



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

**SEDE QUITO**

**CARRERA DE MECATRÓNICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PROTESIS BIONICA DE  
ANTEBRAZO Y MANO CON CONTROL DIFUSO**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del  
Título De Ingeniero en Mecatrónica**

**AUTOR: DUSTIN STUART NUÑEZ OÑATE**

**TUTOR: FABIO EDUARDO OBANDO HERRERA**

**Quito- Ecuador**

**2024**

**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO  
DE TITULACIÓN**

Yo, Dustin Stuart Núñez Oñate con documento de identificación N° 1753745288 manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 07 de marzo del año 2024

Atentamente,



---

Dustin Stuart Núñez Oñate

1753745288

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

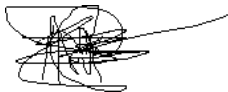
Yo, Dustin Stuart Núñez Oñate con documento de identificación No.

1753745288, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del Dispositivo tecnológico: “Diseño y construcción de un prototipo de prótesis biónica de antebrazo y mano con control difuso”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

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

Quito, 07 de marzo del año 2024

Atentamente,



---

Dustin Stuart Núñez Oñate

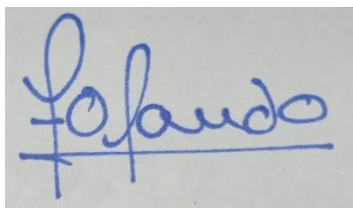
1753745288

## CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Fabio Eduardo Obando Herrera MSc con documento de identificación N° 1707982169, docente de la Universidad Politécnica Salesiana declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIÓNICA DE ANTEBRAZO Y MANO CON CONTROL DIFUSO**, realizado por Dustin Stuart Núñez Oñate con documento de identificación N° 1753745288, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Dispositivo tecnológico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 07 de marzo del año 2024

Atentamente,



---

Ing. Fabio Eduardo Obando Herrera MSc

1707982169

## **AGRADECIMIENTO**

Quiero agradecerle a toda la gente que siempre estuvo conmigo apoyándome y confiando en que podía, y aunque nunca dudé de mí, me gusta escuchar lo obvio, quiero agradecerle a mi familia, a mi amigo, a mi perrita chuleta que se dormía en mis piernas mientras me desvelaba, a mi docente tutor y todos los docentes que me ayudaron en el proceso y agradecer a las personas especiales que fueron un pilar fundamental, gracias por escucharme fingiendo que se me entendía, eso me ayudaba mucho a desahogarme y a resolver los problemas yo solo, gracias por siempre ofrecerme ayuda y acompañarme en todo el proceso, gracias de verdad por no dejarme estar triste y recordarme que un error no es algo de lo que deba avergonzarme, gracias por enseñarme a anhelar cosas que antes sentía que eran insignificantes, por recordarme todo lo bueno que hay en mí, porque a veces se me olvida, gracias por celebrar todos mis pequeños logros, nunca estuve acostumbrado a que miren con tanto amor cada pequeño paso, gracias por sostenerme por si algún día me tambaleaba, y gracias por ayudarme a entender que siempre puedo dar más, mucho más.

## **DEDICATORIA**

Quiero dedicarle esto a cada persona que confió ciegamente en mí, quienes no me dieron soluciones a mis problemas porque sabían que no era necesario, que yo podía, a mi familia, mis amigos, gente que me quiere y a quienes quiero, gente que me ama y a quienes amo, pero sobre todo quiero dedicármelo a mí, porque me siento muy feliz de ser quien soy hoy en día y me siento realmente orgulloso de lo que he logrado.

# Contenido

Resumen.....	3
ABSTRACT.....	4
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	5
JUSTIFICACIÓN.....	6
GRUPO OBJETIVO.....	7
OBJETIVOS.....	7
Objetivos específicos.....	7
CAPÍTULO 1.....	8
1.1 MARCO TEÓRICO REFERENCIAL.....	8
1.3 Sensor EMG.....	8
1.4 Prótesis biónica de mano.....	9
1.5 Normativas en la Creación de Prótesis Biónicas.....	9
1.6 Arduino.....	11
1.7 Transmisión de fuerza.....	11
1.8 Músculos tensores de la mano.....	12
2.1. Evaluación de Opciones.....	13
CAPÍTULO 2.....	13
2.1.1 Prótesis Pasiva.....	13
2.1.2 Mecánicas Tradicionales:.....	13
2.1.3 Prótesis biomecánica.....	14
2.2 Análisis Cuantitativo Alternativas.....	14
2.2.1 Selección de alternativa con mejor desempeño.....	15
2.3 Análisis de alternativas de materiales.....	15
2.3 Selección de alternativa con mejor puntaje.....	18
3.1 Análisis de Cargas.....	19
3.1.1 Análisis del eje.....	21
3.2 Análisis Electrónico.....	22
3.3 Análisis de Control.....	23
3.4 Análisis de Grados de libertad.....	26
3.5 Parámetros de diseño.....	26
3.6 Selección de Actuadores.....	28
3.7 Definición de los componentes.....	28
3.8 Simulación.....	29
3.9 Diagrama de Procedimiento Operativo.....	33
CAPÍTULO 4: IMPLEMENTACIÓN.....	34
4.1 Ensamble.....	34
4.1.1 Proceso de construcción de la prótesis.....	34
4.2 Análisis Económico.....	36
4.3 Análisis de Movimiento.....	37
Conclusiones.....	41
Recomendaciones.....	42
REFERENCIAS.....	43
ANEXOS.....	45

## INDICE DE FIGURAS

Figura 1 Sensor emg .....	12
Figura 2 Prótesis biónica mano .....	13
Figura 3 Normativas de prótesis biónicas .....	15
Figura 4 Arduino.....	15
Figura 5 Servomotor .....	16
Figura 6 Cable de acero .....	17
Figura 7 Mano.....	17
Figura 8 prótesis Pasiva .....	18
Figura 9 prótesis mecánica.....	19
Figura 10 prótesis impresión 3D.....	20
Figura 11 Aleación de titanio.....	22
Figura 12 Material Impreso.....	23
Figura 13 Hidrogel Inteligente .....	23
Figura 14 polímeros conductores .....	24
Figura 15 Eje de dedos calculo .....	28
Figura 16 Diagrama del eje sometido a fuerzas .....	28
Figura 17 simulación del eje sometido a fuerzas.....	29
Figura 18 Diagrama de fuerzas cortantes correspondientes al eje de la falange.....	30
Figura 19 Diagrama momento flexor .....	30
Figura 20 Baterías en serie.....	31
Figura 21 Reglas difusas .....	33
Figura 22 Evaluación de reglas difusas .....	33
Figura 23 Conjuntos difusos .....	34
Figura 24 Defusificación .....	34
Figura 25 GDL.....	35
Figura 26 Características de filamentos .....	36
Figura 27 Falange 1 .....	37
Figura 28 Punta de dedos .....	38
Figura 29 Simulación Falange 1 .....	38
Figura 30 Simulación falange 1 posterior .....	38
Figura 31 Simulación punta de dedos .....	39
Figura 32 Eje de falanges.....	39
Figura 33 Código y simulación.....	40
Figura 34 Diagrama de conexión .....	41
Figura 35 Diagrama de flujo .....	42
Figura 36 Agarre prótesis.....	48
Figura 37 Agarre cerrado .....	49
Figura 38 Agarre medio abierto .....	49
Figura 39 Monitor Serial.....	50



## INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Parámetros de calificación .....	21
Tabla 2 Consumo de energía.....	31
Tabla 3 Selección de cables .....	40
Tabla 4 Sensor y actuador por implementar.....	41
Tabla 5 Secuencia de construcción de la prótesis .....	43
Tabla 6 Análisis económicos .....	45
Tabla 7 Materiales electrónicos .....	46
Tabla 8 Costo total .....	46
.....	15

## Resumen

En el marco de esta investigación, se aborda un enfoque innovador centrado en el desarrollo de una prótesis biónica de mano y antebrazo. El objetivo principal de esta tesis es la creación de un dispositivo que aproveche la tecnología de control difuso y utilice componentes como servomotores en conjunción con un controlador Arduino. Esta prótesis se diseñará para adaptarse dinámicamente a las señales EMG (Electromiográficas) del usuario, lo que permitirá un control una experiencia más natural.

El proceso de investigación se inicia con un exhaustivo análisis de prótesis existentes, tanto a nivel de desarrollo científico como en el mercado comercial. Se recopilan datos y especificaciones técnicas relevantes, que proporcionan una base sólida para la definición de características esenciales del prototipo.

A continuación, se lleva a cabo una selección de alternativas mediante un enfoque de toma de decisiones respaldado por la casa de la calidad. En una etapa posterior, se realizan análisis matemáticos detallados que abarcan la evaluación de esfuerzos en la estructura.

Una vez establecidas las dimensiones de la estructura y los circuitos electrónicos necesarios, se procede a la construcción física del prototipo, junto con la integración del controlador. Esto marca un hito importante en la investigación, ya que el dispositivo toma forma y se prepara para las pruebas.

Para evaluar el funcionamiento del prototipo de prótesis, se lleva a cabo un protocolo de pruebas que se enfoca en garantizar que las especificaciones técnicas iniciales se cumplan en condiciones de uso real. Este proceso es esencial para validar la efectividad y la confiabilidad del dispositivo.

**Palabras claves:** Prótesis biónica, Control difuso, Arduino, Actuadores, Electromiografía (EMG)

## **ABSTRACT**

This research focuses on an innovative approach to the development of a bionic hand and forearm prosthesis. The primary objective of this thesis is to create a device that harnesses fuzzy control technology and employs components such as servomotors in conjunction with an Arduino controller. This prosthesis is designed to dynamically adapt to the user's Electromyographic (EMG) signals, enhancing natural control and user experience.

The research process begins with a comprehensive analysis of existing prostheses, both in scientific development and the commercial market. Relevant data and technical specifications are collected to establish a solid foundation for defining essential prototype features.

Subsequently, alternative selection is carried out using a decision-making approach supported by the Quality Function Deployment (QFD) methodology. In a later stage, in-depth mathematical analyses encompassing structural stress evaluations are conducted.

Once the dimensions of the structure and necessary electronic circuits are established, the physical construction of the prototype, along with the integration of the controller, takes place. This marks a significant milestone in the research as the device takes shape and prepares for testing.

To assess the performance of the prosthesis prototype, a testing protocol is implemented, focusing on ensuring that the initial technical specifications are met under real-world usage conditions. This process is crucial for validating the effectiveness and reliability of the device.

**Keywords:** Bionic Prosthesis, Fuzzy Control, Arduino, Actuators, Electromyographic (EMG) Signals.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

### **Problema de estudio**

La problemática de las amputaciones de extremidades superiores, específicamente en manos y muñecas, es un desafío de gran relevancia en Ecuador. A pesar de la falta de datos actualizados disponibles, esta problemática persiste y afecta a una parte significativa de la población. La pérdida de una extremidad superior tiene un profundo impacto en la calidad de vida y la autonomía de las personas, lo que hace que sea un tema de preocupación en el ámbito de la salud y la seguridad laboral.

Los datos disponibles hasta 2013 indican que las amputaciones de extremidades superiores ocupaban un lugar destacado en las estadísticas de amputaciones en Ecuador. Estas cifras alarmantes subrayan la necesidad de abordar esta problemática y de implementar medidas preventivas y soluciones efectivas.

La población afectada por estas amputaciones, en su mayoría, son individuos mayores de veinte años, y la extremidad derecha es la más comúnmente amputada. La relación entre la destreza manual y la prevalencia de amputaciones en este lado del cuerpo sugiere la importancia de abordar el uso seguro de maquinaria industrial y la capacitación adecuada de los trabajadores.

La situación se agrava entre las personas de bajos ingresos, ya que el alto costo de las prótesis existentes en el mercado las hace inaccesibles para aquellos que han sufrido amputaciones.

## JUSTIFICACIÓN

La creación de un proyecto destinado a abordar la problemática de las amputaciones de extremidades superiores Ecuador se justifica por varias razones de relevancia crucial como, por ejemplo:

- **Impacto en la Calidad de Vida:** Las amputaciones de extremidades superiores, especialmente en manos y muñecas, tienen un impacto significativo en la calidad de vida de las personas afectadas. La pérdida de la funcionalidad de una mano o muñeca afecta la capacidad de realizar actividades cotidianas, limitando la independencia y la participación social de los individuos.
- **Repercusiones Sociales y Laborales:** La pérdida de una extremidad superior puede llevar a la exclusión laboral y social de las personas afectadas. Esto no solo afecta su bienestar individual, sino que también representa una carga para la sociedad en términos de apoyo y atención médica.
- **Seguridad Laboral:** La alta incidencia de amputaciones relacionadas con el uso de maquinaria industrial destaca la necesidad de abordar la seguridad laboral en las empresas. La falta de capacitación y supervisión adecuadas plantea riesgos significativos para los trabajadores.
- **Accesibilidad a Prótesis:** La inaccesibilidad a prótesis de calidad es un desafío adicional. El alto costo de las prótesis en el mercado dificulta la reintegración de las personas amputadas a la vida activa y productiva.
- **Responsabilidad Social:** Abordar esta problemática es una manifestación de responsabilidad social corporativa y gubernamental. La sociedad tiene la responsabilidad de proteger la salud y el bienestar de sus ciudadanos, y este proyecto puede ser un paso significativo en esa dirección.

## **GRUPO OBJETIVO**

Individuos amputados de extremidades superiores, profesionales de la salud y rehabilitación y comunidades de bajos ingresos.

## **OBJETIVOS**

### **Objetivo general**

- Diseñar y construir un prototipo de prótesis biónica de antebrazo y mano con control difuso

### **Objetivos específicos**

- Analizar el estado del arte de las señales de electromiografía, lógica difusa y prótesis biomecánicas para la determinación de los componentes hardware y software necesarios en el diseño.
- Desarrollar un sistema de detección de movimientos para la adquisición de los datos utilizando sensores de electromiografía y una prótesis de mano.
- Implementar un controlador difuso para la adaptación de la prótesis a diferentes movimientos de la mano del usuario a través de una tarjeta de desarrollo electrónica
- Realizar las respectivas pruebas de funcionamiento para la evaluación de la eficiencia de la prótesis en la realización de tareas cotidianas

## **CAPÍTULO 1**

### **1.1 MARCO TEÓRICO REFERENCIAL**

Este capítulo se enfocará en el estudio de normativas y desarrollos previos relacionados con prótesis y sistemas biomecánicos para extremidades superiores en el contexto de la investigación para el diseño y construcción de un prototipo de prótesis biónica de antebrazo y mano con control difuso. Además, se examinará de manera concisa la anatomía y biomecánica de la mano y el antebrazo, así como las dimensiones corporales pertinentes, con el fin de guiar la creación y construcción del prototipo de prótesis biónica.

En el ámbito de la ingeniería biomecánica aplicada a las extremidades superiores, los dispositivos protésicos, especialmente los destinados al antebrazo y la mano, han ganado notoriedad. La capacidad demostrada para mejorar significativamente la calidad de vida de las personas con discapacidades hace que sea importante.

### **1.2 Prótesis Biónica**

Una nueva generación de prótesis de brazos se está desarrollando en todo el mundo. Estas prótesis biónicas deben brindar características adicionales, como retroalimentación sensorial, un mayor rango de movimiento posible, control de movimiento intuitivo lo más posible y una apariencia cosmética más natural.

Se han desarrollado componentes protésicos con un rendimiento mucho mayor para su uso en varios niveles del miembro superior en los últimos años. Las manos artificiales que permiten agarres adicionales se están probando en entornos clínicos. Se están investigando técnicas novedosas para la adquisición de señales y la comunicación con el paciente. (1)

### **1.3 Sensor EMG**

En la robótica, los amputados de mano con prótesis se benefician de varios movimientos activos de la mano basados en la movilidad muñeca-mano. En el campo de la rehabilitación, las señales biomédicas, como las señales de electromiografía (EMG), han sido un tema de investigación interesante para desarrollar una interfaz hombre-máquina avanzada. Para robots controlados por asistencia humana o aplicaciones protésicas, la detección de señales EMG captura, acondiciona, características adicionales y clasifica señales de varios movimientos activos de la mano. Este artículo analiza la adquisición y el análisis de señales EMG para varios movimientos activos de la mano basados en la movilidad muñeca-mano. (2)



Figura 1 Sensor emg

Fuente: <https://grupoelectrostore.com/shop/sensores/senales-bioelectricas/sensor-muscular-ec>

### 1.4 Prótesis biónica de mano

El brazo biónico mejora la recuperación de una persona amputada y aumenta su confianza. Con la ayuda de miembros artificiales, la vida de las personas ha cambiado drásticamente porque les permiten vivir de forma independiente y facilitan la movilidad y la realización de las tareas diarias. El brazo biónico funciona gracias a las señales que recibe de los músculos del amputado. Unos sensores especiales detectan las señales eléctricas que se producen naturalmente cuando un amputado usa su brazo biónico y flexiona su músculo del muñón. Estas señales eléctricas luego son convertidas en movimientos biónicos de la mano apropiados. Simplemente pensando en las acciones a realizar, el brazo biónico funciona como un miembro real. Las neuronas producen pequeñas señales eléctricas.

(3)

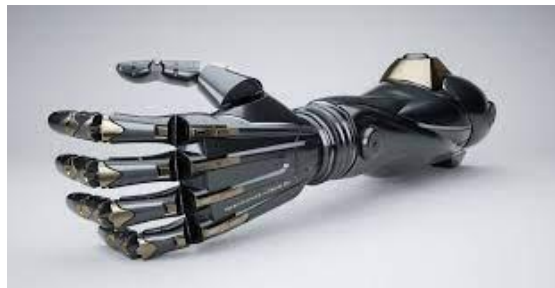


Figura 2 prótesis biónica mano

Fuente: <https://protesismg.com/tipos-y-modalidades-de-protesis-para-miembro-superior/blog-especializado-pyo-mg/ortopedia-y-traumatologia/cod-24680/>

### 1.5 Normativas en la Creación de Prótesis Biónicas

Las regulaciones específicas que se aplican a los prototipos de prótesis biónicas varían según el país y la región. Sin embargo, los estándares generales y comunes que se aplican a los productos médicos, como las prótesis biónicas, podrían incluir:

#### 1. FDA en Estados Unidos:



Los dispositivos médicos, como las prótesis biónicas, están bajo la regulación de la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA) de los Estados Unidos. Los estándares específicos pueden variar, pero es importante seguir las regulaciones de la FDA para la aprobación y comercialización.

## 2. ISO 13485:

La norma ISO 13485 establece las especificaciones para un sistema de gestión de la calidad en la fabricación de dispositivos médicos. En algunos países, cumplir con esta norma podría ser un requisito para la comercialización de prótesis biónicas.

## 3. Directiva de Dispositivos Médicos en la Unión Europea:

Es crucial para la Unión Europea cumplir con la Directiva de Dispositivos Médicos. El Reglamento de Dispositivos Médicos (MDR) reemplaza estas regulaciones a partir de 2022.

## 4. Requisitos Nacionales:

Muchos países tienen leyes específicas sobre dispositivos médicos. Por ejemplo, la Ley de Alimentos y Medicamentos y la Ley de Dispositivos Médicos de Canadá regulan los dispositivos médicos.

## 5. Normas Específicas para Prótesis:

Además de las normativas generales para dispositivos médicos, existen normas específicas para prótesis biónicas. (4)



*Figura 3 Normativas de prótesis biónicas*

Fuente: <https://www.diariomedico.com/medicina/traumatologia/protesis-con-tacto-bionico-para-sentir-frío-y-calor-es-como-tener-una-conexion-con-alguien.html>

## 1.6 Arduino

La plataforma de código abierto Arduino se diseñó para simplificar la creación de prototipos y proyectos electrónicos interactivos. Consiste en una placa de desarrollo equipada con un microcontrolador que se puede programar, junto con múltiples pines de entrada/salida que posibilitan la conexión de diversos dispositivos como sensores, actuadores y otros componentes electrónicos. Debido a su versatilidad, Arduino es adecuado para una amplia gama de aplicaciones en campos creativos y tecnológicos, como sistemas de automatización para el hogar, robótica, monitoreo ambiental, control de dispositivos y arte interactivo. [5]



Figura 4 Arduino

Fuente: <https://www.infootec.net/arduino/>

## 1.7 Transmisión de fuerza

- **Servomotor:** servomotores y motores paso a paso se utilizan en una variedad de aplicaciones, como robótica, sistemas de seguimiento y dispositivos de posicionamiento. Los servomotores se utilizan para movimientos rápidos en un ángulo determinado, mientras que los motores paso a paso se mueven a una velocidad controlada en rotación continua o en una posición específica. El servomotor tiene un mecanismo de retroalimentación para determinar la ubicación, a diferencia del motor paso a paso que se mueve de forma incremental. [6]



Figura 5 Servomotor

Fuente: <https://grupoelctrostore.com/shop/motores/servomotores/servomotor-tower-pro-mg995-360o-11-kg-cm-standard/>

- **Cable de guitarra de acero:** El hilo de acero inoxidable se caracteriza por tener un diámetro que oscila entre 1 y 4 mm y se produce con una composición que incluye aproximadamente un 20-30 % de cromo, un 1-3 % de aluminio, un 0,5-0,8 % de cobre, un 0,1-0,5 % de carbono, un 0,02-0,3 % de magnesio, un 2-9 % de níquel, un 0,1-0,5 % de niobio, un 0,02-0,05 % de lantano y el resto de hierro. Este tipo de hilo de acero posee una resistencia considerable, una buena capacidad para resistir el desgaste y una alta resistencia tanto a ácidos fuertes como a sustancias alcalinas. [7]



*Figura 6 Cable de acero*

*Fuente: <https://kywitiendaenlinea.com/product/cable-acero-acero-3-16-7x7-c-m-bl1655kgfiero>*

## **1.8 Músculos tensores de la mano**

Los músculos tensores de la mano son esenciales para el funcionamiento de una prótesis biónica porque permiten el movimiento y la articulación de los dedos, lo que facilita la realización de diversas tareas. El músculo extensor propio del índice, que ayuda a extender el dedo índice, el músculo extensor largo del pulgar, que permite que el pulgar se extienda, y el músculo extensor corto del pulgar, que permite que el pulgar se mueva más precisamente.

Estos músculos son esenciales para brindar destreza y movilidad a una prótesis biónica de mano, lo que facilita a los usuarios realizar acciones cotidianas. El agarre y la manipulación mejoran cuando las prótesis incorporan sensores y actuadores que imitan los músculos.[8]



*Figura 7 Mano*

*<https://www.lecturio.com/es/concepts/mano/>*

## CAPÍTULO 2

### 2.1. Evaluación de Opciones

En este apartado se realiza la exploración de alternativas y diversos diseños, se describen los elementos que se integrarán en el sistema de control eléctrico.

#### 2.1.1 Prótesis Pasiva

Figura 8 prótesis pasiva



Fuente: <https://www.ortopediagordillo.com/producto/pr%C3%B3tesis-amplicacion-antebrazo-est%C3%A9tica-pasiva-encaje-laminado-supracondilica-o-similar-mu%C3%B1eca-redonda-esf%C3%A9rica-u-oval-mano-est%C3%A9tica-pasiva-y-guante-cosm%C3%A9tico/>

Ventajas: Las prótesis pasivas suelen ser más ligeras y menos complejas que las prótesis biónicas. Debido a que no requieren energía externa ni componentes electrónicos, pueden ser más convenientes para el usuario.

Desventajas: Las prótesis pasivas pueden tener limitaciones en cuanto a las funciones que pueden realizar porque no tienen componentes activos. Como las prótesis biónicas, no pueden proporcionar movimientos complejos y articulados o adaptarse dinámicamente a diferentes situaciones en la versatilidad y la capacidad.

#### 2.1.2 Mecánicas Tradicionales:



Figura 9 prótesis mecánica

Fuente: <https://www.juntadebeneficencia.org.ec/prensa/boletines-de-prensa/3003-prot%C3%A9sis-mec%C3%A1nicas-de-antebrazo-esperan-por-m%C3%A1s-beneficiarios>

Ventajas: Las prótesis mecánicas tradicionales tienden a ser duraderas y resistentes debido a su diseño mecánico simple. En comparación con las prótesis biónicas, las prótesis mecánicas suelen ser más

económicas, lo que puede facilitar su acceso a un mayor número de personas. Además, debido a la falta de componentes electrónicos y tecnología avanzada, las prótesis mecánicas suelen ser más fáciles de reparar y requieren menos mantenimiento.

Desventajas: Las limitaciones de funcionalidad incluyen: Con frecuencia, las prótesis mecánicas tienen limitaciones en cuanto a la variedad de movimientos y funciones que pueden realizar en comparación con las prótesis biónicas, ya que la interfaz de control suele depender del usuario para realizar movimientos, lo que puede resultar en un control menos preciso y coordinado en comparación con las prótesis biónicas controladas electrónicamente.

### 2.1.3 Prótesis biomecánica



*Figura 10 prótesis impresión 3D*

Fuente: <https://bitfab.io/es/blog/protesis-impresion-3d/>

Ventajas: Una de las mayores ventajas de las prótesis impresas en 3D es la capacidad de personalizar. Estas prótesis se ajustan de manera precisa a la anatomía del usuario, lo que resulta en un ajuste más cómodo y funcional.

Desventajas: La durabilidad y resistencia de algunas prótesis pueden depender de los materiales utilizados en la impresión 3D. En comparación con las prótesis fabricadas con métodos y materiales más convencionales, algunos materiales pueden ser más propensos a desgastarse o romperse.

Es importante destacar que la tecnología de impresión 3D está en constante desarrollo y que los inconvenientes actuales pueden resolverse con los avances futuros en materiales y procesos de impresión. Una característica atractiva de las prótesis impresas en 3D sigue siendo la personalización precisa que ofrecen.

## 2.2 Análisis Cuantitativo Alternativas

Criterios de evaluación para el análisis:

1. Precio
2. Funcionalidad
3. Disponibilidad de los materiales en el mercado
4. Sencillez de creación
5. Calidad
6. Comodidad

## Proceso de Evaluación

Evaluación, con tres opciones: bajo, medio y alto, se elegirá la opción con las mejores características

Indicaciones sobre las categorías:

*Tabla 1 Tabla de clasificación*

<b>Parámetros</b>	<b>Calificación</b>		
<b>Precio</b>	Bajo	Alto	Medio
<b>Funcionalidad</b>	Fácil	Media	Fácil
<b>Disponibilidad</b>	Variedad	Raro	Variedad
<b>Sencillez de instalación</b>	Sencillo	Medio	Sencillo
<b>Calidad</b>	Baja	Media	Media
<b>Comodidad</b>	Media	Baja	Alta

### 2.2.1 Selección de alternativa con mejor desempeño

De acuerdo con los criterios establecidos, se ha determinado que la ALTERNATIVA 3 sobresale como la elección más favorable. Exhibe calidad equiparable o incluso superior al de las demás, al tiempo que considera aspectos clave como la personalización y el coste.

### 2.3 Análisis de alternativas de materiales

El análisis y la selección del material para la construcción de la prótesis se llevarán a cabo en este apartado utilizando criterios cuantitativos y cualitativos previamente establecidos.

### 2.1.1 Aleaciones de Titanio



*Figura 11 Aleación de titanio*

Fuente: <https://acnis-titanium.com/es/produit/ti-3al-8v-6cr-4zr-4mo-grade19-ti-beta-c/>

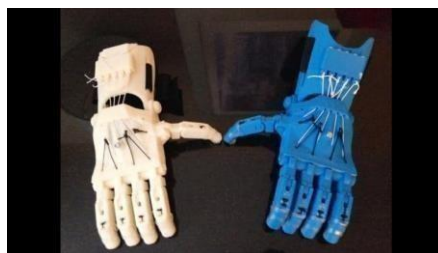
#### **Ventaja:**

- Una ventaja de las aleaciones de titanio cuando se utilizan para construir prótesis biónicas es que son más ligeras, lo que las hace más cómodas para el usuario. [9]

#### **Desventajas:**

- Alta inversión económica: En relación con otros metales, la producción de aleaciones de titanio resulta más onerosa debido a la complejidad del proceso, que demanda calor y tácticas muy perfeccionadas. [9]

### 2.1.2 Material impreso en 3D



*Figura 12 Material Impreso*

Fuente: <https://www.amputee-coalition.org/spanish-3d-printed-prosthetics/>

#### **Ventaja:**

- Una ventaja de utilizar materiales impresos en 3D para construir prótesis biónicas es que permiten la personalización de las prótesis, lo que puede mejorar la comodidad y la funcionalidad para el usuario. [10]

### Desventajas:

- Una desventaja es que los materiales impresos en 3D pueden ser menos resistentes que los materiales convencionales, lo que puede reducir su durabilidad. [10]

### 2.2.3 Hidrogel inteligente

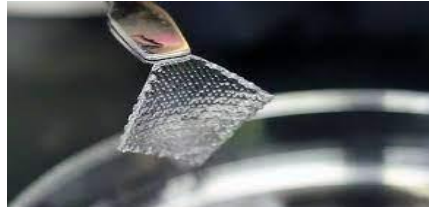


Figura 13 Hidrogel Inteligente

Fuente: <https://www.3dnatives.com/es/apositos-para-heridas-y-quemaduras-impresos-en-3d-1406202>

### Ventajas:

- Una ventaja del hidrogel inteligente para la construcción de prótesis biónicas es que puede programarse para responder a estímulos específicos, como cambios de temperatura, pH y luz, lo que permite una mayor precisión en la liberación de medicamentos y la estimulación celular significativa. [11]

### Desventajas:

- Una desventaja de usar hidrogeles para construir prótesis biónicas es que pueden ser menos resistentes que los materiales convencionales, lo que puede hacer que sean menos duraderos, también pueden ser más costosos que otros materiales utilizados para crear prótesis biónicas. [11]

### 2.3.4 Polímeros Conductores

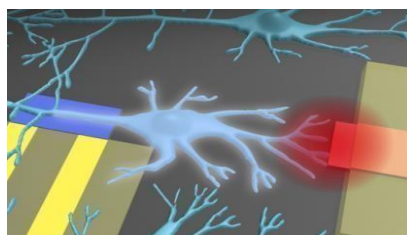


Figura 14 polímeros conductores

Fuente: <https://culturacientifica.com/2018/09/21/polimeros-biocompatibles-para-integrar-dispositivos-electronicos-en-nuestro-cuerpo/>



## **Ventajas:**

- Los polímeros bioconductores son ideales para su uso en prótesis biónicas que requieren una conexión directa con el sistema nervioso del paciente porque son capaces de transmitir señales eléctricas. Los polímeros bioconductores pueden "mejorar la comunicación entre el sistema nervioso y la prótesis, lo que permite un mayor control y una mayor precisión en los movimientos", según Rodríguez y Orrego (2016). Además, los polímeros bioconductores son biocompatibles, lo que significa que el cuerpo del paciente tiene menos probabilidades de experimentar una respuesta inmunitaria negativa. [12]

## **Desventajas**

- Una limitación de los polímeros bioconductores es su relativa novedad en el ámbito de la ingeniería de tejidos y el desarrollo de prótesis biónicas. Por lo tanto, aún hay mucho por descubrir sobre cómo estos materiales afectarán el cuerpo humano a largo plazo. "Todavía hay muchos desafíos técnicos y biológicos que deben superarse antes de que los polímeros bioconductores puedan ser utilizados en la construcción de prótesis biónicas de manera segura y efectiva", según un artículo publicado en la revista científica "Materials" en 2019. Los polímeros bioconductores tienen mucho potencial, pero se necesitan más investigaciones para comprender su impacto en el cuerpo humano. [13]

## **2.3 Selección de alternativa con mejor puntaje**

En la fabricación de prótesis de mano biónicas, el uso de materiales impresos en 3D presenta numerosas ventajas en comparación con los materiales tradicionales, como hidrogeles inteligentes, polímeros conductores y aleaciones de titanio. En primer lugar, la impresión 3D ofrece una increíble flexibilidad y versatilidad en el diseño, lo que permite la personalización precisa para adaptarse a las necesidades anatómicas únicas de cada usuario. Dado que la prótesis puede ser diseñada para imitar de cerca la forma y los movimientos naturales de la mano, esto resulta en un ajuste más cómodo y una mayor funcionalidad. La impresión 3D permite la creación de estructuras livianas y ergonómicas en términos de peso. A diferencia de las aleaciones de titanio, que son conocidas no solo por su resistencia sino también por su alto peso, en cuanto a la resistencia, algunos materiales impresos en 3D pueden tener una resistencia mecánica menor que las aleaciones de titanio, pero la capacidad de optimizar y reforzar áreas específicas del diseño puede compensar esta diferencia. Además, la

disponibilidad de una amplia variedad de materiales para la tecnología de impresión 3D simplifica la elección de los materiales que se ajusten óptimamente a los requerimientos particulares de resistencia de la prótesis.

Los materiales impresos en 3D se utilizan con frecuencia debido a su eficiencia y rapidez en el proceso de fabricación. En comparación con los métodos tradicionales de fabricación, la tecnología de impresión 3D permite la creación de prototipos y dispositivos finales de manera más rápida y a un precio más bajo. Además, la tecnología 3D es accesible y disponible.

### **3.1 Análisis de Cargas**

Para garantizar la funcionalidad, la durabilidad y la seguridad de una prótesis de mano biónica, se debe considerar cuidadosamente las cargas y fuerzas que actúan sobre sus componentes. El torque del servomotor, la longitud de la cuerda y las características del material utilizado, en este caso PETG, se toman en cuenta en este análisis de cargas focalizado en los ejes de las falanges.

#### **Variables de entrada para el diseño:**

- **Torque del Servomotor:** 10 kg/cm.
- **Longitud de la Cuerda:** 20 cm.
  
- **Acople del Servomotor:** 3 cm del centro.
- **Ejes de las Falanges:** 2, con radio de 2 mm
- **Material de Construcción:** PETG.

#### **Objetivo del Análisis:**

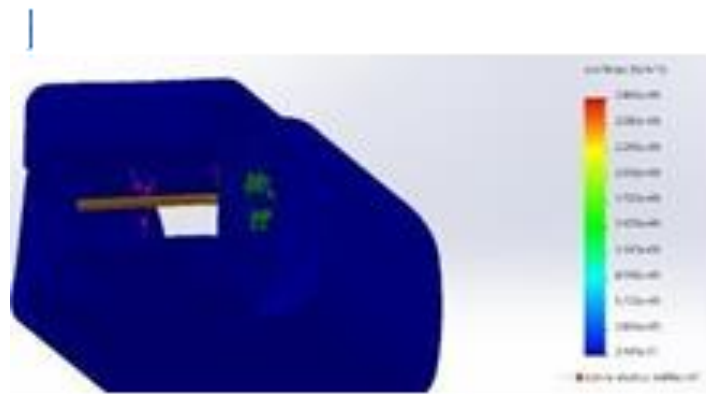
El objetivo principal es evaluar la capacidad del diseño para soportar las cargas generadas durante el movimiento de los dedos, teniendo en cuenta el torque del servomotor y la tensión en los ejes de las falanges. Se espera que el material PETG utilizado mantenga la integridad estructural y funcional de la prótesis en condiciones de carga realistas.

#### **Proceso de Análisis:**

- **Conversión del Torque:** Para facilitar el análisis, el torque del servomotor se convierte a unidades estándar (Nm).
- **Fuerza en la Cuerda:** La magnitud de la fuerza aplicada en el extremo de la cuerda se determina mediante la relación entre el torque, la longitud de la cuerda y la distancia al centro.

- Distribución de Cargas en Ejes de Falanges: Se evalúa la distribución de cargas en estos componentes cruciales tomando en cuenta el radio de los ejes de las falanges.
- Cálculo de Tensiones: Se utilizan los datos de fuerza y el área transversal para calcular las tensiones producidas en los ejes de las falanges.
- Comparación con el Límite Elástico: Para verificar la seguridad del diseño, se compara la tensión calculada con el límite elástico del material PETG ( $6.894 \times 10^7$  Pa).
- Análisis de Von Mises: Se evalúan los valores de Von Mises para comprender la distribución de tensiones y garantizar que estén dentro de los límites aceptables.

El factor de seguridad existente en el eje de las falanges proporciona un margen considerable de seguridad como se puede ver a continuación, lo que sugiere que la prótesis es estructuralmente robusta para el movimiento de los dedos.



*Figura 15 Eje de dedos calculo*  
fuente: Creación propia

*Factor de seguridad =*

$6.89 \times 10^7$

$2.866 \times 10^6$

*Factor de seguridad = 24*

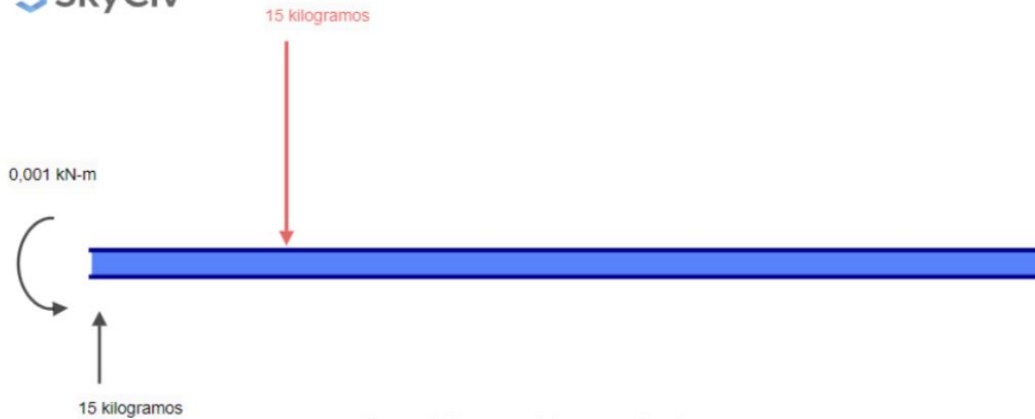


Figura 16 Diagrama del eje sometido a fuerzas

Fuente: <https://skyciv.com/es/free-beam-calculator>

### 3.1.1 Análisis del eje

Figura 17 Simulación del eje sometido a fuerzas Fuente: Creación propia

Debido a que el eje que mantiene las falanges del dedo unidas, como se muestra en la figura (18), se ejerce más fuerza sobre él en un acople de 3 cm alejado del centro del servomotor, el servomotor produce 15 kgf:

$$F = \quad [14]$$

$$\frac{Txr}{d}$$

- F es la fuerza en Newtons.
- T es el torque en Newton-centímetros (N·cm)
- r representa la medida desde el centro hasta el punto donde se aplica la fuerza (conocido como brazo de palanca), expresada en centímetros.
- d es la longitud de la cuerda en centímetros.

Primero, se convierte el torque de kg/cm a Newton-centímetros:

$$T = 10kg/cm \times 9.8N/kg \times 100cm/m$$

Ahora se aplica la fórmula con r=3cm y d=20cm:

$$F = \frac{980N \times 3 \text{ cm}}{20 \text{ cm}}$$

$$F = 147 \text{ N}$$

$$F_{kgf} = FN \times 0.101972$$

$$F_{kgf} = 14.9$$



Figura 18 Diagrama de fuerzas cortantes correspondientes al eje de la falange

Fuente: <https://skyciv.com/es/free-beam-calculator/>:

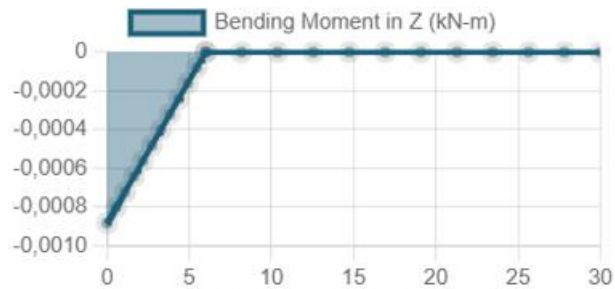


Figura 19 Diagrama momento flexor

Fuente: <https://skyciv.com/es/free-beam-calculator/>:

### 3.2 Análisis Electrónico

La obtención y gestión eficiente de la energía en el ámbito de la electrónica se ha convertido en esencial en numerosas aplicaciones, desde dispositivos portátiles hasta sistemas de almacenamiento de energía más complejos. La tesis se centra en el análisis electrónico de la implementación de una batería de 12 V y 7 A con tres baterías de ion de litio de 3.8 V conectadas en serie. Además, se discutirá cómo diseñar y operar un módulo BMS (Sistema de Gestión de Baterías) de 12 V para garantizar una carga segura y eficiente de la batería.

#### Desarrollo:

- **Configuración de la Batería:** Tres baterías de iones de litio, cada una con una tensión nominal de 3.8 V, se conectaron en serie para formar una batería de 12 V y 7 A. La conexión

en serie de las tensiones individuales resultó en una configuración final de 11.4 V (3.8 V x 3). Este diseño proporciona una capacidad de corriente de 7 A para cumplir con los requisitos específicos de la aplicación.

Tabla 2 Consumo de energía

Dispositivos	Consumo (mA)	Número de dispositivos
Servomotor Mg995	1200	2
Arduino nano	65	1
Total	2465	
Horas	3	

- **Módulo BMS de 12 V:** El módulo BMS es esencial para la gestión de la batería porque garantiza su seguridad, vida útil y rendimiento óptimo. Este sistema tiene funciones importantes, como equilibrar las celdas, protegerlas contra sobrecargas y sobre descargas y controlar la temperatura. El módulo BMS fue diseñado para funcionar con baterías de 12 V porque puede administrar celdas conectadas en serie. El equilibrado activo garantiza que cada celda tenga la misma carga, lo que es fundamental para aumentar la eficiencia y la vida útil de la batería. La protección contra sobrecarga y sobre descarga también protege contra daños y riesgos relacionados con fluctuaciones extremas de voltaje.
- **Diferencias en la Carga:** La carga de una batería de 12 V es muy diferente de la de una batería individual. La carga y descarga de cada celda se coordinan por el módulo BMS para evitar desequilibrios y garantizar un rendimiento uniforme en todo el sistema.

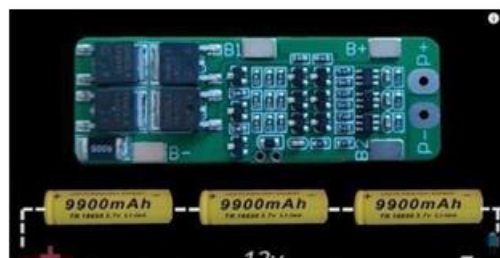


Figura 20 Baterías en serie

Fuente: <https://www.youtube.com/watch?v=jsQDDtISgOM>

### 3.3 Análisis de Control

La aplicación de sistemas de lógica difusa ha demostrado ser una herramienta útil para gestionar y optimizar el comportamiento de sistemas dinámicos en el ámbito de la ingeniería de control. La investigación examina cómo implementar un sistema de control difuso en un dispositivo

electromecánico con un servomotor. Este dispositivo tiene una interfaz amigable y adaptable porque responde a señales de un pulsador y un sensor muscular. El objetivo del código proporcionado es lograr un control del servomotor mediante el uso de un conjunto de reglas difusas para interpretar las entradas y producir las respuestas apropiadas.

- **Configuración del Sistema de Control Difuso:** El sistema de control difuso interpreta las lecturas del sensor muscular y el estado del pulsador para ubicar el servo motor. El código proporcionado establece las reglas difusas y los rangos de entrada y salida.
- **Código Fuzzy:** El código establece las entradas del sensor muscular en tres rangos y utiliza reglas difusas para asignar la posición del servo motor en función de estos rangos. Este método permite que el sistema se adapte a la intensidad del sensor muscular.
- **Integración con el Servo Motor:** El código conecta el sistema de control difuso y el motor servo. La posición del servo se ajusta de acuerdo con la salida del sistema difuso, lo que permite un movimiento suave y proporcional.
- **Manejo del Pulsador y Reglas Difusas:** Cuando se detecta que el pulsador ha sido activado, el código implementa un manejo especial. En este caso, el servomotor se mueve automáticamente a la posición cero y permanece en esa posición durante cinco segundos. Este comportamiento demuestra la capacidad del sistema para responder a eventos externos de manera específica.
- **Reglas Difusas:** En esta parte del código, reglas es una matriz que contiene las reglas de inferencia difusa. Cada fila de la matriz representa una regla, donde el primer valor de la fila indica el índice del conjunto difuso de la entrada y el segundo valor indica el índice del conjunto difuso de la salida. Por ejemplo, la regla {0, 0} significa que si la entrada está en el conjunto difuso "Bajo", la salida será también en el conjunto difuso "Bajo". De manera similar, la regla {1, 2} significa que si la entrada está en el conjunto difuso "Medio", la salida será en el conjunto difuso "Alto".

```
25
26 // Reglas difusas
27 int reglas[numReglas][2] = {
28     {0, 0}, {0, 1}, {0, 2},
29     {1, 0}, {1, 1}, {1, 2},
30     {2, 0}, {2, 1}, {2, 2}
31 };
```

Figura 21 Reglas difusas

```

58 // Función para evaluar las reglas difusas y calcular la salida difusa
59 void fis_evaluate() {
60 // Lectura del pulsador
61 boolean pulsadorEstado = digitalRead(pulsadorPin);
62
63 // Calcular grados de pertenencia a los conjuntos difusos de la entrada
64 float pertenenciaEntrada[numConjuntosEntrada];
65 pertenenciaEntrada[0] = gradoPertenenciaTriangular(g_fisInput[0], 0, 100, 200);
66 pertenenciaEntrada[1] = gradoPertenenciaTriangular(g_fisInput[0], 150, 300, 450);
67 pertenenciaEntrada[2] = gradoPertenenciaTriangular(g_fisInput[0], 400, 600, 800);
68
69 // Inicializar la salida difusa
70 float salidaDifusa = 0.0;
71 float sumaPertenencias = 0.0;
72
73 // Calcular salida difusa usando reglas difusas
74 for (int i = 0; i < numReglas; ++i) {
75     float pertenenciaAntecedente = pertenenciaEntrada[reglas[i][0]];
76     float pertenenciaConsecuente = pertenenciaEntrada[reglas[i][1]];
77     float minPertenencia = min(pertenenciaAntecedente, pertenenciaConsecuente);
78     salidaDifusa += minPertenencia * reglas[i][1];
79     sumaPertenencias += minPertenencia;
80 }

```

Figura 22 Evaluación de reglas difusas

- **Diseño Difuso de Entradas y Salidas:** En esta parte del código, se definen el número de conjuntos difusos para las entradas y salidas (numConjuntosEntrada y numConjuntosSalida respectivamente). Además, se definen los nombres de los conjuntos difusos para las entradas y salidas (conjuntosEntradaNombres y conjuntosSalidaNombres respectivamente). Esto establece que tanto las entradas como las salidas del sistema se dividirán en tres conjuntos difusos: "Bajo", "Medio" y "Alto".

```

17 // Definición de variables lingüísticas y conjuntos difusos
18 const int numConjuntosEntrada = 3;
19 const int numConjuntosSalida = 3;
20
21 const char* conjuntosEntradaNombres[numConjuntosEntrada] = {"Bajo", "Medio", "Alto"};
22 const char* conjuntosSalidaNombres[numConjuntosSalida] = {"Bajo", "Medio", "Alto"};
23

```

Figura 23 Conjuntos difusos

- **Método de Defusificación:** Esta parte del código, se define la función calcularCentroide() que implementa el método de defusificación del centroide.
- **Entrada:** La función recibe dos parámetros: salida, que representa la salida difusa del sistema, y num\_reglas, que indica el número total de conjuntos difusos en la salida.
- **Cálculo del centroide:** El cálculo del centroide implica sumar ponderadamente los valores de las salidas difusas y luego dividir el resultado por la suma de los pesos, que es la suma de los índices de los conjuntos difusos.



- **Retorno del resultado:** El valor calculado representa la salida desfusificada del sistema, que luego se utiliza para controlar el sistema físico.

```

90
91 // Función para calcular el centroide (método de desfusificación)
92 float calcularCentroide(float salida, int num_reglas)
93 {
94     float numerador = 0;
95     float denominador = 0;
96     for (int i = 0; i < num_reglas; ++i)
97     {
98         numerador += salida * i;
99         denominador += i;
100    }
101    return numerador / denominador;
102 }

```

Figura 24 Desfusificación

### 3.4 Análisis de Grados de libertad

El próximo cálculo de GDL es referencial de un solo dedo y el pulgar, esto debido a que el dedo tomado representa los grados de libertad del resto



Figura 25 GDL

$$n = 4; j = 3$$

$$GDL = 6(n - 1) - 5(j)$$

$$GDL = 6(4 - 1) - 5(3)$$

$$GDL = 3 [14]$$

GDL 1: Rectitud Horizontal

GDL 2: Rectitud Vertical

GDL 3: Pitch

### 3.5 Parámetros de diseño

Los estándares de diseño para el prototipo de prótesis biónica de brazo y mano se basan en el método experimental. Se busca crear una solución versátil y funcional con tres dedos y un pulgar evitando las medidas antropométricas tradicionales. Los parámetros de diseño se han centrado en la simplicidad y la adaptabilidad, y se espera que el diseño pueda soportar las cargas diarias.

- Material

Los dedos de prótesis están hechos de PETG porque tiene una combinación única de resistencia y flexibilidad, lo que permite un movimiento robusto y natural. Este material termoplástico permite una larga vida útil sin sacrificar la ligereza necesaria para una prótesis que funcione.

- Resistencia Mecánica

El PETG se destaca en términos de resistencia mecánica porque resiste muy bien cargas y tensiones. Su resistencia al impacto lo hace ideal para componentes que deben soportar fuerzas significativas sin dañar la estructura.

- Buena maleabilidad

Este material termoplástico es muy maleable durante el proceso de fabricación, lo que facilita la adaptación a diseños complejos y con detalles precisos. La prótesis permite una manipulación suave y natural de los dedos gracias a su capacidad para mantener la forma sin volverse quebradizo. Esto hace que la prótesis sea cómoda y funcional para el usuario.

- Aplicaciones Típicas

Con su combinación única de propiedades, el PETG es ideal para la fabricación de envases, piezas para impresión 3D y componentes para prótesis de extremidades.

PROPIEDAD	PLA	ABS	PETG
Precio	20€ - 25€	20€ - 25€	25€ - 30€
Tª fusión	200-215°C	220-240°C	230-250°C
Tª cama caliente	0-40°C	90-110°C	60-90°C
Ventilador de capa	100%	0%	30-50%
Densidad [g/cm³]	1.24	1.07	1.27
Facilidad de impresión	Muy Alta	Muy baja	Alta
Calidad de impresión	Muy alta	Media	Alta
Resistencia	Alta	Media	Media-Baja
Rigidez	Muy alta	Media	Baja
Resistencia al impacto	Muy baja	Muy alta	Media
Resistencia térmica	Muy baja (30°C)	Muy alta (<100°C)	Alta (80°C)
Adhesión entre capas	Media	Baja	Alta
Olor	Nada	Mucho	Poco

Figura 26 Características de filamentos

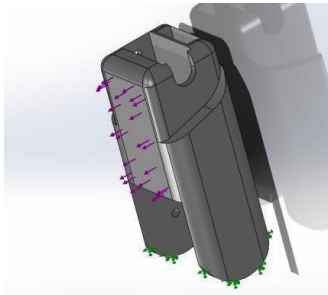
Fuente: <https://www.pinterest.es/pin/tabla-comparativa-pla-abs-petg--557250153905968756/>

### 3.6 Selección de Actuadores

La elección de los mecanismos de movimiento se hizo estratégicamente teniendo en cuenta los requisitos de diseño de la prótesis de mano biónica y las opciones disponibles en el mercado. Para permitir el control tanto de los tres dedos como del pulgar en movimientos adelante y atrás, se optó por integrar dos servomotores, uno de los cuales es el robusto MG995. Con un torque de 10 kg/cm, el servomotor MG995 proporciona la fuerza necesaria para realizar acciones coordinadas. Además, se alimenta a 12V para maximizar su rendimiento, lo que garantiza una respuesta eficiente en los movimientos a pesar de perder un poco de velocidad en comparación con algunos mecanismos lineales eléctricos.

### 3.7 Definición de los componentes

- **Falange 1**

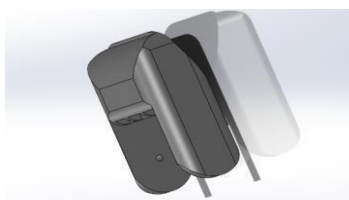


*Figura 27 Falange 1*

*Fuente: Elaboración Propia*

- **Punta de dedos**

La extremidad de los dedos mide 44 mm de largo, 25 mm de ancho y 20 mm de grosor. El modelo incluye dos agujeros de 2 mm de diámetro. Se seleccionó PETG como el material apropiado.



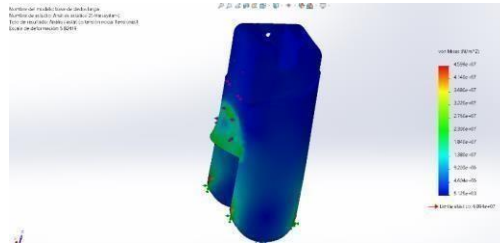
*Figura 28 Punta de dedos*

*Fuente: Elaboración Propia*

### 3.8 Simulación

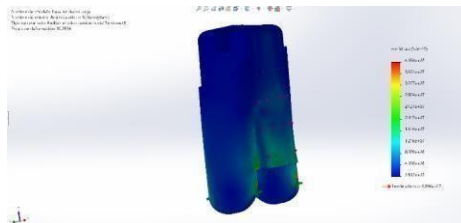
- **Falange 1**

Se empleó el software SolidWorks para simular la falange, buscando comodidad y ajuste, y se aplicaron cargas reales durante el proceso. Esta metodología es efectiva para evaluar el comportamiento estructural en respuesta a los esfuerzos generados en puntos concretos, lo que facilita la identificación del esfuerzo máximo y el factor de seguridad.



*Figura 29 simu\_ Falange 1*

*Fuente: Elaboración Propia*

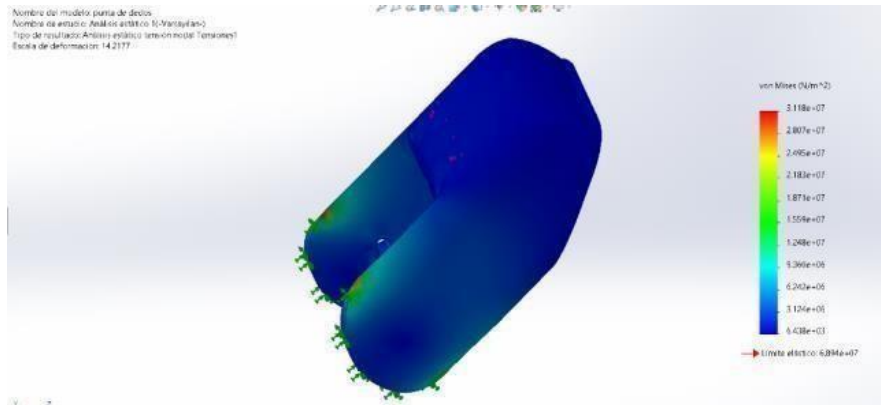


*Figura 30 simulación falange 1 posterior*

*Fuente: Elaboración propia*

la Figura (26) y la figura (27) la deformación de la falange es mínima cuando se lleva al fallo mayor a 147 N.

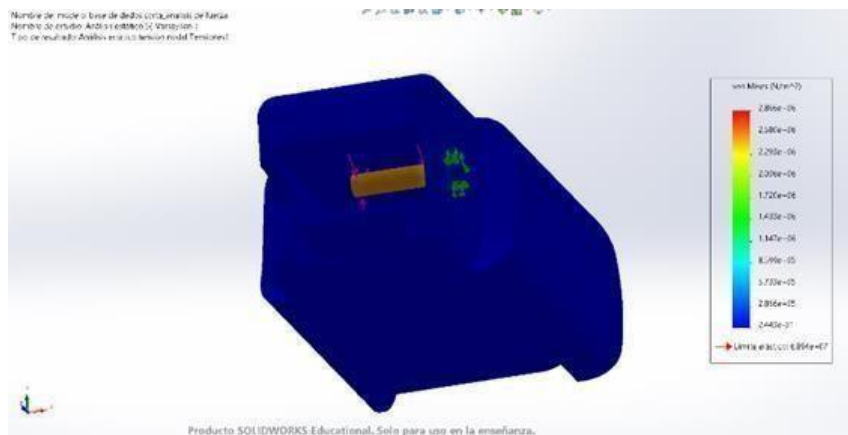
- **Punta de dedos**



*Figura 31 simulación punta de dedos*

En la figura (28) se observa la reacción de la pieza ante el esfuerzo que se le colocara y que está en constante tensión.

- **Eje de falanges**



*Figura 32 Eje de falanges*

*fuentes: creación propia*

En la figura (29) se observa la reacción del eje ante la fuerza de corte que se ejerce, dándonos como resultado que es lo suficientemente resistente ante la fuerza que se le colocará, con un mínimo de diámetro de 2 mm.

- **Sistema electrónico**

Se optó por el software web Tinkercad para el diseño del sistema electrónico debido a su alto nivel de interactividad y capacidad para simular circuitos electrónicos de manera efectiva.

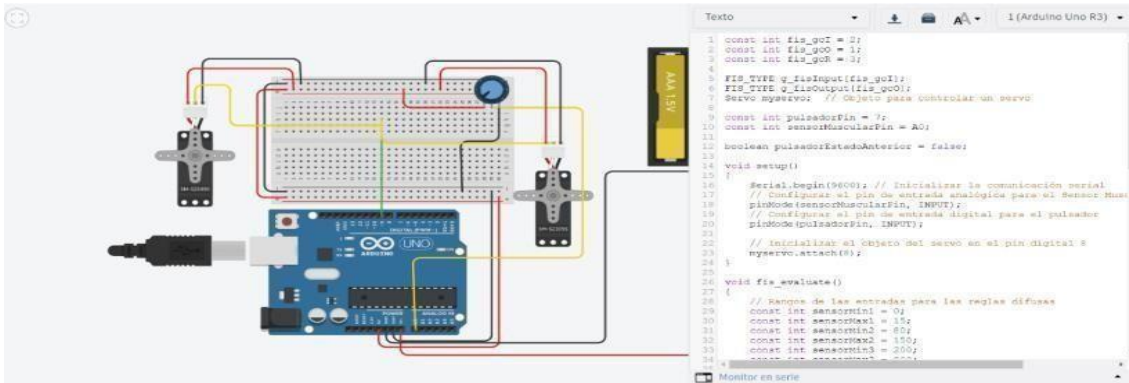


Figura 33 Código y simulación

Fuente: <https://www.tinkercad.com/things/f3spZEe9uso-fabulous-snicket/editel?returnTo=%2Fdashboard%3Fcollection%3Ddesigns>

Tabla 3 Selección de cables

Tipo de cable	Voltaje	Corriente
Cables de conexión Arduino	5V	5A

Se necesita una fuente externa que suministre el voltaje y la corriente necesarios para el correcto funcionamiento tanto del Arduino como del actuador. Para ello, se instalará una fuente de corriente continua (CC), que permitirá controlar el voltaje y la corriente requeridos para los sistemas electrónicos y eléctricos mencionados en la siguiente sección.

### 3.5.3 Circuito de detección de señales análogas y activación de actuadores

El siguiente circuito exhibe el sensor emg que es reemplazado por un potenciómetro, el cual mide emite las señales analógicas. Esto permite detectar las señales y activar el actuador correspondiente.

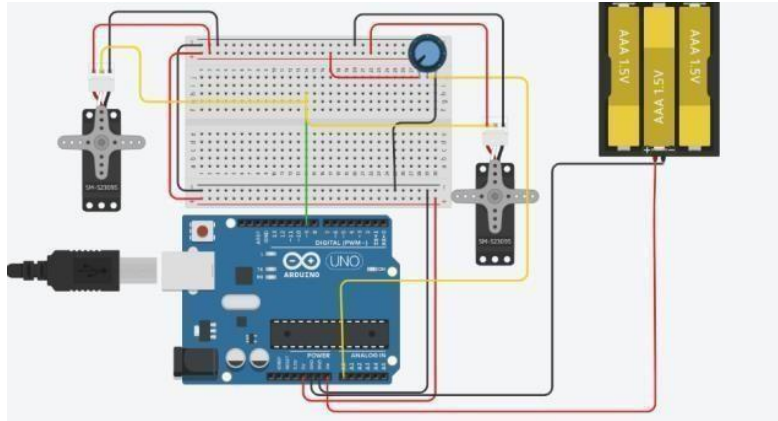


Figura 34 Diagrama de conexión

Fuente: <https://www.tinkercad.com/things/f3spZEe9uso-fabulous-snicket/editel?returnTo=%2Fdashboard%3Fcollection%3Ddesig>

Tabla 4 Sensor y actuador por implementar

Sensores y actuadores			
Nombre	Clase de señal	Conexión en Arduino	Señal a identificar
Sensor <del>emg</del>	Analógica	A0	Señal muscular
Servomotores	Salida PWM y digital	8	desplazamiento

Un microcontrolador alojado en la placa diseñada controla estos sensores y actuadores. La placa contiene un microcontrolador que puede controlar los sensores y los actuadores.

Cada paso del movimiento de la prótesis está descrito en los diagramas, que también incluyen los componentes necesarios para su implementación. Montar e implementar conexiones es simple.

### 3.9 Diagrama de Procedimiento Operativo.

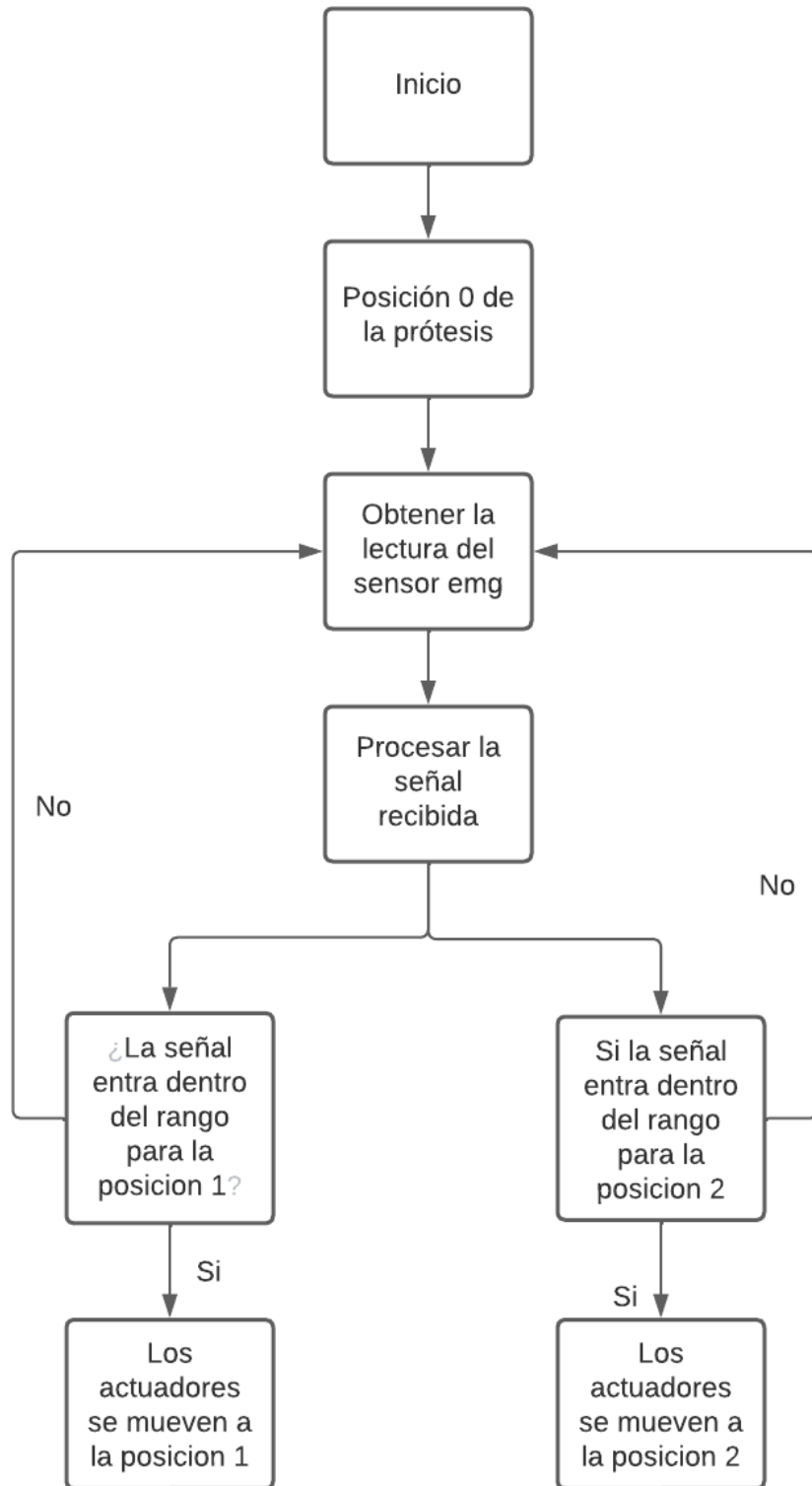


Figura 35 Diagrama de flujo

Fuente: Creación Propia



## CAPÍTULO 4: IMPLEMENTACIÓN

El propósito de este segmento radica en alcanzar la creación material de la prótesis, asegurándose de que satisfaga las necesidades funcionales de la biomecánica y se ajuste a las funciones principales mencionadas anteriormente en los capítulos previos.

### 4.1 Ensamble

#### 4.1.1 Proceso de construcción de la prótesis

*Tabla 5 Construcción*

ORDEN DE EDIFICACION	
Proceso	Tareas
Realizar el modelo 3D	Modelamiento 3D de dedos y pulgar
Impresión en 3D de piezas	Impresión de las falanges
	Impresión de las puntas de dedos
Ensamble mecánico	Pulgar
	Dedos (Falanges, puntas de dedos)
	Cuerdas
	instalación en el brazo
Ensamble eléctrico	Servomotor
	Sensor muscular
	microcontrolador
	Fuente

#### 4.1.2 Proceso de Realización de modelo 3D

El programa SolidWorks se utiliza para modelar los componentes de los dedos, las falanges y las puntas de los dedos. El tamaño de los ejes a utilizar se determina utilizando las medidas estándar para la creación de dedos y la simulación de esfuerzo.

#### 4.1.3 Proceso de impresión 3D

Se Las partes de los dedos y los pulgares se imprimen en 3D con algunos ajustes en el modelado para que el filamento tome la forma correcta. Luego, las piezas se llevan a lijar para que sean más estéticas. Para realizar este paso, las piezas deben estar modeladas y listas en un formato compatible con la impresora 3D.

#### 4.1.4 Ensamble Mecánico

El ensamblaje mecánico requería algunos ajustes porque el eje simulado de PETG no se utilizó, sino un eje hecho con un tornillo de acero de 3 mm. Las falanges y las puntas de los dedos se unieron utilizando epoxy en algunos lugares que requerían un acabado mejor:

- Ensamble de dedos: Los dedos se arman y se colocan las cuerdas correspondientes para el movimiento
- Ensamble de la mano: Se ensamblan los dedos en la mano, así como el pulgar también
- Cuerdas: Se colocan las cuerdas de manera tal que puedan realizar movimiento sin necesidad de mucho esfuerzo

#### 4.1.5 Ensamble Electrónico

Para el ensamble electrónico, se procede a colocar las cuerdas en el actuador, en este caso, un servomotor, luego se tensan las cuerdas para que queden listas.

- Ensamble de actuadores: Se colocan los servomotores de tal manera que al jalar las cuerdas, no exista mucho rozamiento entre las superficies.
- Ensamble de control: Se coloca la tarjeta Arduino alimentada por baterías, luego se conecta el sensor muscular para captar las señales emg y poder realizar el control, así mismo se conectan los actuadores.

## 4.2 Análisis Económico

Con el fin de realizar un análisis financiero del proyecto, se realizó la evaluación y estimación del costo, tanto de los materiales utilizados como de la producción de las partes y la mano de obra requerida. Estos detalles se exponen pormenorizadamente en las tablas subsiguientes:

### MATERIALES COMERCIALES FERRETEROS

Tabla 6 Análisis económicos

DESIGNACIÓN	Cantidad	Precio Unitario	Precio total
Tornillos de 3 mm	12	0.10\$	1.20\$
Resina Epoxy	3	3.80\$	11.4\$
Pegamento de contacto	2	1\$	2\$
<b>TOTAL</b>	<b>14.60\$</b>		

Tabla 7 Materiales electrónicos

MATERIALES SISTEMA ELECTRICICO			
DESIGNACIÓN	Cantidad	Precio Unitario	Precio Total
ARDUINO NANO CON CABLE	1	10.00\$	10.00\$
CABLES AWG22-20, UTP	10	0.5\$	5.00\$
SENSOR MUSCULAR	1	50.00\$	50.00\$
BATERIAS LITIO	3	2.20	6.60\$
<b>TOTAL</b>			<b>95.60\$</b>

Tabla 8 Costo total

<b>COSTO TOTAL</b>	
<b>NOMBRAMIENTO</b>	<b>Precio total</b>
PRODUCTOS FERRETEROS DE VENTA	14.60\$
COMPONENTES DEL SISTEMA ELÉCTRICO	95.60\$
<b>TOTAL</b>	<b>110.2\$</b>

### 4.3 Análisis de Movimiento

La prótesis biónica con respuesta muscular capta las señales musculares y las traduce en movimientos de la prótesis mediante un sensor EMG. La relación entre los movimientos de la mano y los movimientos de la prótesis se basa en tres estados de funcionamiento, cada uno de los cuales representa un grado diferente de agarre y respuesta muscular.

- Estados de Funcionamiento:
  1. Estado Abierto (0-15 unidades de entrada analógica EMG):
    - La prótesis se encuentra en una posición abierta, simulando la mano en reposo sin ningún objeto agarrado.
    - El servomotor se posiciona en 0 grados, lo que corresponde a la apertura máxima de la prótesis.
    - Este estado representa la inactividad o la ausencia de fuerza muscular significativa.
  2. Estado Medio Abierto (80-150 unidades de entrada analógica EMG):
    - La prótesis se encuentra en una posición parcialmente cerrada, indicando un agarre moderado o la sujeción de un objeto grande.
    - El servomotor se posiciona en 90 grados, lo que representa un agarre parcial.
    - Este estado refleja una respuesta muscular moderada o la manipulación de objetos de tamaño considerable.
  3. Estado Cerrado (280-800 unidades de entrada analógica EMG):

- La prótesis se encuentra en una posición cerrada, simbolizando un agarre completo o la sujeción de un objeto mediano.
- El servomotor se posiciona en 180 grados, lo que indica un agarre completo.
- Este estado indica una fuerte respuesta muscular o la manipulación de objetos de tamaño mediano.

- **Relación con Movimientos de la Mano**

1. **Movimiento Abierto:**

- Corresponde a la mano en una posición relajada o sin esfuerzo, similar a cuando no se está sosteniendo nada.

2. **Movimiento medio abierto:**

- Se asocia con un agarre moderado, similar a sujetar objetos grandes como una botella o una pelota.

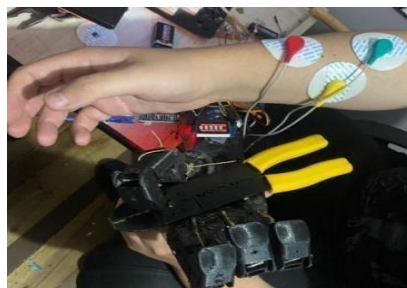
3. **Movimiento cerrado:**

- Representa un agarre firme y completo, como cuando se sostiene un objeto mediano como una taza o un libro.

## 4.2 Pruebas Realizadas

El propósito de las pruebas efectuadas con la prótesis de mano es valorar su desempeño y eficacia al sujetar diversos objetos comunes, así como al seguir los movimientos de la mano. Durante las pruebas, se abordaron los siguientes aspectos:

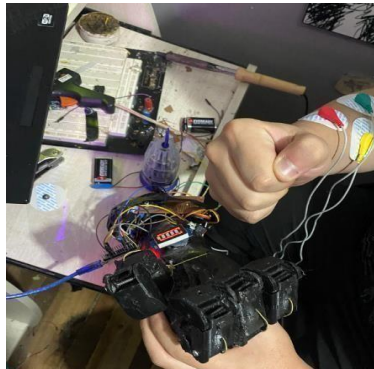
- **Agarre:** Se realizó la prueba de agarre generada por la prótesis en objetos medianos y grandes con pesos alrededor de 1 kg a 3 kg



*Figura 36 Agarre prótesis*

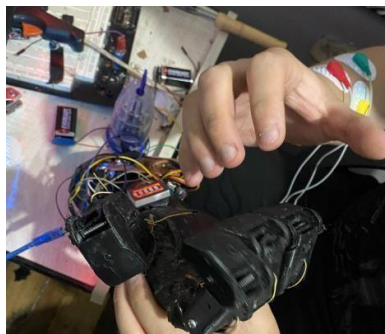
En esta prueba se tiene en cuenta las dimensiones del objeto en donde mínimo debe tener un ancho de 5 cm para que la mano pueda agarrarlo, en esta imagen el pulgar es el que lo tiene en su sitio.

- **Pruebas de seguimiento de movimiento:** Se evalúa el correcto funcionamiento de la prótesis en sus 3 estados, los cuales son: Abierto, medio abierto y cerrado, se evalúa también la respuesta del sensor muscular



*Figura 37 Agarre cerrado*

Aquí se ve puede observar que la prótesis responde correctamente al estímulo de cerrar la mano y se puede observar en tiempo real si se encuentra conectado a la computadora.



*Figura 38 Agarre medio abierto*

Se puede confirmar que la función de agarre medio abierto está operando de forma adecuada y que el programa está transmitiendo los datos correctamente a los actuadores, lo que garantiza el correcto funcionamiento de la mano protésica. Estas evaluaciones se llevaron a cabo tanto en situaciones de la vida real, donde los usuarios pudieron realizar actividades cotidianas. La recolección de datos y la retroalimentación del usuario son de suma importancia para evaluar y mejorar constantemente el diseño y el desempeño de la prótesis.

- **Pruebas de lógica difusa:** Se presentarán las pruebas realizadas para evaluar el funcionamiento del sistema de control difuso implementado en el código. El sistema difuso se encarga de controlar un servo motor en función de las lecturas de un sensor muscular y

un pulsador digital. Las pruebas se llevarán a cabo utilizando distintos conjuntos de datos de entrada para verificar la capacidad del sistema para adaptarse a diferentes condiciones y producir salidas adecuadas.

*Tabla 9 Pruebas difusas*

Pruebas	Entradas analógicas (Sensor)	Salidas de los motores (Grados)
1	10	0
2	30	0
3	50	0
4	90	90
5	120	90
6	150	90
7	190	90
8	350	180
9	397	180
10	402	180
11	422	180

```
Pulsador: 0.00, Sensor Muscular: 422.00, Motor: 180
Pulsador: 0.00, Sensor Muscular: 402.00, Motor: 180
Pulsador: 0.00, Sensor Muscular: 397.00, Motor: 180
```

*Figura 39 Monitor Serial*

## Conclusiones

- El prototipo de prótesis biónica de mano fue materializado después de aplicar los conocimientos técnicos pertinentes. El desarrollo de un dispositivo eficiente y accesible requería la implementación de un sistema de control difuso y la selección de materiales de bajo costo.
- La investigación previa fue fundamental para seleccionar los componentes técnicos necesarios en el diseño de la prótesis, ya que proporcionó una base sólida. La combinación de la lógica difusa y las señales de electromiografía en el sistema de control se destacó como una elección óptima, garantizando una respuesta precisa y adaptable a las preferencias del usuario.
- Aunque el sistema de detección de movimientos basado en sensores de electromiografía demostró ser efectivo, se encontró que se necesitan mejoras en el diseño para que los sensores se coloquen correctamente. Esta mejora ayudaría significativamente al dispositivo a responder mejor a los movimientos del usuario.
- El controlador difuso implementado funcionó bien para ajustar la prótesis a varios movimientos de la mano del usuario. Sin embargo, para mejorar la eficacia y la durabilidad del sistema de manipulación de dedos, se sugiere investigar actuadores lineales en lugar de cables.
- Las pruebas de funcionamiento realizadas demostraron que el prototipo de prótesis biónica funciona bien para realizar tareas diarias. Para prolongar la duración y la eficacia del dispositivo, se recomienda examinar opciones de baterías más grandes, lo que mejoraría la experiencia del usuario y la autonomía.



## **Recomendaciones**

- El prototipo de prótesis biónica funcionó bien durante las pruebas de funcionamiento realizadas. Se recomienda examinar opciones de baterías más grandes para prolongar la duración y la eficacia del dispositivo. Esto mejoraría la experiencia del usuario y la autonomía.
- Investigar opciones de impresión 3D o moldes para optimizar la estructura de la mano, permitiendo un mejor agarre y flexibilidad, lo que aumentaría la satisfacción del usuario.
- Investigar la viabilidad económica de incorporar servomotores y sensores musculares para mejorar la ergonomía y la funcionalidad del dispositivo, manteniendo un enfoque en la eficiencia y la comodidad del usuario.
- Considerar el uso de actuadores lineales para mejorar el rendimiento del sistema de manipulación de los dedos, lo que podría aumentar la durabilidad y la eficacia del dispositivo.

## REFERENCIAS

- [1] Pylatiuk C, Döderlein L. "Bionische" Armprothesen. Stand der Forschung und Entwicklung ["Bionic" arm prostheses. State of the art in research and development]. *Orthopade*. 2006 Nov;35(11):1169-70, 1172-5. German. doi: 10.1007/s00132-006-1002-2. PMID: 16932834.
- [2] Raurale, S. A. (2014). Acquisition and processing real-time EMG signals for prosthesis active hand movements. 2014 International Conference on Green Computing Communication and Electrical Engineering (ICGCCEE), 1-6. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:17880035>
- [3] Thomas, S., Joshi, A., Kalhapure, R., Bhosale, D., & Sonawane, D. (2020). Bionic ARM for Prosthetist. *International journal of engineering research and technology*, 8. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:214708178F>
- [4] Pylatiuk, C., & Döderlein, L. (2006). Prótesis de brazo "biónicas". Estado del arte en investigación y desarrollo. *Der Orthopade*, 35(11), 1169-1170, 1172-1175. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:32651515>
- [5] Åström, K. J., & Hägglund, T. (1995). *PID Controllers: Theory, Design, and Tuning* (2nd ed.). Instrument Society of America.
- [6] Cameron, N. (2018). Servo and Stepper Motors. *Arduino Applied*. Recuperado de <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:69958648>
- [7] Blain, A. W. (1948). Stainless Steel Wire. *British Medical Journal*, 2, 658. Recuperado de <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:72419202>
- [8] Netter, F. H. (2014). *Atlas de anatomía humana*. (5ª ed.). Barcelona, España: Elsevier. ISBN: 978-84-9022-666-9.
- [9] "Aleaciones Metálicas en Odontología: ¿Un material Excedido o Necesario para la Rehabilitación Oral?" *Revista Internacional de Odontostomatología*, vol. 15, no. 3, Septiembre 2021. [En línea]. Disponible en: [https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0718-381X2021000300702](https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-381X2021000300702). [Último acceso: 22 Diciembre 2023].
- [10] "10 ventajas y desventajas de la impresión 3D" Carlos Barraza, 1 Marzo 2023. [En línea]. Disponible en: <https://barrazacarlos.com/es/ventajas-y-desventajas-de-la-impresion-3d/>. [Último acceso: 22 Diciembre 2023].
- [11] "Hidrogel, alternativa para heridas crónicas de la piel." *TecScience*, [En línea]. Disponible en: <https://tecscience.tec.mx/es/biotecnologia/hidrogel/>. [Último acceso: 22 Diciembre 2023].

- [12] Rodríguez, E., & Orrego, C. (2016). Polímeros conductores y bioconductores: una revisión. *Revista Colombiana de Química*, 45(1), 3-12.
- [13] Materials. (2019). Conductive polymers for biomedical applications. *Materials*, 12(8), 1316. doi: 10.3390/ma12081316
- [14] Samaitín, A. (2017). *Dinámica de Estructuras. Sistemas de un grado de libertad. Colegio Oficial de Ingenieros de Caminos, Canales y Puertos.*
- [15] Smith, J. (2000). *Dynamics of Mechanical Systems* (3ra ed., pp. 45-50). Academic

## ANEXOS

- Planos dedo

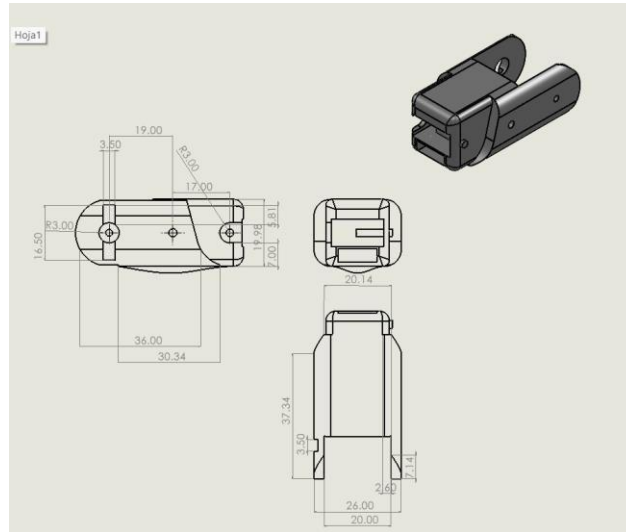


Figura 40 Plano de dedo

- Plano del pulgar

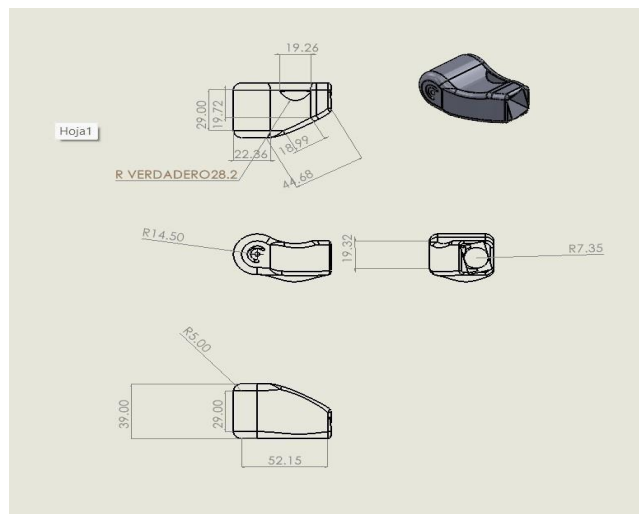
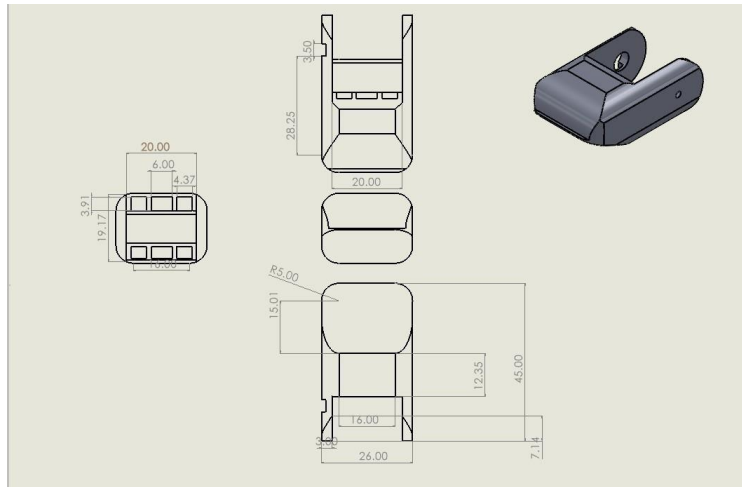


Figura 41 Plano pulgar

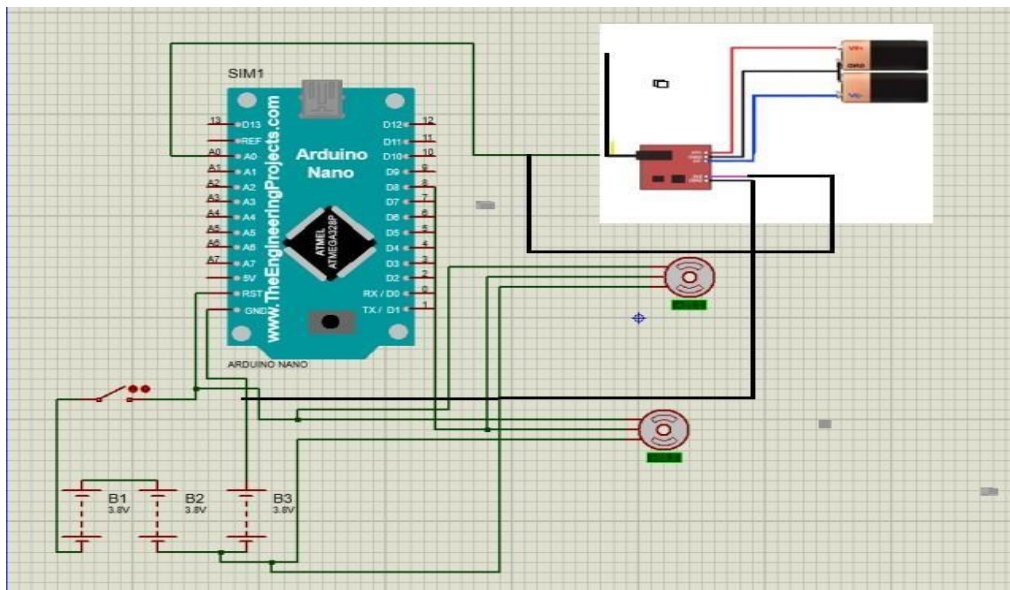
}

- **Plano puntas de dedos**



*Figura 42 Punta de dedos*

- **Esquemas eléctricos**



*Figura 43 Esquemas electrónicos*