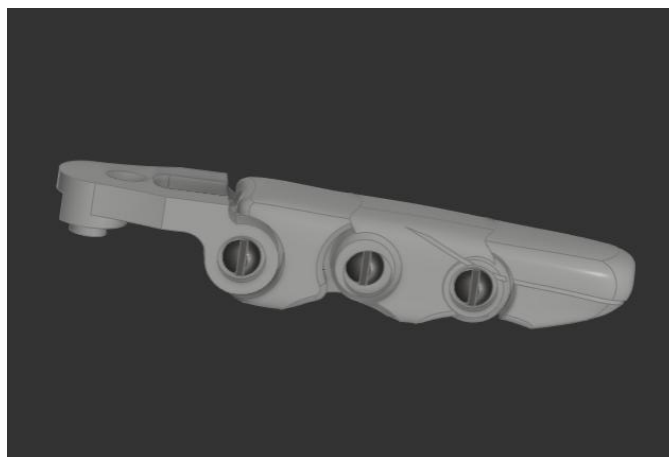


### **D. Diseño de dedo meñique**

El dedo meñique incluye tres falanges y el tamaño total del dedo se diseñará con una medida de 60 cm.

### **Figura 34**

Diseño de dedo meñique en Fusion 360



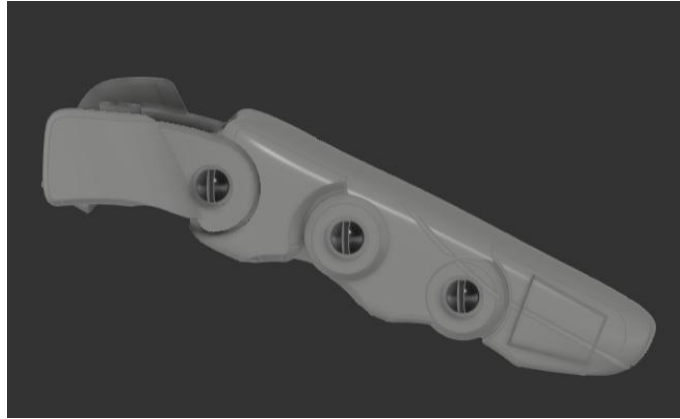
### **E. Diseño de dedo pulgar**

El dedo pulgar incluye tres falanges y el tamaño total del dedo se

diseñará con una medida de 70 cm.

### **Figura 35**

Diseño de dedo pulgar en Fusion 360



### **F. Diseño de palma de mano**

La palma de la mano se acoplará con el dorso y permitirá el acople de todos los dedos de la mano

### **Figura 36**

Diseño de palma de mano en Fusion 360



### **G. Diseño de dorso de mano**

El dorso de la mano se acoplará con la palma y permitirá el

acople de todos los dedos de la mano

### **Figura 37**

Diseño de dorso de mano en Fusion 360

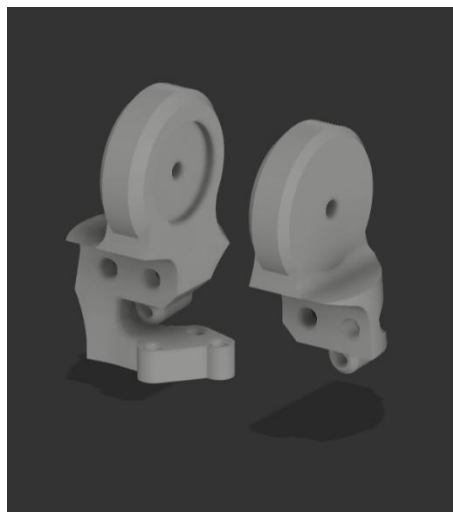


### **H. Diseño de muñeca**

La muñeca se diseñará para el acople entre la mano y el antebrazo

### **Figura 38**

Diseño de muñeca en Fusion 360

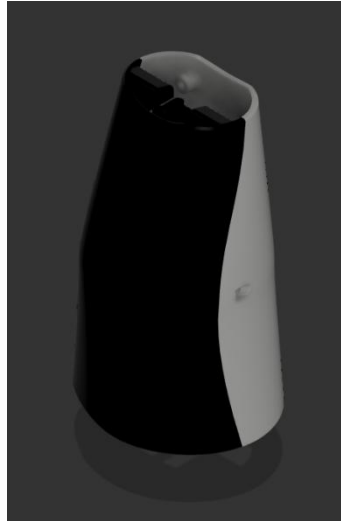


### **I. Diseño del antebrazo**

El antebrazo se diseñará con partes que permitan el acople de los servomotores

**Figura 39**

Diseño de antebrazo en Fusion 360



## **J. Diseño de ensamble de prótesis**

**Figura 40**

Diseño de ensamble de prótesis



### 3.2. Mecanismo de accionamiento de falanges

En esta etapa se elaborará el mecanismo con el cual se generará el movimiento de las falanges. Se sabe que se utilizarán servomotores MG90S así que estos generarán torque para el movimiento de las falanges de todos los dedos, teniendo en cuenta que se incluirá un servomotor por cada dedo.

$$\tau = F \times d \tag{5}$$

Donde:

$\tau$ : Torque o par motor en kg·cm (kilogramo-centímetro).

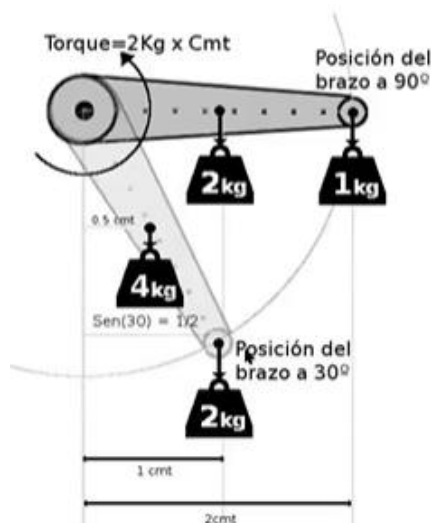
F: Fuerza aplicada en kg (kilogramos).

d: Distancia desde el eje de rotación hasta el punto donde se aplica la fuerza, en cm (centímetros).

Según las especificaciones técnicas del servomotor MG90S, este tiene un torque de 2.2 kg.cm. Con esta información se procede a realizar el análisis del torque del motor en base a la distancia entre el eje y las falanges que se moverán gracias al mecanismo de cuerdas.

**Figura 41**

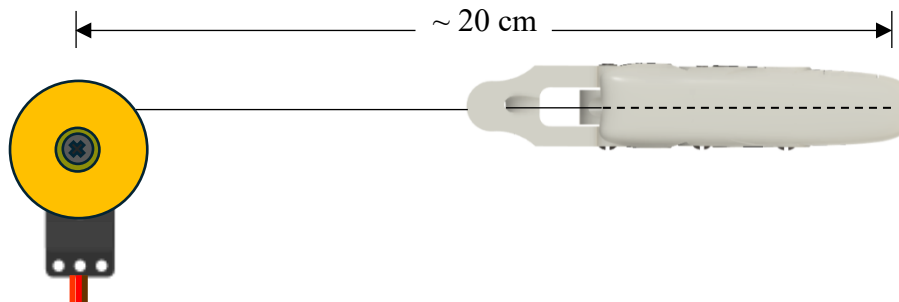
Variación de torque en función de la posición



Teniendo en cuenta que el mecanismo de cuerdas girará cerca al eje del servomotor, podemos considerar que la distancia sería menor a 1 cm, por lo cual consideraríamos solo la medida desde el eje del servomotor hacia las falanges distales de cada dedo.

**Figura 42**

Mecanismo de cuerdas para movimiento de dedos



$$\tau = F \times d$$

$$2.2 \text{ kg.cm} = F \times 20 \text{ cm}$$

$$F = \frac{2.2 \text{ kg.cm}}{20 \text{ cm}}$$

$$F = 0.11 \text{ kg}$$

$$F \text{ total} = 0.11 \text{ kg} \times 5$$

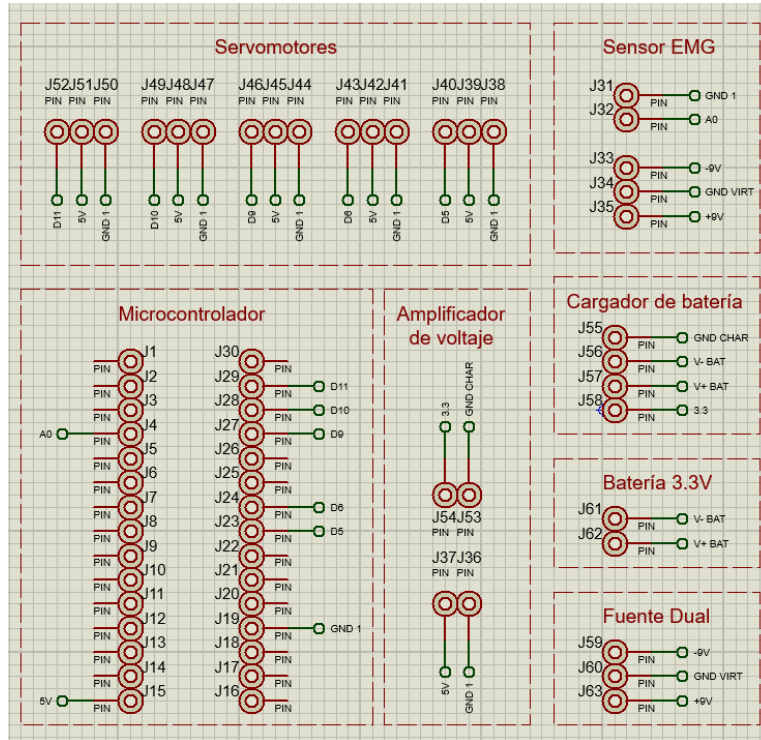
$$F \text{ total} = 0.55 \text{ kg}$$

### 3.1. Elaboración de placa electrónica para componentes

Para la elaboración de la placa electrónica que permitirá recepcionar las señales EMG y generar el movimiento de la prótesis a través de los servomotores, se realizará el esquemático de la placa en el software de diseño electrónico Proteus.

**Figura 43**

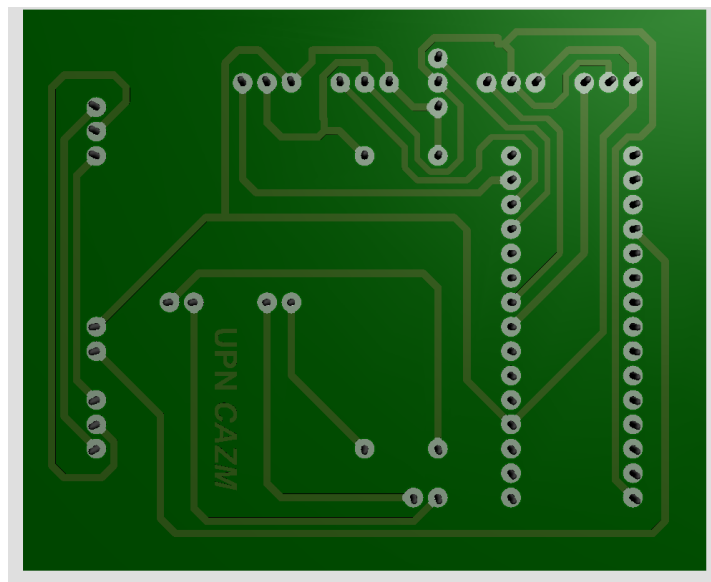
Circuito esquemático en Proteus



Posteriormente, se realiza la simulación de la placa electrónica en Proteus. Esto servirá de guía para realizar el acople de los componentes electrónicos con la placa.

**Figura 44**

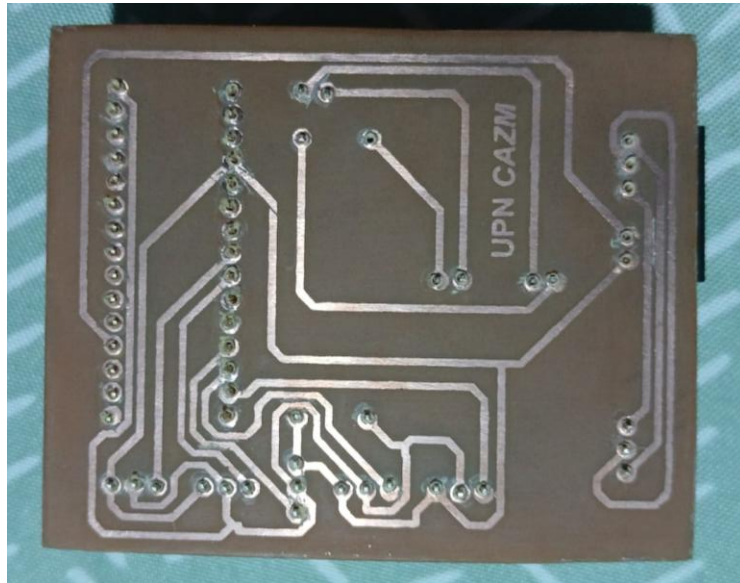
Simulación de placa en Proteus



Luego se realiza la placa electrónica en una placa de cobre y se sueldan los componentes

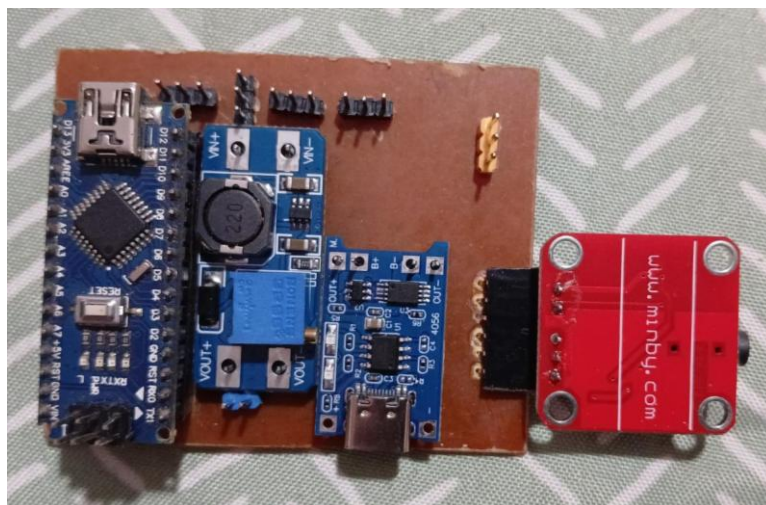
**Figura 45**

Circuito impreso EMG



**Figura 46**

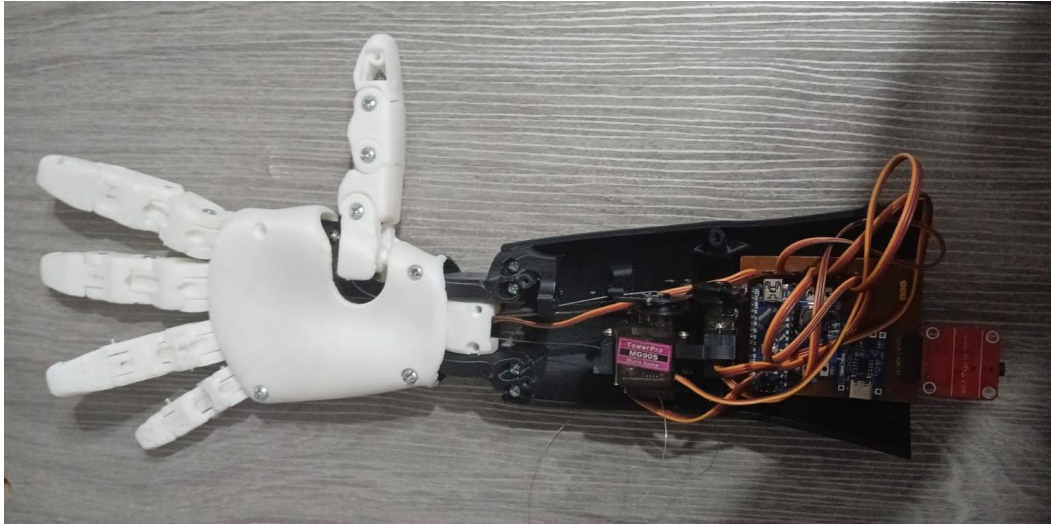
Ensamble de componentes en circuito



Una vez impresa la prótesis, esta pasa a ser ensamblada con el circuito y los servomotores para la generación de movimiento.

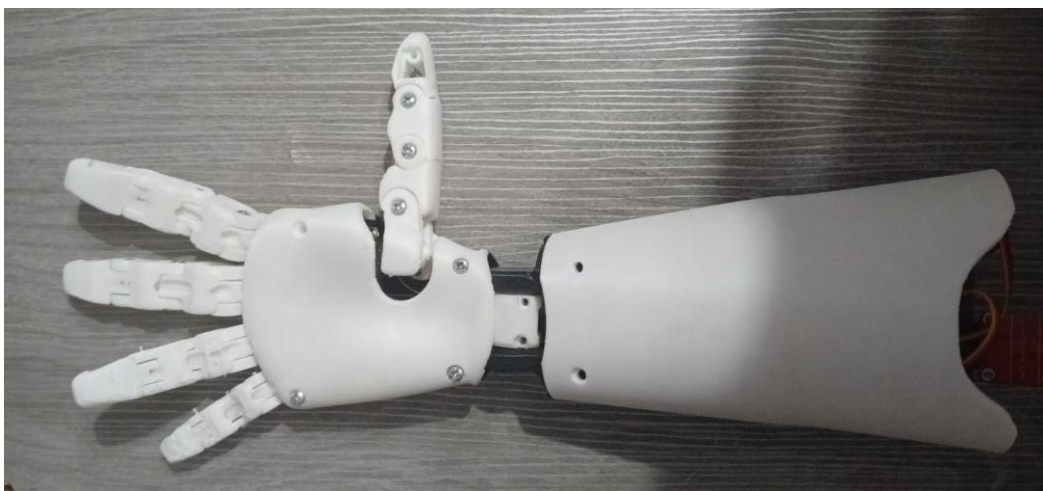
**Figura 47**

Ensamble de prótesis (parte interna)



**Figura 48**

Ensamble de prótesis (parte externa)

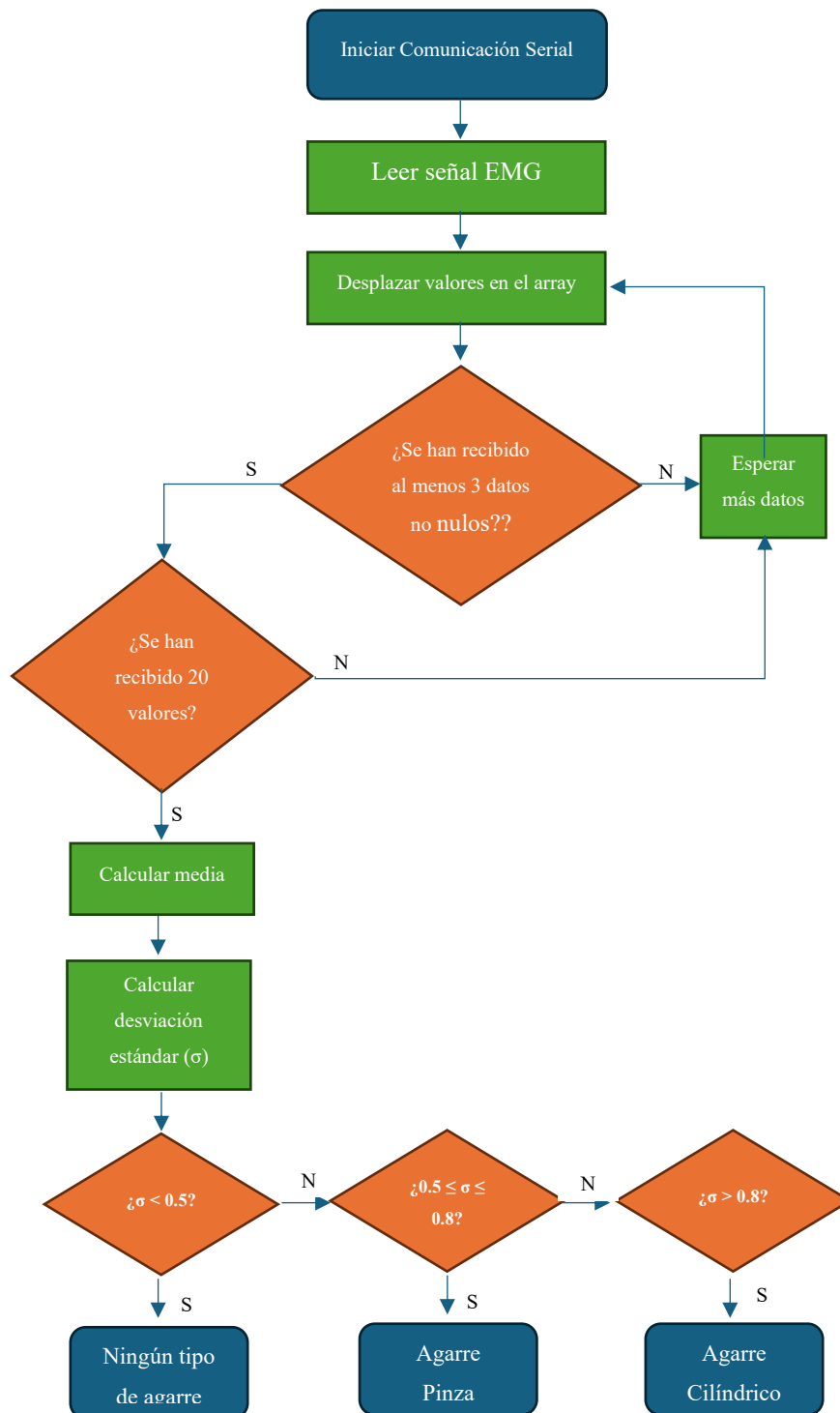


### 3.3. Diagrama de flujo de prótesis

A continuación, se procede a realizar el diagrama de flujo de la programación final de la prótesis:

**Figura 49**

Diagrama de flujo de prótesis

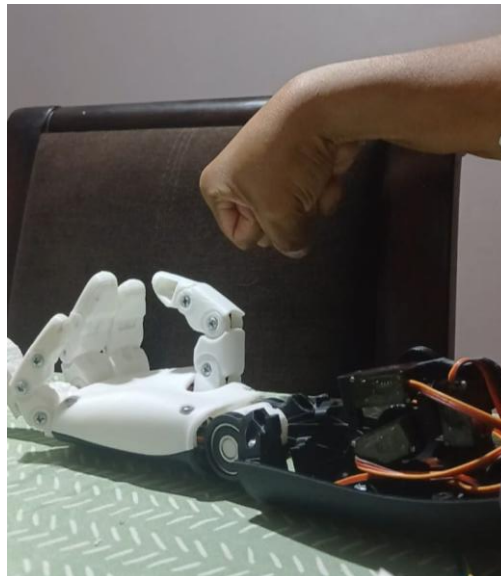


### 3.4. Pruebas de funcionamiento de prótesis mioeléctrica

Luego de obtener la parte mecánica ensamblada junto con la parte electrónica se procede a incluir la programación en el microcontrolador para iniciar con las pruebas de funcionamiento de la prótesis. Para ello se inicia con 20 pruebas de cada uno de los agarres (pinza y cilíndrico) de los cuales se mostrarán en imágenes dos pruebas de cada agarre.

**Figura 50**

Prueba N°1 agarre cilíndrico



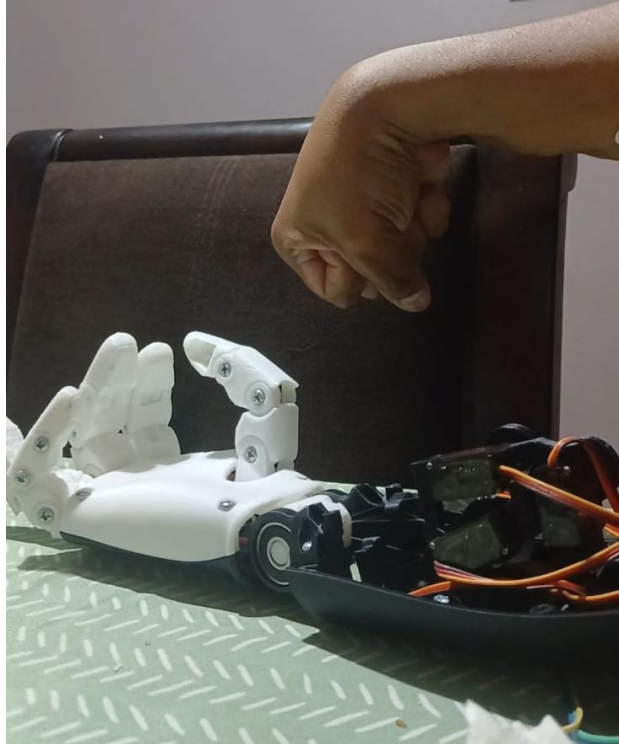
**Figura 51**

Prueba N°1 agarre pinza



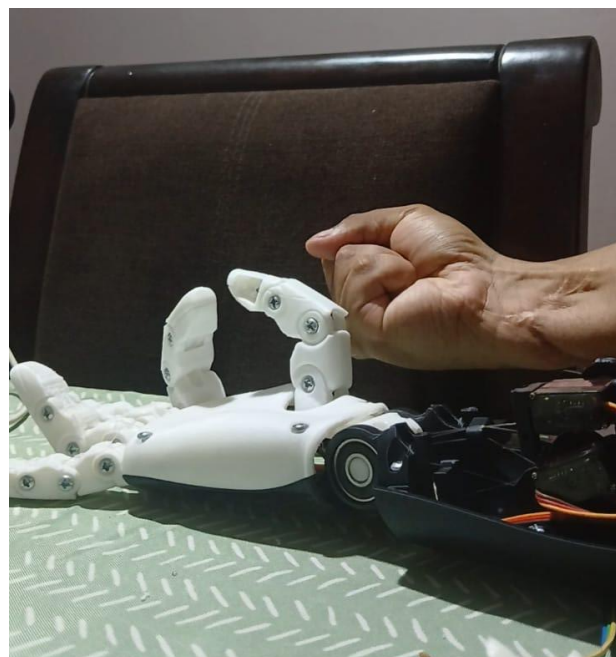
**Figura 52**

Prueba N°2 agarre cilíndrico



**Figura 53**

Prueba N°2 agarre pinza



Posterior a la ejecución de las pruebas de funcionamiento de la prótesis mioeléctrica de amputación transradial se realiza una tabla de los datos obtenidos tanto para el agarre pinza como para el agarre cilíndrico

**Tabla 11**

*Pruebas totales de agarres de prótesis mioeléctrica*

PRUEBA	TIPO DE AGARRE ESPERADO	TIPO DE AGARRE REALIZADO	CLASIFICACIÓN
1	Pinza	Pinza	VP
2	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
3	Pinza	Pinza	VP
4	Ninguno	Ninguno	VN
5	Cilíndrico	Pinza	FN
6	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
7	Pinza	Cilíndrico	FN
8	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
9	Pinza	Pinza	VP
10	Pinza	Pinza	VP
11	Pinza	Pinza	VP
12	Ninguno	Pinza	FP
13	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
14	Pinza	Pinza	VP
15	Pinza	Cilíndrico	FN
16	Ninguno	Pinza	FP
17	Ninguno	Ninguno	VN
18	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
19	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
20	Pinza	Pinza	VP
21	Cilíndrico	Pinza	FN
22	Ninguno	Cilíndrico	FP
23	Pinza	Pinza	VP
24	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
25	Ninguno	Pinza	FP
26	Pinza	Pinza	VP
27	Pinza	Ninguno	FN
28	Cilíndrico	Cilíndrico	VP

29	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
30	Pinza	Ninguno	FN
31	Pinza	Cilíndrico	FN
32	Ninguno	Pinza	FP
33	Cilíndrico	Ninguno	FN
34	Pinza	Pinza	VP
35	Pinza	Pinza	VP
36	Cilíndrico	Ninguno	FN
37	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
38	Cilíndrico	Pinza	FN
39	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
40	Pinza	Pinza	VP
41	Ninguno	Ninguno	VN
42	Pinza	Pinza	VP
43	Cilíndrico	Pinza	FN
44	Ninguno	Pinza	FP
45	Pinza	Pinza	VP
46	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
47	Cilíndrico	Cilíndrico	VP
48	Pinza	Cilíndrico	FN
49	Cilíndrico	Pinza	FN
50	Cilíndrico	Cilíndrico	VP

Al realizar las 50 pruebas se obtienen los siguientes resultados:

**Tabla 12**

*Valores totales según clasificación*

<b>VP</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>VN</b>
27	6	13	4

Ahora se realizan los cálculos de precisión, sensibilidad y especificidad de la prótesis en función de la tabla anterior

- **Cálculo de Precisión**

$$\textit{Precisión} = \frac{VP}{VP + FP} \times 100\% \quad (6)$$

$$\textit{Precisión} = \frac{27}{27 + 6} \times 100\%$$

$$\textit{Precisión} = 81.82\%$$

- **Cálculo de Sensibilidad**

$$\textit{Sensibilidad} = \frac{VP}{VP + FN} \times 100\% \quad (7)$$

$$\textit{Sensibilidad} = \frac{27}{27 + 13} \times 100\%$$

$$\textit{Sensibilidad} = 67.5\%$$

Luego de realizar los cálculos en la ejecución de los movimientos de la prótesis mioeléctrica de amputación transradial se logra obtener un 81.82% de precisión y 67.5% de sensibilidad

## CAPÍTULO IV: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

### 4.1. Discusión

#### 4.1.1. Limitaciones

Para la adquisición de las señales electromiográficas no se obtuvieron valores con mayor precisión debido a que los electrodos no presentaban una adherencia adecuada en la piel y esto generaba que los valores obtenidos sean muy variados. Este motivo fue una limitación debido a que no permitió realizar un mejor análisis de los valores (medidas estadísticas) de cada tipo de agarre.

#### 4.1.2. Interpretación Comparativa

Se realizaron 50 pruebas entre los cuales se realizaron 21 pruebas de agarre cilíndrico, 20 pruebas de agarre pinza y 9 pruebas de ningún tipo de agarre. A continuación, se realiza la comparación de los tipos de prueba.

**Tabla 13**

*Interpretación Comparativa*

Nº	Tipo de agarre	Cantidad de pruebas	Cumplió movimiento	No cumplió movimiento
1	Ningún agarre	9	3	6
2	Pinza	20	12	8
3	Cilíndrico	21	14	7

Con los datos obtenidos de la tabla anterior se puede deducir que la prótesis tiende a ser más eficiente cuando se genera el agarre cilíndrico y que a su vez tiende a generar falsos agarres cuando debe mantenerse sin ningún tipo de agarre.

A su vez, se pudo verificar que en los antecedentes incluidos en la investigación no figuran datos que correspondan al porcentaje de precisión y sensibilidad. Sin embargo en el estudio de “Extracción de características y clasificación para el control de prótesis de mano” se mostró como resultado experimental una mejora de hasta el 95.5% de precisión para señales de 800 ms de duración.

#### **4.1.3. Implicancias**

El desarrollo de la prótesis mioeléctrica de amputación transradial implica una mejora en la funcionalidad de estos dispositivos. La implementación de sensores EMG avanzados y algoritmos de procesamiento de señales puede incrementar la precisión y sensibilidad del control mioeléctrico, lo que permite movimientos más naturales y eficientes para el usuario. Además, esta investigación podría contribuir al diseño de prótesis más accesibles y adaptables, beneficiando a personas con amputaciones transradiales y mejorando su calidad de vida al ofrecerles un dispositivo más intuitivo y fácil de manejar.

#### **4.2. Conclusiones**

Se desarrolló una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial para la ejecución de habilidades motrices. Para ello se realizó la adquisición de señales EMG para posteriormente ser introducidas en el microcontrolador. Luego, se analizaron los datos obtenidos para realizar la diferenciación entre los tipos de agarres que se plantearon realizar para finalmente ensamblar la parte mecánica y parte electrónica.

Se elaboró una lista de requerimientos con la finalidad de revisar la información necesaria y poder establecer los recursos para el desarrollo del sistema. A su vez, se definen los criterios de evaluación del desarrollo de la prótesis mioeléctrica. Por esta razón, se definieron cinco requerimientos, los cuales son función principal, tipo de amputación, tipo de diseño de prótesis, geometría y rango de flexión de prótesis

Se realizó el diseño conceptual del sistema para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial la cual permite ejecución de los

dos tipos de agarres que engloban las habilidades motrices finas tienen similitud en movimiento y posición de los dedos. Por lo tanto, se concluye que los agarres se pueden dividir en dos secciones que son agarre cilíndrico y agarre pinza.

Se realizó el diseño a detalle mecánico de la prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permitió la ejecución de los dos tipos de agarres que engloban las habilidades motrices finas

Se realizó el diseño a detalle del procesamiento de la señal para el movimiento de una prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permitió la ejecución de los dos tipos de agarres que engloban las habilidades motrices finas

Se verificó el funcionamiento de la prótesis mioeléctrica para pacientes con amputación transradial que permita ejecutar habilidades motrices finas.

## REFERENCIAS

Zavala Molina, D., Silva Cabrejos R., Murillo Manrique M., Rodríguez Bustinza R., Cornejo Aguilar J., Palomares Orihuela R. (2023). *Modelado geométrico y simulación cinemática de prótesis de mano para pacientes adultos con amputación transradial*. Universidad Ricardo Palma.

Manosalva Roman, A., Huarcaya Neyra, J. (2023). *Mejora de prótesis de mano completa para pacientes de amputación transradial y desarticulado de muñeca*. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas.

Angeles Polo, M. (2022). *Diseño y simulación de un mecanismo exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior para personas adultas de hasta 100 kg*. Universidad Señor de Sipán.

Paiva Velasquez, A., (2024). *Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3D para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial*. Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo.

Higa, J., Naar, A., Ojeda, B. (2020). *Prótesis de mano para personas con amputación transcarpiana*. Universidad EAFIT.

Guevara Pico B. (2020). *Desarrollo de un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano de bajo costo empleando actuadores lineales y sensores musculares*. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Trujillo Tominaga, H., Figueroa Benitez, F., Villanueva Tavira J., Buenabad Arias, H., Valdez Martínez J. (2020). *Diseño y construcción de una prótesis de brazo mecánico mediante impresión 3D*. Universidad Tecnológica Emiliano Zapata.

García D., Espinoza M. (2014). *Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro*. Instituto Teletón de Santiago.

Taylor, C., Schwarz R. (1955). *The Anatomy and Mechanics of the Human Hand*.

*Anatomía Humana para Estudiantes de Ciencias de la Salud 2da edición*

Azhiri, R. B., Esmaeili, M., & Nourani, M. (2021). *EMG-based feature extraction and classification for prosthetic hand control.*

## ANEXOS

### PROGRAMACIÓN DE MICROCONTROLADOR

```
#define N 10 // Cantidad total de muestras
#define CHECK_COUNT 3 // Número de valores iniciales a verificar
#define EMG_PIN A1 // Pin analógico donde se conecta la señal EMG
#define READ_INTERVAL 50 // Intervalo de lectura en milisegundos
#include <Servo.h>

int A[N] = {0}; // Array de 10 posiciones inicializado en ceros
int count = 0; // Contador de valores recibidos
bool ready = false; // Bandera para indicar si los primeros 3 valores son válidos
// Definir pines de los LEDs

Servo pulgar;
Servo indice;
Servo medio;
Servo anular;
Servo menique;

void setup() {
  Serial.begin(9600); // Iniciar comunicación serie
  pulgar.attach(5);
  indice.attach(6);
  medio.attach(9);
  anular.attach(10);
  menique.attach(11);
}

void loop() {
  int emgValue = analogRead(EMG_PIN); // Leer valor de la señal EMG desde
  el pin A0
  int mappedValue = map(emgValue, 0, 1023, 0, 100); // Mapear el valor de 0-
  1023 a 0-100 (para facilidad de manejo)
```

```
// Desplazamiento de valores en el array
for (int i = N - 1; i > 0; i--) {
    A[i] = A[i - 1];
}
A[0] = mappedValue; // Insertar el nuevo valor EMG al inicio
count++; // Incrementar el contador de datos recibidos

// Verificación de los primeros 3 valores
if (!ready && count >= CHECK_COUNT) {
    if (A[0] != 0 && A[1] != 0 && A[2] != 0) {
        ready = true; // Condición cumplida, comenzar a calcular desviación
estándar
    }
}
// Si ya se cumplen las condiciones, calcular desviación estándar cuando haya
10 datos
if (ready && count >= N) {
    // Calcular la media
    float sum = 0;
    for (int i = 0; i < N; i++) {
        sum += A[i];
    }
    float mean = sum / N;
    // Calcular la desviación estándar
    float variance = 0;
    for (int i = 0; i < N; i++) {
        variance += pow(A[i] - mean, 2);
    }
    float stdDev = sqrt(variance / N);
    // Mostrar la desviación estándar
    Serial.print("Desviación estándar: ");
    Serial.println(stdDev);
}
```

```
// Determinar el tipo de agarre según la desviación estándar
if (stdDev >= 0.5 && stdDev < 1.2) {
    Serial.println("AGARRE PINZA");
    //digitalWrite(led2, LOW); // Apagar LED cilíndrico
    //digitalWrite(led3, HIGH); // Encender LED pinza
    pulgar.write(0);
    indice.write(0);
    medio.write(180);
    anular.write(180);
    menique.write(180);
}
else if (stdDev >= 1.2) {
    Serial.println("AGARRE CILÍNDRICO");
    //digitalWrite(led2, HIGH); // Encender LED cilíndrico
    //digitalWrite(led3, LOW); // Apagar LED pinza
    pulgar.write(0);
    indice.write(0);
    medio.write(0);
    anular.write(0);
    menique.write(0);
}
}
```