



# **UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI**

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS**

**CARRERA DE INGENIERIA INDUSTRIAL**

**ESTUDIO DE LA ANTROPOMETRÍA DE UNA PERSONA CON  
DISCAPACIDAD EN EL DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE  
EXTREMIDAD SUPERIOR QUE MEJORE SU CALIDAD DE VIDA.**

**PROPUESTA TECNOLÓGICA PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO  
DE INGENIERO INDUSTRIAL**

**AUTOR(ES):**

Kevin Alexander Alvarez Alvarez

Danny Evin Ruano Jiménez

**TUTOR:**

MSc. Ángel Guillermo Hidalgo Oñate


**LATACUNGA, AGOSTO 2024**


Latacunga, Agosto del 2025

### DECLARACIÓN DE AUTORÍA

Yo Alvarez Alvarez Kevin Alexander, Ruano Jiménez Danny Evin declaro ser autor del proyecto de titulación **“Estudio de la antropometría de una persona con discapacidad en el desarrollo de una prótesis de extremidad superior que mejore su calidad de vida”**, siendo el Ing. Ángel Guillermo Hidalgo Oñate tutor del presente trabajo de titulación; y eximo expresamente a la Universidad Técnica de Cotopaxi y a sus representantes legales de posibles reclamos o acciones legales.

Además, certifico que las ideas, conceptos, procedimientos y resultados vertidos en el presente trabajo de titulación, son de mi exclusiva responsabilidad.

  
\_\_\_\_\_  
Alvarez Alvarez Kevin Alexander  
CC.1752306777

  
\_\_\_\_\_  
Ruano Jiménez Danny Evin  
CC.2100555974

Latacunga, Agosto del 2025

### **AVAL DEL TUTOR DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

En calidad de Tutor del Trabajo de Investigación sobre el título: “**Estudio de la antropometría de una persona con discapacidad en el desarrollo de una prótesis de extremidad superior que mejore su calidad de vida**”, propuesto por los estudiantes Alvarez Alvarez Kevin Alexander y Ruano Jiménez Danny Evin de la Carrera de Ingeniería Industrial, considero que dicho proyecto de titulación cumple con los requerimientos metodológicos y aportes científico-técnicos suficientes para ser sometidos al tribunal de lectores.



---

Ing. MSc Ángel Guillermo Hidalgo Oñate  
C.C. 0503257404  
TUTOR

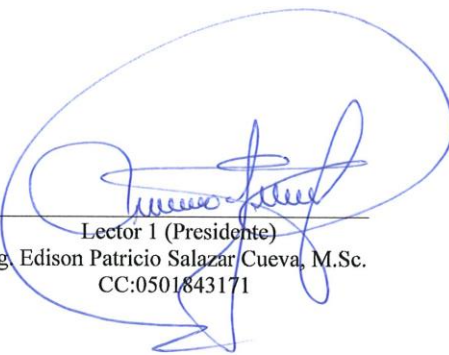
Latacunga, Agosto del 2025

### AVAL DE APROBACIÓN DE LECTORES


Cumpliendo con el Reglamento de Titulación de la Universidad Técnica de Cotopaxi, en calidad de Lectores de Tribunal de Proyecto de Investigación con el Título “**Estudio de la antropometría de una persona con discapacidad en el desarrollo de una prótesis de extremidad superior que mejore su calidad de vida**”, propuesto por los estudiantes Alvarez Kevin Alexander, Ruano Jiménez Danny Evin de la Carrera de Ingeniería Industrial, me permito indicar que los estudiantes ha concluido todas las observaciones y realizado las correcciones señaladas por el Tribunal de Lectores, por lo cual presentamos el Aval de aprobación del Proyecto de Titulación correspondiente a la modalidad **Proyecto de investigación** en virtud de lo cual los postulantes pueden presentarse a la Defensa de su Proyecto de Titulación.

Particular que pongo en su conocimiento para los fines legales pertinentes.


Atentamente,



Lector 1 (Presidente)  
Ing. Edison Patricio Salazar Cueva, M.Sc.  
CC:0501843171



Lector 2  
Ing. Diana del Carmen Marín Vélez, M.Sc.  
CC:1204144503



Lector 3  
Ing. Wilson Santiago Olovacha Toapanta, Mg  
CC:1804302238

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco profundamente a nuestros docentes de la Universidad Técnica de Cotopaxi por compartirnos sus conocimientos y guiarnos durante nuestra formación. En especial al Ing. Hidalgo Oñate, por su apoyo y acompañamiento constante, sus observaciones constructivas y su disposición para guiarnos en cada etapa del proyecto.

Agradezco también a la empresa PRODEMAQ, cuyo generoso respaldo hizo posible la fabricación de la prótesis mediante impresión 3D. Su compromiso con el desarrollo tecnológico y el bienestar social fue clave para materializar este proyecto.

A mi familia, por su amor incondicional, su apoyo constante y su confianza en mí. Gracias por ser mi mayor motivación.

Finalmente, agradezco al beneficiario de este trabajo, por su disposición, colaboración y por permitirme formar parte de un cambio significativo en su vida.

Kevin Alvarez

## AGRADECIMIENTO

Agradezco a mi familia por su respaldo económico, emocional y su comprensión durante todas las etapas de este proceso.

expreso mi más sincero agradecimiento a mi respetado tutor de tesis, el Ing. Ángel Hidalgo, por su orientación experta, críticas constructivas y tiempo invertido en la revisión de este trabajo. Agradezco que comparta su sabiduría tecnológica y científica que me ha llevado a la culminación de este proyecto.

Agradezco también a la empresa PRODEMAQ, cuya valiosa colaboración fue fundamental para el desarrollo de este proyecto, al donar las piezas impresas en 3D que fueron utilizadas. Su generoso aporte refleja un firme compromiso con la sociedad y el avance de la tecnología.

Agradezco al comité evaluador por sus valiosos comentarios que fortalecieron esta investigación. Agradezco a la Universidad Técnica de Cotopaxi por brindarme los recursos y oportunidades necesarios para mi formación. También al Club de Robótica, donde hay estudiantes que se comprometieron en el proceso de este proyecto.

Finalmente, mi agradecimiento a todos aquellos que, de manera directa o indirecta, contribuyeron a que este sueño se hiciera realidad.

Danny Ruano

## DEDICATORIA

Ahora que culmino una etapa muy importante en mi vida, quiero dedicar este logro con todo mi corazón a mi madre, Yolanda Alvarez. Muchas gracias madre por tu amor y apoyo incondicional, por su paciencia y por estar siempre a mi lado. Ha sido mi guía, mi fuerza y mi mayor inspiración en esta etapa de mi vida. A mi padre, Jesús Alvarez, por su apoyo en todo este tiempo, por sus valiosos consejos, por enseñarme a ser una persona de bien y a que siempre hay que seguir adelante con una sonrisa a pesar de todo.

A mis hermanos Geovanny y Steven, gracias por sus palabras de aliento, por sus abrazos y por estar presentes en cada uno de mis logros.

A mi pareja, Jhomay, gracias por brindarme tu amor, comprensión y paciencia. Tu apoyo y compañía han sido parte esencial de este camino.

Con mucho amor y cariño.

Kevin Alvarez

## **DEDICATORIA**

Dedico este documento a mi madre Rosa, por su apoyo incondicional, por creer en mi incluso en los momentos más difíciles y por enseñarme el valor de la perseverancia.

A mi esposa Priscila y mi hija Neyvi, por ser mi fuente de motivación y por acompañarme con paciencia en este largo camino.

A mi hermano Diego quien, a pesar de tener sus problemas y obligaciones personales, hizo un espacio para brindarme su apoyo, le agradezco profundamente su respaldo, su presencia ha sido fundamental para alcanzar este logro.

Danny Ruano

**UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI**  
**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS**

**TITULO: “ESTUDIO DE LA ANTROPOMETRÍA DE UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD EN EL DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE EXTREMIDAD SUPERIOR QUE MEJORE SU CALIDAD DE VIDA”**

**Autores:**

Alvarez Alvarez Kevin Alexander

Ruano Jiménez Danny Evin

**1.1. RESUMEN**

En Ecuador, las personas con discapacidades físicas enfrentan limitaciones significativas debido al alto costo y escasa personalización de las prótesis comerciales disponibles. En este contexto, el presente proyecto tuvo como objetivo desarrollar una prótesis robótica para un exestudiante con discapacidad física de extremidades superiores en la Universidad Técnica de Cotopaxi. La metodología empleada se estructuró en tres etapas. En primer lugar, se realizó un análisis antropométrico del beneficiario mediante mediciones directas y revisión de normativas técnicas, recopilando datos como largo del antebrazo, longitud de dedos y ancho de palma. En la segunda etapa, se adaptó el diseño digital utilizando el software Fusion 360, tomando como base los modelos tridimensionales “Smart Hands” y “P4HBionics”. A partir de ellos se rediseñaron y personalizaron las secciones clave (palma, dedos y antebrazo), ajustando las dimensiones y geometría a la anatomía del beneficiario. Se incorporaron además simulaciones de ensamblaje virtual, cálculos de torque necesario para servomotores y validación de interferencias mecánicas, lo cual permitió anticipar errores antes de la fabricación. Finalmente, en la tercera etapa se implementó la prótesis mediante impresión 3D utilizando material PLA. Se ensambló el sistema integrando componentes electrónicos como el sensor EMG MyoWare, servomotores MG90s y un microcontrolador ESP32. Se realizaron pruebas funcionales con el usuario, ajustes de confort, sesiones de entrenamiento en el uso del dispositivo y evaluaciones cualitativas y cuantitativas sobre su desempeño y autonomía. Los resultados obtenidos demuestran la viabilidad técnica y económica de fabricar una prótesis funcional utilizando tecnologías digitales. El dispositivo detectó adecuadamente las contracciones musculares del usuario, permitiendo movimientos básicos de agarre y apertura de la mano.

**Palabras claves:** Antropometría, extremidad superior, discapacidad, prótesis.

**UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI**  
**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS**

**THEME: “STUDY OF THE ANTHROPOMETRY OF A DISABLED PERSON IN  
THE DEVELOPMENT OF AN UPPER LIMB PROSTHESIS TO IMPROVE  
QUALITY OF LIFE”**

**Authors:**

Alvarez Alvarez Kevin Alexander

Ruano Jiménez Danny Evin

**ABSTRACT**

In Ecuador, people with physical disabilities face significant limitations due to the high cost and limited customization of commercially available prostheses. In this context, the present project aimed to develop a robotic prosthesis for a former student with an upper extremity physical disability at the Technical University of Cotopaxi. The methodology used was structured in three stages. First, an anthropometric analysis of the beneficiary was carried out through direct measurements and review of technical standards, collecting data such as forearm length, finger length and palm width. In the second stage, the digital design was adapted using Fusion 360 software, based on the three-dimensional models “Smart Hands” and “P4HBionics”. From them, the key sections (palm, fingers and forearm) were redesigned and customized, adjusting the dimensions and geometry to the beneficiary's anatomy. Virtual assembly simulations, calculations of torque required for servomotors and validation of mechanical interferences were also incorporated, which made it possible to anticipate errors before manufacturing. Finally, in the third stage, the prosthesis was implemented by 3D printing using PLA material. The system was assembled by integrating electronic components such as the MyoWare EMG sensor, MG90s servomotors and an ESP32 microcontroller. Functional tests were performed with the user, comfort adjustments, training sessions on the use of the device and qualitative and quantitative evaluations on its performance and autonomy. The results obtained demonstrate the technical and economic feasibility of manufacturing a functional prosthesis using digital technologies. The device adequately detected the user's muscle contractions, allowing basic grasping and hand opening movements.

**Keywords:** Anthropometry, upper extremity, disability, prosthesis.

## *AVAL DE TRADUCCIÓN*

En calidad de Docente del Idioma Inglés del Centro de Idiomas de la Universidad Técnica de Cotopaxi; en forma legal **CERTIFICO** que:

La traducción del resumen al idioma Inglés del proyecto de investigación cuyo título versa: **“ESTUDIO DE LA ANTROPOMETRÍA DE UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD EN EL DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE EXTREMIDAD SUPERIOR”** presentado por: **Alvarez Alvarez Kevin Alexander, Ruano Jiménez Danny Evin**, egresados de la Carrera de: **Ingeniería Industrial**, perteneciente a la **Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas** lo realizaron bajo mi supervisión y cumple con una correcta estructura gramatical del Idioma.

Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad y autorizo a los peticionarios hacer uso del presente aval para los fines académicos legales.

Latacunga, Agosto del 2025

Atentamente,

  
**MG. DIANA KARINA TAIPE VERGARA**  
**DOCENTE CENTRO DE IDIOMAS-UTC**  
**CI:1720080934**



## ÍNDICE GENERAL

RESPONSABILIDAD DE AUtoria.....	¡Error! Marcador no definido.
AVAL DEL TUTOR DEL PROYECTO DE TITULACIÓN .	¡Error! Marcador no definido.
AVAL DE APROBACIÓN DE LECTORES .....	¡Error! Marcador no definido.
AGRADECIMIENTO .....	v
AGRADECIMIENTO .....	vi
DEDICATORIA .....	vii
DEDICATORIA .....	viii
1.1.RESUMEN .....	ix
ABSTRACT .....	x
ÍNDICE GENERAL .....	xii
ÍNDICE DE TABLAS .....	xvii
ÍNDICE DE FIGURAS .....	xviii
ÍNDICE DE ECUACIONES .....	xx
2.INFORMACIÓN GENERAL .....	1
2.1.TÍTULO.....	1
2.2.TIPO DE PROYECTO .....	1
2.3.CARRERA .....	1
2.4.PROYECTO DE INVESTIGACIÓN VINCULADO .....	1
2.5.EQUIPO DE TRABAJO .....	1

2.6.ÁREA DE CONOCIMIENTO .....	1
2.7.LÍNEA DE INVESTIGACIÓN .....	1
2.8.SUBLÍNEAS DE INVESTIGACIÓN DE LA CARRERA .....	1
3.INTRODUCCIÓN.....	2
3.1.Situación Problemática.....	2
3.2.FORMULACIÓN DEL PROBLEMA .....	4
3.3.OBJETO Y CAMPO DE ACCIÓN .....	4
3.4.BENEFICIARIOS .....	4
3.4.1.Beneficiarios Directos .....	4
3.4.2.Beneficiarios Indirectos.....	4
3.5.JUSTIFICACIÓN.....	4
3.6.OBJETIVOS.....	5
3.6.1.General.....	5
3.6.2.Específicos.....	6
3.7.SISTEMA DE TAREAS .....	6
4.FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA .....	8
4.1.ANTECEDENTES .....	8
4.2.DISCAPACIDAD FISICA EN MIEMBROS SUPERIORES Y SU IMPACTO EN LA FUNCIONALIDAD .....	8
4.3.PRÓTESIS Y TECNOLOGÍAS RECIENTES .....	9
4.4.TIPOS DE COMPONENTES EN LA PRÓTESIS .....	10

4.5. TIPOS DE PRÓTESIS .....	11
4.5.1. Prótesis mecánicas .....	11
4.5.2. Prótesis mioeléctricas .....	12
4.6. ERGONOMÍA Y BIOMECÁNICA.....	14
4.7. MATERIALES Y FABRICACIÓN ADITIVA .....	15
4.8. TECNOLOGIA MIOELECTRICA EN PRÓTESIS .....	17
4.8.1. Funcionamiento básico de los sensores EMG .....	17
4.8.2. Tipos de control mioeléctrico .....	18
4.8.3. Estado del Arte .....	19
4.9. CALIDAD DE VIDA.....	19
5. MÉTODOS Y PROCEDIMIENTOS .....	21
5.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN .....	21
5.2. MÉTODO DE INVESTIGACIÓN.....	22
5.3. TÉCNICAS DE INVESTIGACIÓN .....	25
5.4. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO .....	26
5.5. VARIABLES DEL ESTUDIO .....	26
5.6. DATOS DE ENTRADA .....	27
5.7. TOMA DE MEDIDAS DEL BRAZO DEL PACIENTE. ....	27
5.8. MODELAMIENTO DEL ANTEBRAZO .....	29
<b>4.9. MODELAMIENTO DE LA MANO.....</b>	<b>30</b>
4.10. MÉTODOS DE CÁLCULO Y SOFTWARE UTILIZADO.....	31

4.11. EQUIPOS, HERRAMIENTAS Y MATERIALES.....	35
6. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS .....	38
6.1.OBJETIVO 1: Analizar las necesidades ergonómicas y funcionales del beneficiario mediante estudios antropométricos. ....	38
6.1.1.Recolección de datos antropométricos por medio de mediciones directas .....	38
6.1.2.Revisión de las normativas y estándares internacionales .....	42
6.1.3.Análisis comparativo de casos similares .....	44
6.2.DESARROLLAR UN MODELO 3D MEJORADO PARA LA FABRICACIÓN DE LA PRÓTESIS. (OBJETIVO 1).....	46
6.2.1.Adaptación del diseño base a medidas antropométricas .....	46
6.2.2.Rediseño de los componentes críticos, palma, dedos y antebrazo .....	47
6.2.3.Cálculos técnicos para personalizar el modelo.....	48
6.2.4.Simulación del ensamble virtual y validación de los componentes .....	55
6.3.EVALUAR LA FUNCIONALIDAD Y ERGONOMÍA DE LA PRÓTESIS A TRAVÉS DE PRUEBAS DE USUARIO Y AJUSTES PERTINENTES.....	62
6.3.1.Elaboración de la prótesis por medio de la impresión 3D.....	63
6.4.ANÁLISIS ECONÓMICO.....	73
6.5.DISCUSIÓN.....	76
7.CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	78
7.1.CONCLUSIONES.....	78
7.2.RECOMENDACIONES .....	79

8. ANEXOS .....; **Error! Marcador no definido.**

ANEXO I. ARMADO DE LA PRÓTESIS .....; **Error! Marcador no definido.**

ANEXO II. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO PROGRAMACIÓN. ; **Error! Marcador no definido.**

ANEXO III. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO PROGRAMACIÓN ; **Error! Marcador no definido.**

ANEXO IV. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO PROGRAMACIÓN ; **Error! Marcador no definido.**

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1: Actividades planteadas .....	6
Tabla 4. 1. Selección del material y justificación técnica .....	36
Tabla 4. 2. Características de los filamentos utilizados.....	37
Tabla 5. 1. Parámetros medidos.....	38
Tabla 5. 2. Normativas estándares internacionales aplicadas al diseño antropométrico de prótesis.....	42
Tabla 5. 3. Tabla comparativa .....	44
Tabla 5. 4. Cambios técnicos realizados en el diseño de la mano .....	47
Tabla 5. 5. Compuestos conectados .....	53
Tabla 5. 6. Características de carga y energía .....	72
Tabla 5. 7. Mantenimiento de la prótesis .....	73
Tabla 5. 8. Problemas comunes de la prótesis .....	73
Tabla 5. 9. Análisis económico .....	73
Tabla 5. 10. Ccomparativa de costos entre propuesta desarrollada y prótesis comerciales disponibles.....	74

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1: Registro nacional de personas con discapacidad física en Ecuador y Cotopaxi.....	3
Figura 3.1: Diseño prótesis antebrazo [11].....	10
Figura 3.2: Prótesis mecánicas [18].....	12
Figura 3.3: Prótesis Mioeléctricas [9].....	13
Figura 3.4: Biomecánica articular, donde (a) y (b) muestran las posiciones lateral y frontal, jrespectivamente [17].....	15
Figura 3.5: Esquema de FDM [18].....	16
Figura 3.6: Tecnologías avanzadas de miembros biónicos [20].....	17
Figura 3.7: Esquema de un sistema de control mioeléctrico genérico [15.].....	18
Figura 5.1: Medición longitud hombro-muñon (437mm).....	39
Figura 5.2: Medición longitud codo muñon (170 mm).....	40
Figura 5.3: Medición circunferencia del antebrazo (224 cm).....	40
Figura 5.4: Medición muñeca (166 mm).....	40
Figura 5.5: Medición del dedo medio (77 mm).....	41
Figura 5.6: Medición muñeca – dedo medio (177 mm).....	41
Figura 5.7: Medición longitud total del brazo extendido.....	42
Figura 5.8: Brazo.....	55
Figura 5.9: Diseño del brazo.....	56
Figura 5.10: Moificaciones.....	56
Figura 5.11: Modificación del brazo.....	56
Figura 5.12: Modificación del accesorio.....	57

Figura 5.13: Accesorio.....	57
Figura 5.14: Modificación vista mas completa.....	57
Figura 5.15: Diseño de mano.....	58
Figura 5.16. Diseño de antebrazo.....	59
Figura 5.17: Diseño de soporte para antebrazo.....	60
Figura 5.18. Diseño prótesis completa.....	61
Figura 5.19. Conexión del sistema EMG – ESP32.....	63
Figura 5.20. Lectura de señal EMG en el serial Monitor de Arduino IDE en reposo.....	65
Figura 5.21. Lectura de señal EMG en el Serial Monitor de Arduino IDE con contracción muscular.....	65
Figura 5.22. Movimiento del dedo medio.....	66
Figura 5.23. Movimiento del dedo pulgar.....	66
Figura 5.24. Mano en posición abierta.....	67
Figura 5.25. Mano en posición cerrada.....	67
Figura 5.26. Beneficiario con la mano protésica en posición cerrada.....	68
Figura 5.27. Beneficiario con la mano protésica en posición abierta .....	69
Figura 5.28. Beneficiario señalando con el dedo índice.....	69
Figura 5.29. Simulación de agarre de la prótesis.....	70
Figura 5.30. Beneficiario agarrando un vaso con la prótesis.....	70

## ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 4.1 .....	31
Ecuación 5.1 .....	48
Ecuación 5.2 .....	48
Ecuación 5.3 .....	49
Ecuación 5.4 .....	50
Ecuación 5.5 .....	52
Ecuación 5.6 .....	52
Ecuación 5.7 .....	53
Ecuación 5.8 .....	53

## **2. INFORMACIÓN GENERAL**

### **2.1. TÍTULO**

Estudio de la antropometría de una persona con discapacidad en el desarrollo de una prótesis de extremidad superior que mejore su calidad de vida.

### **2.2. TIPO DE PROYECTO**

Proyecto de Investigación

### **2.3. CARRERA**

Ingeniería Industrial

### **2.4. PROYECTO DE INVESTIGACIÓN VINCULADO**

"Orientación formativa práctico-colaborativo en carreras de Ciencias, Tecnología, Ingeniería y Matemática (STEM) en la provincia de Cotopaxi"

### **2.5. EQUIPO DE TRABAJO**

#### **Tutor de titulación:**

Ing. Ángel Guillermo Hidalgo Oñate

#### **Investigadores:**

Kevin Alexander Alvarez Alvarez

Danny Evin Ruano Jiménez

### **2.6. ÁREA DE CONOCIMIENTO**

- **Campo Amplio:** (07) Ingeniería, industria y construcción.
- **Campo Específico:** (02) Industria y producción.
- **Campo Detallado:** (07) Diseño Industrial y de Procesos

### **2.7. LÍNEA DE INVESTIGACIÓN**

Tecnología industrial, gestión de la producción, riesgos y seguridad laboral

### **2.8. SUBLÍNEAS DE INVESTIGACIÓN DE LA CARRERA**

Calidad, diseño de procesos productivos e Ingeniería de métodos

### **3. INTRODUCCIÓN**

La discapacidad física, particularmente la ausencia o limitación funcional de una extremidad superior, representa un desafío significativo en la vida diaria de las personas que la padecen. A nivel global, más de mil millones de personas viven con algún tipo de discapacidad, y alrededor del 44% de estos casos son físicos [1]. En Ecuador, según datos obtenidos del Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), reporta que 215.479 (44,20%) personas tienen discapacidades físicas en diferentes partes de su cuerpo y enfocándonos en la provincia de Cotopaxi existen 3,948 personas con discapacidad física y gran parte de ellas relacionadas con las extremidades superiores [2]. Estas discapacidades pueden ser de origen congénito, adquirido (Accidentes de tránsito, incidentes laborales, amputaciones por enfermedades como diabetes, y deformaciones congénitas), o enfermedades degenerativas.

En este contexto, la antropometría se posiciona como una herramienta clave para el desarrollo de dispositivos personalizados. Esta disciplina permite obtener medidas precisas del cuerpo humano, fundamentales para diseñar prótesis ergonómicas que se ajusten adecuadamente al usuario [3]. Hoy por hoy, el diseño asistido por computadora (CAD), la manufactura aditiva (impresión 3D) y sensores como el EMG permiten desarrollar soluciones tecnológicas de bajo costo, alineadas con los principios de accesibilidad y medicina personalizada [4].

El presente proyecto se enfoca en el caso de un exestudiante universitario de 22 años con amputación transradial derecha, como consecuencia de un accidente de tránsito. Su participación en este estudio no solo busca mejorar su funcionalidad mediante una prótesis adaptada, sino también generar un modelo replicable que beneficie a otros usuarios con condiciones similares, promoviendo la inclusión y el desarrollo humano mediante soluciones tecnológicas asequibles.

#### **3.1. SITUACIÓN PROBLEMÁTICA**

En el Ecuador, el 44,20% del total de personas con discapacidad corresponde a quienes presentan discapacidad física, sumando un total de 215.479 ciudadanos, de acuerdo con cifras proporcionadas por el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS).[2]. En la provincia de Cotopaxi existen 3,948 personas con este tipo de discapacidad, lo que representa el 1,97% del total nacional. Muchas de estas discapacidades están asociadas a

pérdidas de extremidades superiores a causa de accidentes, enfermedades o condiciones congénitas.

En la Figura 2.1 se muestra un resumen del registro nacional de personas con discapacidad física, que permite visualizar el número de personas con discapacidad en la provincia de Cotopaxi.

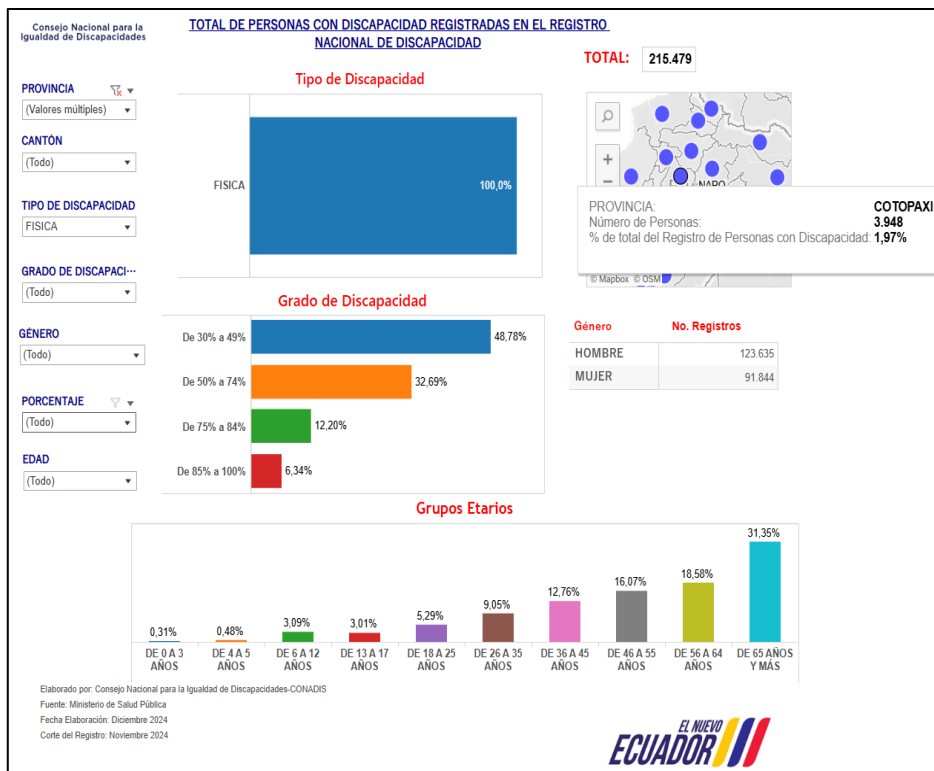


Figura 3.1: Registro nacional de personas con discapacidad física en Ecuador y Cotopaxi. [2]

En la Universidad Técnica de Cotopaxi, actualmente existen 19 estudiantes que enfrentan dificultades derivadas de discapacidad física, en algunos casos su discapacidad refleja en extremidades superiores [24]. Entre ellos, está un exestudiante de 22 años de edad con amputación transradial, que culminó sus actividades académicas, sin embargo, aún se le presentan algunas dificultades en su diario vivir, tanto socialmente como académicamente [25].

Actualmente, según Zapata la adquisición de prótesis comerciales representa un alto costo, que van desde los \$3000 hasta los \$12000, lo que dificulta su accesibilidad para muchas personas, por lo que existe la necesidad de desarrollar soluciones accesibles y personalizadas. [1]

Este proyecto plantea como objetivo el diseño de una prótesis ergonómica de bajo costo, basada en medidas antropométricas del beneficiario [1].

### **3.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA**

¿Cómo contribuye la antropometría al desarrollo y aplicación de una prótesis personalizada de extremidad superior, orientada a mejorar la calidad de vida de una persona con discapacidad física en la provincia de Cotopaxi?

### **3.3. OBJETO Y CAMPO DE ACCIÓN**

#### **Objeto de la investigación:**

Desarrollo de una prótesis de extremidad superior basada en la antropometría.

#### **Campo de acción:**

070207 Diseño Industrial y de Procesos

### **3.4. BENEFICIARIOS**

#### **3.4.1. Beneficiarios Directos**

El proyecto tiene como beneficiario directo a un ex-estudiante de la Universidad Técnica de Cotopaxi, que perdió parte del antebrazo en un accidente automovilístico el 15 de enero del 2024, el objetivo es mejorar la calidad de vida del beneficiario al recibir la prótesis, permitiéndole recuperar parte de la funcionalidad de su extremidad.

#### **3.4.2. Beneficiarios Indirectos**

Personas con discapacidad que buscan alternativas económicas accesibles en prótesis personalizadas y estén en contacto con la Universidad Técnica de Cotopaxi.

La comunidad universitaria en general e instituciones académicas e investigativas interesadas en la fabricación de dispositivos y accesorios médicos accesibles.

### **3.5. JUSTIFICACIÓN**

Ecuador cuenta con una población de 17.989.912 habitantes hasta el 28 de noviembre de 2024. Según datos del Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), 487.542 personas presentan algún tipo de discapacidad, lo que representa aproximadamente el 2,79% de la población nacional, de acuerdo con el último censo.

Dentro de este grupo, 215.479 personas, es decir, el 44,20%, tienen discapacidad física en distintas partes del cuerpo. Por regiones, se distribuyen de la siguiente manera:

- En la región Costa hay 121.175 personas,
- En la región Insular, 322 personas,
- En la región Sierra, 80.868 personas,
- Y en la región Amazónica, 13.114 personas.

Si se enfoca en la provincia de Cotopaxi, se contabilizan 3.948 personas con discapacidad física. [2].

De acuerdo con Zapata el acceso a prótesis personalizadas en Ecuador es limitado debido a sus altos costos y la falta de opciones diseñadas específicamente para las características individuales de los usuarios [10].

El presente proyecto responde a una necesidad personal, académica y social. Desde el punto de vista académico, la propuesta permite aplicar conocimientos adquiridos en áreas clave de la ingeniería industrial, tales como la antropometría, la ergonomía, el diseño asistido por computadora (CAD) y la manufactura aditiva, fomentando la integración de tecnologías emergentes en soluciones reales. Metodológicamente, se plantea el desarrollo de una prótesis de extremidad superior funcional, empleando sensores de electromiografía (EMG) y materiales de bajo costo, lo que representa una oportunidad para implementar procesos interdisciplinarios orientados a la innovación accesible.

Además, el proyecto se alinea con el compromiso de la Universidad Técnica de Cotopaxi de impulsar investigaciones aplicadas que contribuyan a la sociedad, promoviendo en un futuro realizar prótesis a bajo costo para personas con situaciones familiares.

### **3.6. OBJETIVOS**

#### **3.6.1. General**

Desarrollar una prótesis robótica de extremidad superior personalizada, basada en parámetros antropométricos, que contribuya a mejorar la calidad de vida de personas con discapacidad física, tomando como caso de estudio un exalumno de la Universidad Técnica de Cotopaxi

### 3.6.2. Específicos

- Analizar las necesidades ergonómicas y funcionales del beneficiario mediante estudios antropométricos.
- Personalizar un modelo de prótesis de extremidad superior mediante herramientas CAD, considerando los parámetros antropométricos del beneficiario.
- Evaluar la funcionalidad y ergonomía de la prótesis a través de pruebas de usuario y ajustes pertinentes.

### 3.7. SISTEMA DE TAREAS

En la tabla que se presenta a continuación se describen cada uno de los objetivos específicos junto a cada actividad a ejecutar en secuencia lógica en el proyecto.

Tabla 2. 1: Actividades planteadas

Objetivos Específicos	Actividades	Resultados Esperados	Técnicas, Medios e Instrumentos
Determinar los parámetros antropométricos del usuario	Recolectar datos antropométricos mediante mediciones directas	Datos antropométricos precisos y personalizados del usuario	Calibradores, cinta métrica.
	Realizar una revisión bibliográfica sobre normativas y estándares de antropometría aplicados a prótesis	Estándares y referencias para el diseño adecuado de la prótesis	Bases de datos científicas, normas ISO y ASTM
	Analizar casos previos de diseño de prótesis similares	Conocimiento sobre mejores prácticas y posibles mejoras en el diseño	Artículos científicos, estudios de caso
Personalizar un modelo de prótesis de extremidad superior mediante herramientas CAD, considerando los parámetros antropométricos del beneficiario.	Adaptar el diseño base del modelo descargado.	Modelo ajustado a las medidas reales del usuario.	Fusion 360, referencias del modelo (Smart Hands, P4HBionics).
	Rediseñar componentes críticos como palma, dedos y antebrazo.	Diseño optimizado para comodidad, funcionalidad y ensamblaje.	Software CAD, medidas antropométricas.
	Simular ensamblaje virtual y validación de componentes.	Validación digital previa a la impresión.	Ensamblaje en Fusion 360, simulaciones.
Implementar la prótesis y evaluar su funcionalidad	Fabricar la prótesis utilizando impresión 3D y técnicas de ensamblaje	Prótesis funcional adaptada al usuario	Impresora 3D, materiales

<b>Objetivos Específicos</b>	<b>Actividades</b>	<b>Resultados Esperados</b>	<b>Técnicas, Medios e Instrumentos</b>
			poliméricos y compuestos
	Realizar pruebas de ajuste y comodidad con el usuario	Ajustes finales y optimización de la prótesis	Evaluaciones ergonómicas, retroalimentación del usuario
	Capacitar al usuario en el uso y mantenimiento de la prótesis	Mayor autonomía y facilidad de uso de la prótesis	Manuales de uso, sesiones de entrenamiento
	Medir la mejora en la calidad de vida del usuario antes y después del uso de la prótesis	Evaluación cuantitativa y cualitativa de la efectividad de la prótesis	Encuestas, entrevistas, pruebas funcionales

## **4. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA**

### **4.1. ANTECEDENTES**

En Ecuador, la atención a personas con discapacidad ha sido una prioridad creciente en las últimas dos décadas. Según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), se estima que 215.479 personas viven con alguna forma de discapacidad física, de las cuales una parte significativa presenta amputaciones de miembros superiores [11]. Estos casos generan importantes desafíos funcionales, psicológicos y sociales, afectando directamente la calidad de vida de los afectados. La provisión de prótesis con el pasar de los años han mejorado la funcionalidad y la integración de los usuarios [4]. En este caso, el desarrollo de prótesis personalizadas de bajo costo, serán diseñadas a partir de datos antropométricos locales y fabricadas mediante tecnologías de impresión 3D, representa una oportunidad viable y alineada con los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) concretamente con el Objetivo 3: "Salud y bienestar", que promueve el acceso universal a servicios esenciales de salud y tecnologías médicas asequibles; y el Objetivo 10: "Reducción de las desigualdades", orientado a garantizar la inclusión social, económica y política de todas las personas, independientemente de su condición física.

Diversas universidades ecuatorianas, como la Escuela Politécnica Nacional, la Universidad de las Américas, la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL) y la misma Universidad Técnica de Cotopaxi (UTC), han iniciado proyectos orientados al diseño de dispositivos ortopédicos accesibles, integrando estudiantes de ingeniería biomédica, diseño industrial y rehabilitación. Estos esfuerzos, aunque valiosos, requieren mayor sistematización y validación científica.

### **4.2. DISCAPACIDAD FISICA EN MIEMBROS SUPERIORES Y SU IMPACTO EN LA FUNCIONALIDAD**

La Organización Mundial de la salud define la discapacidad como cualquier condición que restringe las actividades cotidianas de una persona y afecta su capacidad para llevar a cabo tareas habituales. Esta definición abarca diferentes tipos de discapacidades, incluyendo las físicas, intelectuales, mentales y sensoriales. Aproximadamente entre el 15 y el 16% de la población mundial convive con algún tipo de discapacidad, lo que resalta su vulnerabilidad [5].

La prevalencia en los países desarrollados es comparable a la de otras regiones, afectando entre el 10 y el 20% de sus habitantes, y se ve influenciada por factores como el envejecimiento y la calidad de la atención médica [6]. En los países desarrollados, la discapacidad se aborda a través de políticas bien estructuradas que fomentan la inclusión en ámbitos como la salud, la educación y el empleo. Legislaciones como la ley de estadounidenses con discapacidades aseguran la accesibilidad y la igualdad de oportunidades en el mercado laboral. La Unión Europea respalda diversas iniciativas destinadas a promover la inclusión de las personas con discapacidad.

A pesar de la existencia de leyes que protegen sus derechos, muchas personas con discapacidad continúan enfrentando obstáculos para acceder a empleos bien remunerados que se alineen con sus habilidades y cualificaciones. Factores como la sobreprotección y la carencia de adaptaciones adecuadas en el entorno laboral generan barreras que impiden su plena participación. Por otro lado, los países de América Latina se enfrentan a retos significativos en la inclusión de las personas con discapacidades. A pesar de los avances logrados, persisten barreras estructurales y culturales que obstaculizan su integración en la sociedad y en el ámbito laboral [5].

Muchos países de América Latina han incorporado normas inspiradas en la Convención de las Naciones Unidas sobre los derechos de las personas con discapacidad, con el fin de asegurar derechos fundamentales como la educación inclusiva y la no discriminación, presentando diferencias notables de estas leyes entre los distintos países [9].

### **4.3. PRÓTESIS Y TECNOLOGÍAS RECIENTES**

Las prótesis son dispositivos artificiales diseñados para reemplazar y complementar partes ausentes del cuerpo, mejorando la funcionalidad y calidad de vida de las personas que han perdido una extremidad.

La complejidad de las prótesis puede variar considerablemente, desde los modelos básicos que proporcionan una funcionalidad limitada hasta dispositivos avanzados equipados con tecnologías sofisticada que emita el movimiento natural [7].

Los avances tecnológicos recientes han transformado significativamente el campo de las prótesis, particularmente en el diseño del encaje protésico de las extremidades superiores, donde incluyen tecnologías de impresión 3D, esta tecnología permite la producción rápida de alvéolos protésicos personalizados que se adaptan a la anatomía de la persona [10]. Permite la creación

de diseños ligeros, duraderos y complejos que los métodos de fabricación tradicionales no pueden lograr, la integración de la impresión 3D en el diseño protésico se destaca como un enfoque prometedor para mejorar la comodidad y el ajuste del usuario.

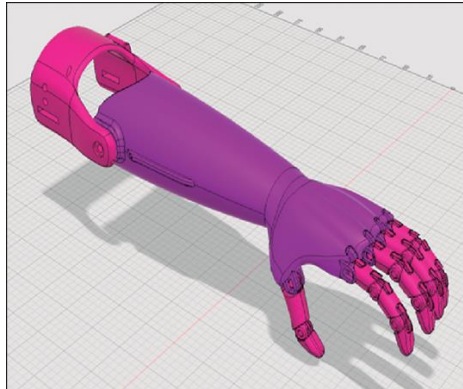


Figura 4.1: Diseño prótesis antebrazo [11].

El desarrollo de nuevos materiales con propiedades mejoradas, como una mayor durabilidad y flexibilidad, es crucial para mejorar el rendimiento y la longevidad de los dispositivos protésicos, abordar las propiedades de los materiales es esencial para la implementación exitosa de la impresión 3D en el diseño protésico.

#### **4.4. TIPOS DE COMPONENTES EN LA PRÓTESIS**

La prótesis consta funcionalmente de cinco tipos principales de componentes. Cada uno de estos elementos juega un papel importante en el sistema protésico, asegurando su funcionalidad, personalización y comodidad para el usuario [12].

Componentes de la interfaz: estos elementos crean comunicación entre el sistema protésico y el cuerpo del usuario. En el caso de una prótesis, esta interfaz consiste en sensores de superficie o electrodos que perciben señales electromiográficas (EMG) causadas por la contracción muscular restante del paciente. Su ubicación y sensibilidad correctas determinan el grado de control que el usuario puede usar en la prótesis, por lo que deben ajustarse con precisión a la anatomía y la fisiología de la tensión [13].

Componentes funcionales: son responsables de realizar motores de motores, como abrir y cerrar la mano artificial o la rotación de la muñeca. Estos componentes incluyen actuadores eléctricos, servomotores, engranajes, transmisión y estructuras móviles. La eficiencia de estos elementos en los sistemas mioeléctricos está directamente relacionada con la calidad de las señales EMG y la programación de microcontroladores [8].

Componentes de ajuste: estos dispositivos aseguran que las diferentes partes de la prótesis estén conectadas a la orientación y el ángulo apropiados. Su función es crítica para garantizar la biomecánica adecuada y evitar posiciones compulsivas que pueden causar molestias, fatiga o disfuncional en el uso diario. Algunos ejemplos son adaptadores angulares axiales, rotativos o variables, que le permiten ajustar la prótesis en el eje natural del cuerpo [12].

Componentes estructurales: son la base física que admite toda la carga y transfiere las fuerzas mientras usa la prótesis. Incluyen estantes, tuberías, pilones y casas, generalmente hechos de materiales duraderos como aluminio, acero inoxidable, titanio o polímeros reforzados. Su proyecto debe equilibrarse en resistencia mecánica y peso ligero, ya que ambos factores afectan directamente la conveniencia del uso prolongado [14].

Componentes cosméticos: su propósito es obtener la apariencia más similar a un miembro natural. Aunque no interfieren directamente en la funcionalidad, juegan un papel clave en la aceptación psicológica y social de las unidades del usuario. En general, se utilizan cubiertas de silicona, materiales elásticos pigmentados, guantes estéticos y detalles anatómicos como uñas, pliegues o pigmentación personal [12].

## **4.5. TIPOS DE PRÓTESIS**

### **4.5.1. Prótesis mecánicas**

Las prótesis mecánicas corresponden a funciones básicas, como la apertura y el cierre de la mano, principalmente limitadas al agarre de objetos grandes y movimientos ligeramente precisos. La señal mecánica requerida para su funcionamiento generalmente es administrada por otro miembro del cuerpo, como el hombro o el codo. Para crearlo, la parte posterior se introduce en el sistema de instalación, que genera la tracción a través de la liga o cable, activando así el mecanismo protésico [12].

Uno de los mayores beneficios de estas prótesis es su simplicidad y bajo costo. Dependiendo de los componentes electrónicos o fuentes de energía externas, tienen una mayor durabilidad y pueden usarse en un entorno húmedo, sucio o exigente sin un mayor riesgo. Estos tipos de dispositivos son particularmente útiles en áreas rurales o contextos donde el acceso a la tecnología avanzada y los servicios de mantenimiento [8].

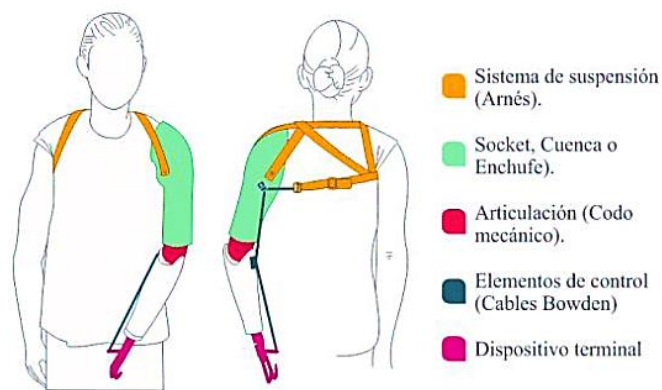


Figura 4.2: Prótesis mecánicas [18].

Sin embargo, las prótesis mecánicas tienen desventajas importantes desde un punto de vista ergonómico y funcional. Dependiendo del movimiento de otras partes del cuerpo, pueden causar fatiga muscular, incomodidad y restricciones del área de movimiento. El control protésico no es intuitivo, y muchas veces el usuario requiere que el usuario acepte posiciones antinaturales para realizar pasos básicos, como agarrar el vidrio o levantar la bolsa. Además, carecen de la capacidad de hacer movimientos finos o delicados, limitando su utilidad en la acción que requiere precisión [1].

A pesar de las restricciones, estas prótesis siguen siendo una alternativa válida al contexto humanitario, en un bajo presupuesto o en pacientes que, por razones médicas o personales, no pueden usar dispositivos electrónicos. Su diseño ha evolucionado, incluidos varios sistemas de vértebra de luz, resortes y materiales que mejoran la eficiencia del movimiento. En algunos casos, se adaptan a la impresión 3D para ajustarse mejor a la anatomía del usuario y mejorar la comodidad, un mayor acceso e inclusión social [15.]

#### 4.5.2. Prótesis mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas reflejan un salto cualitativo en la funcionalidad de las extremidades artificiales. Según el uso de motores eléctricos, estas prótesis están controladas por servo, botones o contactos. Las versiones más avanzadas, como el mioeléctrico, reciben señales directamente de los músculos restantes del paciente a través de sensores EMG (electromiográfico), lo que permite una interacción más natural y fluida con el dispositivo [13].

Existe el tipo de prótesis desarrollada por Otto Bock Company, que le permite adherirse de manera activa y precisa de agradecimiento a los sensores de sus dedos. Este tipo de tecnología

permite al usuario realizar una amplia gama de movimiento con mayor control, velocidad y precisión. Por ejemplo, se puede programar para reconocer una variedad de niveles de contracción muscular y reaccionar con actividades especiales como apertura, cierre, cambio de muñeca o adaptación de la presión de adhesión [13]

Algunas versiones incluso tienen retroalimentación háptica para que el usuario pueda sentir los estímulos similares al tacto. Estas características mejoran la calidad de vida del usuario, que puede realizar tareas diarias, como escribir, diferir herramientas o manipular dispositivos electrónicos. A pesar de varias ventajas, las prótesis eléctricas también tienen algunas desventajas a considerar. Sus altos costos tanto en la adquisición como en el límite de mantenimiento de acceso a muchos usuarios con algunos recursos [11].



Figura 4.3: Prótesis Mioeléctricas [9].

Además, la adicción de las fuentes de energía (baterías recargables) incluye tiempo de carga y posibles interrupciones. Alta humedad o en los casos en que la exposición al polvo o el impacto es permanente, los componentes electrónicos pueden deteriorarse más rápido, lo que afecta la vida útil del dispositivo. En el área clínica, esta prótesis es necesaria para capacitación especializada tanto para el paciente como para el equipo técnico [8].

Es importante hacer suficiente calibración de los sensores EMG y entrenar al usuario en el reconocimiento del equipo muscular. Sin embargo, al promover una reducción en el costo de la tecnología y los componentes electrónicos avanzados, las prótesis eléctricas logran una mayor disponibilidad. Las tecnologías como la inteligencia artificial, la robótica suave y los materiales inteligentes abren la puerta a dispositivos cada vez más intuitivos, más fáciles y eficientes [8]

#### **4.6. ERGONOMÍA Y BIOMECÁNICA**

La ergonomía es la ciencia que explora la interacción entre los seres humanos y los diversos elementos de un sistema, con el objetivo de optimizar tanto el bienestar de las personas como su rendimiento laboral. Se enfoca en adaptar el entorno, las herramientas y los métodos de trabajo a las capacidades y limitaciones humanas, promoviendo así la comodidad, la eficiencia y la seguridad [8]. A través de esta disciplina se examinan factores físicos, cognitivos y organizacionales para diseñar productos, espacios y tareas que reduzcan el riesgo de lesiones y mejoren la calidad de vida de las personas en sus actividades cotidianas [16].

La ergonomía en prótesis es fundamental para asegurar que estos dispositivos se ajusten de manera cómoda al cuerpo del usuario y funcionen óptimamente en su vida cotidiana. Mediante un diseño económico, se busca reducir la presión en puntos críticos, mejorar la movilidad y facilitar su uso durante periodos prolongados, evitando incomodidades o fatiga. Teniendo en cuenta aspectos como la forma, el peso y la distribución de las fuerzas en el cuerpo, se puede diseñar a las necesidades individuales y estilos de vida de los usuarios [17].

La biomecánica se refiere al análisis de las fuerzas y movimientos que influyen en los dispositivos artificiales creados para sustituir extremidades o partes del cuerpo. Este campo es fundamental para el diseño y desarrollo de prótesis eficaces que imiten las funciones biomecánicas del cuerpo humano [17]. Facilita la creación de prótesis que se adaptan perfectamente a la anatomía y las necesidades particulares de cada usuario, lo que a su vez mejora tanto la funcionalidad como la comodidad.



Figura 4.4: Biomecánica articular, donde (a) y (b) muestran las posiciones lateral y frontal, respectivamente [17].

Entre las innovaciones que se emplean, destaca la impresión 3D que permite fabricar estructuras que imitan de manera precisa la forma y el movimiento natural del cuerpo. Los materiales utilizados en la fabricación de prótesis deben tener propiedades mecánicas similares a las de los huesos y tejidos, lo que ayuda a la osteointegración y la comodidad del usuario [8]. La biomecánica estudia como las prótesis soportan cargas y permiten el movimiento, asegurándose de que puedan resistir las fuerzas aplicadas durante actividades diarias y minimizar el riesgo de lesiones. Se utilizan análisis y pruebas de simulación, para predecir el rendimiento de las prótesis bajo diferentes condiciones, lo que ayuda a optimizar su diseño antes de la fabricación [18].

#### 4.7. MATERIALES Y FABRICACIÓN ADITIVA

Los orígenes de la fabricación aditiva vienen de la década de 1980, donde se dieron importantes avances, como el notable trabajo de Kodama en la visualización de datos en 3D, un hito fundamental fue la introducción del formato STL por Chuck Hull en 1987 [9], que estableció las bases de la fabricación capa por capa utilizando polímeros sensibles a los rayos UV. Las patentes de la sinterización selectiva por láser (SLS) en 1988 y del modelado por deposición fundida (FDM) en 1989 representaron avances cruciales en las tecnologías de fabricación aditiva ya que posibilitaron la creación de geometrías complejas [9].

El uso de materiales en la fabricación aditiva ha experimentado una notable evolución. En la década de 1990 se introdujeron procesos innovadores, como la escritura con tinta directa

(DIW), que emplea pastas pseudoplásticas combinadas con partículas cerámicas para llevar a cabo la fabricación [9]. Diferentes tipos de materiales tienen propiedades únicas que los hacen adecuados para diversas aplicaciones.

El modelado por deposición fundida (FDM) se basa en el uso de termoplásticos que, al calentarse, se funden y se extruyen para crear capas, entre los materiales más empleados en estos procesos se encuentran el ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) y el PLA (ácido poliláctico), que destacan por su facilidad de manejo y su versatilidad, lo que los convierte en opciones ideales para la creación de prototipos y producción [9].

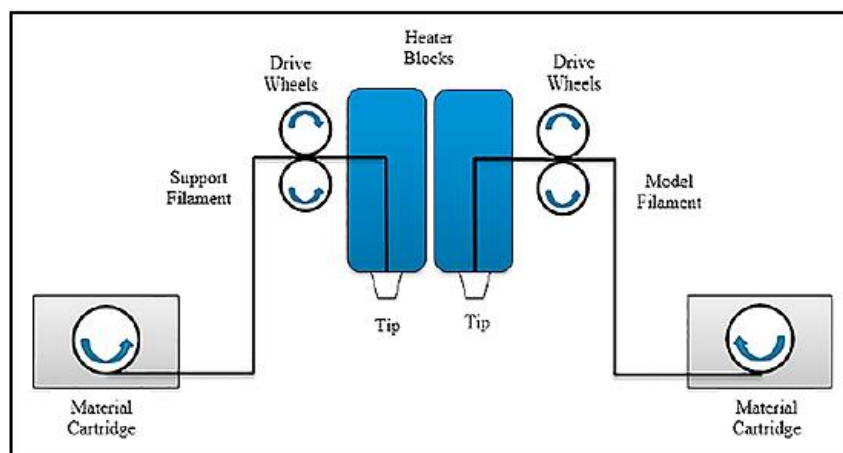


Figura 4.5: Esquema de FDM [18].

Cabe mencionar que, en la actualidad, es prioritario considerar la adquisición y el uso de materiales amigables con el medio ambiente, que a su vez mantengan la calidad y las propiedades mecánicas adecuadas para la fabricación de prototipos personalizados. Entre estos materiales destacan polímeros biodegradables como el ácido poliláctico (PLA), derivado principalmente de recursos renovables como el almidón de maíz o la caña de azúcar, y el poliuretano termoplástico (TPU), apreciado por su flexibilidad y resistencia al impacto. Estos materiales cumplen no solamente con los criterios técnicos exigidos para la fabricación de prótesis mediante impresión 3D, sino también con principios de sostenibilidad y economía circular alineados con los ODS, particularmente el Objetivo 12: "Producción y Consumo Responsable", que fomenta la reducción del impacto ambiental mediante prácticas sostenibles, y el Objetivo 9: "Industria, Innovación e Infraestructura", que promueve el uso de tecnologías y materiales innovadores y ecológicamente sostenibles para la fabricación y desarrollo industrial.

## 4.8. TECNOLOGIA MIOELECTRICA EN PRÓTESIS

La electromiografía (EMG) es el registro mediante una aguja o electrodo de superficie de la actividad eléctrica muscular. Las fibras musculares al contraerse ejercen descargas eléctricas que se pueden medir e incluso identificar patrones [19].

Esta tecnología permite captar las señales de los músculos residuales del paciente para controlar los movimientos de las prótesis. Mediante un control adecuado, las señales captadas por electrodos pueden ser procesadas para indicar a una prótesis mecatrónica la función que debe ejercer, permitiendo así movimientos más naturales e intuitivos ya que se basan en los impulsos eléctricos generados por el mismo usuario [20].

Las prótesis mioeléctricas han avanzado bastante desde su introducción en el campo de prótesis, mejorando con el tiempo su precisión y fiabilidad. Las señales EMG captadas pasan por un proceso de amplificación y filtrado para eliminar el ruido antes de ser utilizada en el controlador para consignar un accionamiento físico. Gracias a esto se tiene una respuesta más rápida y precisa ante los movimientos del usuario [21].

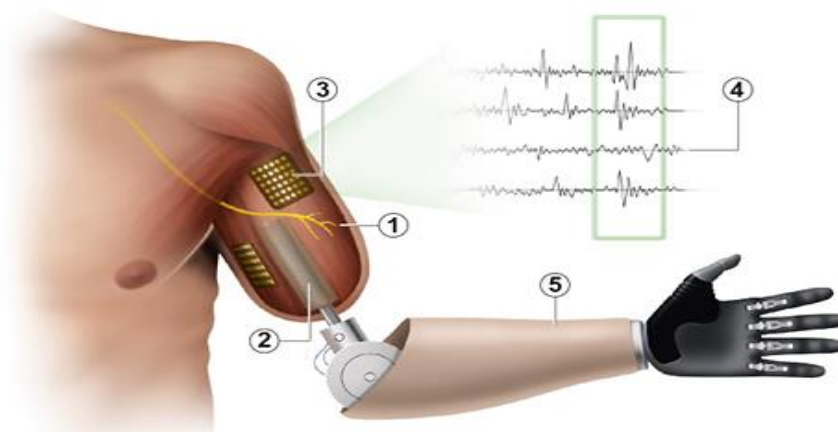


Figura 4.6: Tecnologías avanzadas de miembros biónicos [20].

### 4.8.1. Funcionamiento básico de los sensores EMG

Los sensores EMG capturan los impulsos eléctricos generados cuando el paciente intenta contraer un grupo muscular. Estos impulsos son muy débiles y requieren ser amplificados y filtrados para distinguirlos de interferencias y ruido externo. Luego, mediante un microcontrolador o una interfaz de procesamiento (como Arduino o MyoWare), estas señales

se traducen en acciones específicas: cerrar o abrir una mano, mover un dedo o rotar una muñeca robótica [15.]

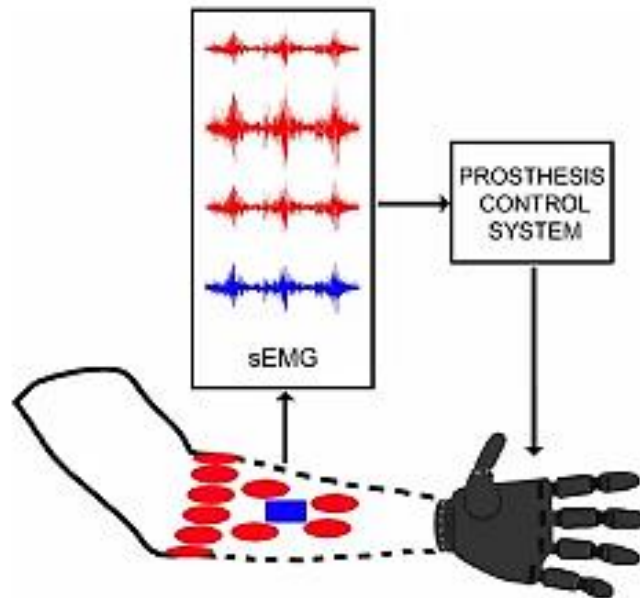


Figura 4.7: Esquema de un sistema de control mioeléctrico genérico [15.].

#### 4.8.2. Tipos de control mioeléctrico

El control mioeléctrico en prótesis se basa en la interpretación de señales electromiográficas (EMG) generadas por la contracción de los músculos residuales del usuario. Estas señales son procesadas para controlar los movimientos de la prótesis. A continuación, se describen los principales tipos de control mioeléctrico [23].

- **Control ON/OFF:** Este es el tipo más básico de control, donde la activación muscular por encima de un umbral predeterminado genera una respuesta binaria en la prótesis, como abrir o cerrar una mano. Es adecuado para movimientos simples y requiere una configuración sencilla [5].
- **Control proporcional:** En este enfoque, la intensidad de la señal EMG se traduce proporcionalmente en la velocidad o fuerza del movimiento de la prótesis. Permite un control más natural y preciso, ya que refleja la intención del usuario de manera más fiel [23].
- **Control por patrones (Pattern Recognition):** Este método utiliza algoritmos de aprendizaje automático para identificar patrones complejos en las señales EMG, permitiendo el control de múltiples funciones y movimientos simultáneos. Requiere un entrenamiento previo y una mayor capacidad de procesamiento [23].

- **Control adaptativo:** Este tipo de control ajusta dinámicamente los parámetros de la prótesis en respuesta a cambios en las señales EMG o en las condiciones del entorno, mejorando la adaptabilidad y la eficiencia del dispositivo [23].

#### **4.8.3. Estado del Arte**

A nivel internacional, la investigación en prótesis personalizadas ha avanzado hacia el uso de herramientas digitales, materiales accesibles y colaboración interdisciplinaria. Países como EE.UU., España y Colombia han desarrollado modelos de bajo costo con fuerte enfoque en la participación del usuario. Asimismo, en contextos prácticos, recientemente se ha reportado el desarrollo y validación de una prótesis mecano-eléctrica para extremidad superior fabricada mediante tecnologías de impresión 3D de bajo costo y componentes electrónicos accesibles. Este dispositivo demostró ser eficiente, funcional y económicamente viable, recibiendo evaluaciones positivas tanto por expertos como por usuarios finales [15.].

En Ecuador, aunque el desarrollo aún está en crecimiento, se han realizado esfuerzos notables:

- Almeida et al. (2020): Proyecto en Quito para diseño de férulas personalizadas mediante escaneo e impresión 3D. Demostraron la viabilidad de soluciones ergonómicas de bajo costo en contextos locales. Benítez & Llumiquinga (2019): Estudio de la Escuela Politécnica Nacional sobre dispositivos protésicos de miembro inferior, destacando la necesidad de mayor inclusión de medidas antropométricas locales. Chávez et al. (2021): En la Universidad de Cuenca, diseñaron una prótesis mecánica de mano para personas en situación de vulnerabilidad, con énfasis en funcionalidad básica y adaptabilidad.

Estos estudios muestran que, si el campo está en desarrollo, hay una base sólida para consolidar investigaciones con aplicación real, y que el uso de tecnologías como CAD y fabricación aditiva son cada vez más comunes en la ingeniería aplicada a la salud en Ecuador.

#### **4.9. CALIDAD DE VIDA**

Cabe destacar que el concepto de calidad de vida ha pasado de ser considerado una noción orientada hacia la sensibilización y atención a las personas, hacia un concepto social que orienta la práctica profesional, la evaluación de los programas y la mejora constante de la calidad en los servicios. Actualmente, el término se utiliza para evaluar aquello que denominamos "una

buena vida". De acuerdo con los autores Schallock y Verdugo [16] la calidad de vida individual se entiende hoy en el modelo propuesto como:

- Un estado deseado de bienestar personal compuesto por varias dimensiones centrales que están influenciadas por factores personales y ambientales. Estas dimensiones centrales son iguales para todas las personas, pero pueden variar individualmente en la importancia y valor que se les atribuye. La evaluación de las dimensiones está basada en indicadores que son sensibles a la cultura y al contexto en que se aplica.

Una persona experimenta calidad de vida cuando sus necesidades personales se encuentran satisfechas y posee oportunidades para desarrollar y enriquecer su vida en áreas consideradas esenciales. La calidad de vida posee componentes subjetivos y objetivos que son medibles y se comprende desde una perspectiva multidimensional, validada por diversas investigaciones, abarcando ocho dimensiones específicas: bienestar emocional, relaciones interpersonales, bienestar material, desarrollo personal, bienestar físico, autodeterminación, inclusión social y derecho [16].

### **3.9.1 Antropometría**

La antropometría es la ciencia que se encarga del estudio de las medidas y proporciones del cuerpo humano. Su aplicación es fundamental en diversas áreas como la ergonomía, el diseño industrial, la arquitectura, la medicina, la nutrición, el deporte y la rehabilitación. A través de mediciones como la estatura, el peso, los perímetros corporales (cintura, cadera, muslos, etc.), y las longitudes de extremidades, es posible obtener datos que permiten evaluar el crecimiento, el estado nutricional, el rendimiento físico, o diseñar productos y espacios adaptados a las características físicas de las personas. En el ámbito de la salud, la antropometría es una herramienta clave para diagnosticar desnutrición, obesidad u otros trastornos relacionados. Asimismo, en el diseño ergonómico, permite crear objetos, mobiliario y herramientas que se ajusten mejor a las dimensiones del usuario, mejorando así la comodidad, la eficiencia y la seguridad.

## **5. MÉTODOS Y PROCEDIMIENTOS**

### **5.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN**

El estudio actual identifica el uso de un enfoque mixto, ya que permite resolver el problema desde una perspectiva integrada que combina detalles cuantitativos con información de calidad adecuada. Este método es particularmente útil en el desarrollo de la prótesis de las extremidades superiores, ya que integra una recopilación de datos numéricos significativos, como la medición antropométrica del usuario, el peso corporal, la longitud de los segmentos de la mano, la fuerza muscular restante y los intervalos articulares. Estos elementos son esenciales para desarrollar una prótesis que se adapte a las características físicas individuales de cada persona con discapacidades.

El método cuantitativo proporciona una base estable y objetiva para determinar los parámetros biomecánicos de la prótesis, permitiendo el tamaño apropiado, duradero, pero también facilitando el material y los puntos de articulación óptimos. Utilizando instrumentos de medición estandarizados, se obtienen datos confiables que garantizan la funcionalidad y la seguridad del dispositivo. Sin embargo, esta metodología no percibe los aspectos subjetivos del usuario o las necesidades emocionales y sociales, lo que también es crucial aceptar con éxito la prótesis y usar la prótesis. Por lo tanto, el método cualitativo está integrado de manera complementaria, que le permite recopilar la percepción, la experiencia, las esperanzas y las barreras que el usuario enfrenta en la vida cotidiana. Las entrevistas, observaciones y estudios abiertos se utilizan para identificar preferencias personales, niveles de comodidad, dificultades pasadas con otras prótesis y expectativas de la nueva solución. Esta información es esencial para desarrollar una prótesis no solo funcional sino también cómoda, estética y emocionalmente aceptable para aquellos que desean usarla.

El enfoque mixto, integrando ambas metodologías, ofrece una visión holística del problema. Esto nos permite no solo comprender cómo se comporta el cuerpo del usuario en términos biomecánicos, sino también cómo siente lo que necesita y lo que espera la prótesis. Esta sinergia entre datos sólidos y evidencia contextual mejora significativamente el diseño del dispositivo, lo que lo hace más precisa y personal, aumentando su eficiencia, durabilidad y satisfacción del usuario final. Además, esta resolución de combinación metodológica, que facilita todo el proceso de desarrollo, desde el diseño inicial hasta las fases de prueba y personalización. Le permite hacer iterativos no solo para fines estandarizados, sino que también incluye las recomendaciones directas del usuario y logra una mayor adaptabilidad. Esto es especialmente

importante cuando la discapacidad incluye características distintivas anatómicas que requieren soluciones no convencionales.

Finalmente, el uso de un enfoque mixto fortalece la naturaleza científica del proyecto basada en el diseño de la prótesis de evidencia empírica cuantitativa y, al mismo tiempo, los datos de calidad que reflejan la voz del usuario. Esta integración contribuye al propósito principal: desarrollar una prótesis en la extremidad superior, lo que no solo compensa las pérdidas funcionales, sino que también mejora la calidad de vida del usuario, lo que facilita su autonomía e inclusión social.

## **5.2. MÉTODO DE INVESTIGACIÓN**

### **Investigación descriptiva**

Los estudios descriptivos se utilizan como base metodológica para el estudio actual, ya que permite analizar las condiciones físicas y funcionales de las personas con discapacidades que requieren la prótesis de las extremidades superiores. Este tipo de enfoque está tratando de describir la precisión y sin manipulación con los contextos reales cambiantes que es el usuario. El monitoreo sistemático y el registro de datos específicos logran una comprensión amplia del perfil físico y anatómico de cada persona, que es esencial para el diseño personalizado de la prótesis funcional.

Este enfoque facilita las variables principales, como el tamaño antropométrico, la longitud o la tensión de la mano, la recolección, el rango de conexión restante, el peso corporal y la discapacidad del motor que se ha mostrado al usuario. Cada uno de estos aspectos se documenta objetivamente, lo que permite el desarrollo de una base técnica sólida, que está en las etapas de diseño, modelado y construcción de la prótesis guiada. Sin requerir interferencia en circunstancias observadas, los estudios descriptivos proporcionan lealtad de registro de datos a medida que tienen lugar en la realidad diaria del usuario. La utilidad de esta modalidad también es su capacidad para mostrar diferencias individuales significativas. El reconocimiento de estas diferencias permite criterios de diseño diferenciados que tienen en cuenta la capacidad específica de cada individuo.

Este nivel es importante para la prótesis final no solo adaptada físicamente, sino también para realizar una función ergonómica y conveniente. Además, los estudios descriptivos permiten a los usuarios identificar modelos normales entre usuarios que enfrentan situaciones similares.

Esto puede ser útil para crear parámetros promedio o zonas de diseño estándar sin perder la necesidad de ajustes individuales. Se puede revelar que el grupo de usuarios tiene restricciones frecuentes en el área de suministro de pronación, liderando sistemas de articulación más elásticos o adaptativos.

De esta manera, los elementos convencionales se combinan con la adaptación estratégica y optimizan los recursos sin sacrificar la funcionalidad. Otra fortaleza de este enfoque es que ofrece información contextual que enriquece el proceso de desarrollo. Las observaciones también incluyen restricciones ambientales, el tipo de actividad diaria llevada a cabo por el usuario y las herramientas que utilizó y las posiciones del cuerpo más comunes. Estos datos le permiten ofrecer necesidades adicionales, como resistencia al impacto, fácil limpieza, interoperabilidad con herramientas, entre otras cosas.

Por lo tanto, el diseño de la prótesis responde no solo al aspecto del cuerpo, sino también al entorno y a los hábitos de los usuarios. De esta forma, los estudios descriptivos se convierten en una herramienta metodológica importante para este estudio, que proporciona una comprensión detallada, fiel y objetiva de las características de las propiedades a tener en cuenta en el desarrollo de la prótesis de la extremidad superior. Su carácter juvenil permite a los usuarios observar su entorno normal y observar sus circunstancias sin cambiar las que garantizan que las soluciones propuestas son realistas para sus necesidades. Esta precisión fortalece el desarrollo de unidades que contribuyen efectivamente a la mejora de su calidad de vida y autonomía.

### **Investigación documental**

Este estudio juega un papel importante en la recolección, análisis y organización del conocimiento existente relacionado con las prótesis de las extremidades superiores. Las fuentes documentales se utilizan principalmente al revisar las reglas nacionales e internacionales actuales, así como los estándares técnicos que regulan la producción, seguridad, funcionalidad y ergonomía de las unidades protésicas. Esta etapa es la clave para garantizar que el proyecto cumpla con los requisitos oficiales de calidad y calidad que requieren las unidades regulatorias y las organizaciones de salud.

También se analiza la literatura científica asociada con la antropometría, que se utiliza para personas discapacitadas, teniendo en cuenta cómo las medidas corporales cambian dependiendo

del tipo de amputación, edad, género y otros factores. Investigaciones anteriores nos informan para comprender la importancia de ajustar el tamaño de la prótesis postiza a las características físicas individuales del usuario. Esto incluye la altura de la tensión, el perímetro del brazo restante, el área de movimiento y la fuerza funcional restante que es esencial para un ajuste fácil y eficiente. Los materiales que a menudo se usan en prótesis funcionales también se estudian en esta etapa, y también se evalúan su durabilidad, peso, durabilidad, biodegradabilidad y costos. La elección de materiales adecuados como polímero, aleaciones de luz o componentes flexibles es esencial para garantizar que la prótesis cumpla con los requisitos mecánicos sin comprometer la comodidad del usuario. Además, los aspectos se consideran fáciles de producción, mantenimiento y disponibilidad local de estos materiales.

Además, los últimos mecanismos y tecnologías utilizados en el diseño de prótesis, como sistemas de anclaje avanzados, sensores mioeléctricos, componentes impresos en 3D, actuadores livianos y compuestos modulares. Este informe de desarrollo tecnológico le permite identificar, lo que puede integrarse en el diseño propuesto de acuerdo con la viabilidad técnica y económica del proyecto. Esto anuncia una innovación responsable que se beneficia del conocimiento disponible y responde a las verdaderas necesidades del usuario. Este proceso de investigación también permite repetir errores que ya se han documentado en otras áreas de desarrollo similar, el aprendizaje de errores reportados en casos de investigación de casos o evaluaciones de usuarios. Conocer las restricciones impuestas por los prototipos anteriores, se pueden aumentar las mejoras especiales y los ajustes funcionales. De esta manera, el diseño basado en la evidencia se fija y el resultado final está optimizado, reduciendo los riesgos de rechazo o errores estructurales.

Los estudios documentales contribuyen al establecimiento de un marco teórico estable que respalda las decisiones técnicas tomadas durante el proyecto. Proporciona argumentos válidos para justificar la elección de materiales, mecanismos funcionales y la orientación ergonómica de la prótesis. Cada elemento de diseño puede basarse en fuentes confiables que no solo proporcionan el rigor del estudio, sino que también conducen a un uso práctico en soluciones efectivas y sostenibles y se centran en mejorar la calidad de vida del usuario.

### 5.3. TÉCNICAS DE INVESTIGACIÓN

#### **Observación directa.**

El estudio actual proviene de una observación directa de las necesidades funcionales de la discapacidad anterior, que refleja la limitación significativa de las extremidades superiores. Esta condición ha limitado su rendimiento en las actividades cotidianas y académicas, mostrando la ausencia de un dispositivo que le permite operar con mayor autonomía. Este caso particular identifica un problema real que necesita atención de un enfoque técnico y humano que motiva el desarrollo de un proyecto que integra soluciones efectivas a través de la técnica biomédica.

La situación ex -Estudio es el punto de partida para la transformación del estudio con un propósito claro: desarrollar una prótesis de extremidades superiores personales, que no solo se adapta a sus medidas antropométricas, sino también con habilidades funcionales y necesidades específicas. El propósito de esta adaptación es mejorar su independencia y participación activa en el entorno educativo y en su vida cotidiana. Identificar este caso es una oportunidad para utilizar el conocimiento técnico para el beneficio real de una persona real y transformar la investigación en un efecto particular. El procedimiento de este problema le permite informar el proyecto de una persona y utilizar enfoques que priorizan la funcionalidad, la ergonomía y la inclusión del usuario. Esto se aplica no solo al desarrollo del artefacto, sino también a comprender profundamente a una persona con discapacidades y cómo una prótesis bien diseñada puede influir positivamente en su pozo físico, emocional y social. Esta perspectiva confirma la necesidad de un diseño centrado en el usuario en función de los criterios técnicos, el respeto por los valores y la igualdad de oportunidades.

Al mismo tiempo, el trabajo integra el conocimiento y la metodología para las técnicas biomédicas, como el análisis biomecánico, el modelado de tres dimensiones, la elección de materiales adecuados e introducción de sistemas funcionales que le permiten moverse. Estas herramientas tecnológicas, cuando se utilizan correctamente, contribuyen al desarrollo de soluciones innovadoras que pueden repetirse y mejorar en el futuro.

Como resultado, el proyecto no solo resuelve una necesidad individual, sino que también se predice como un modelo de referencia para nuevas aplicaciones en contextos similares. Además, el caso contribuye a las reflexiones sobre la importancia de la educación y la accesibilidad en las instituciones de capacitación. El problema de este ex alumno en el entorno

académico enfatiza completamente la necesidad de crear soluciones que garanticen condiciones justas para todas las personas, independientemente de sus restricciones físicas. A este respecto, la prótesis avanzada actúa no solo como un soporte técnico, sino también como una herramienta de aumento de opciones, lo que permite al usuario participar en una mayor autonomía.

#### **5.4. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO**

El presente proyecto de titulación responde a una necesidad real, identificada a partir del caso específico de un exestudiante universitario que sufrió una amputación transradial de la extremidad superior. El propósito del proyecto consiste en el diseño, adaptación y fabricación de una prótesis personalizada que contribuya a mejorar la calidad de vida del beneficiario, restableciendo parcialmente su autonomía funcional.

La propuesta se fundamenta en principios técnicos provenientes de la antropometría, ergonomía, diseño asistido por computadora (CAD) y tecnologías de fabricación digital. Adicionalmente, considera aspectos sociales, solidarios y funcionales, al plantear una solución accesible desde el punto de vista económico.

El diseño está basado en una combinación inteligente de dos modelos 3D obtenidos en las plataformas de Cults3D (modelo de mano "Smart Hands") y P4H Bionics Academy: Homepage (modelo de antebrazo). Tras una evaluación ergonómica y funcional, se rediseñaron diversas secciones para adaptarlas a las medidas antropométricas del beneficiario.

El alcance del proyecto incluye la recolección de datos, modelado digital, simulaciones de ensamblaje, selección de componentes, análisis funcional y la planificación para su fabricación mediante impresión 3D.

#### **5.5. VARIABLES DEL ESTUDIO**

- **Variable independiente:** Aplicación de diseño antropométrico para una prótesis mioeléctrica.

- **Variable dependiente:** Nivel de adaptabilidad funcional y confort de uso por parte del beneficiario.

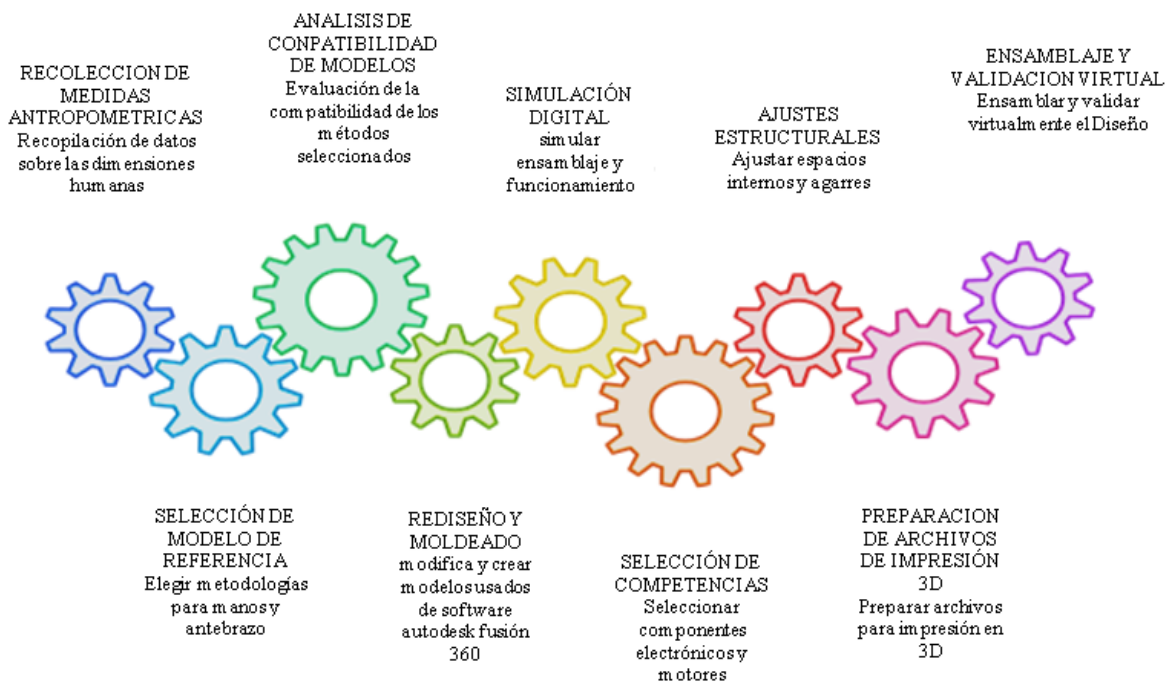


Figura 4. 1: Datos de entrada

## 5.6. DATOS DE ENTRADA

Se utilizaron datos reales obtenidos en una sesión de visita al beneficiario:

- Largo total del antebrazo desde el Olécranon (codo) hasta muñón: 170 mm
- Largo promedio de los dedos (lado izquierdo): 77mm
- Ancho de la palma funcional: 104mm
- Altura promedio de falanges: 77mm
- Mediciones directas con cinta métrica.

## 5.7. TOMA DE MEDIDAS DEL BRAZO DEL PACIENTE.

Durante el desarrollo del proyecto, se realizaron mediciones utilizando el diseño de código abierto en la plataforma CULTS 3D con las que detalla de la mano completa y la mano afectada para recopilar información precisa que sirvió como base para el diseño de la prótesis

completamente adaptada al cuerpo del paciente. La precisión en este momento es esencial, ya que cualquier error puede poner en peligro la personalización, la funcionalidad y la comodidad del dispositivo. El uso del método de medición manual garantiza la precisión de los datos, lo que permitió una recopilación cuidadosa y controlada.

Las herramientas utilizadas incluyeron principalmente cinta métrica que facilitaron la longitud y la circunferencia de diferentes partes de la mano, como el antebrazo, la parte superior del brazo y la muñeca. Estos objetivos antropométricos son importantes para definir las dimensiones de encaje, articulaciones móviles y puntos protésicos.

Además, el tamaño de la mano sana se comparó con el miembro afectado para lograr una simetría visual y funcional, lo que contribuye al equilibrio corporal del cuerpo. Una de las mediciones más críticas fue la tensión, ya que esta área es el punto de asociación entre el cuerpo del usuario y la prótesis. Para hacer esto, el perímetro se tomó en diferentes puntos de la cepa utilizando las mismas dimensiones de banda y, por lo tanto, garantizando un ajuste progresivo y ergonómico. Después de eso, según estos objetivos, se recomendó el uso de la compresión promedio para comprimir y homogeneizar la forma de la cepa, además de proporcionar protección contra el contacto directo con el material rígido en la prótesis.

Cuando se recopiló toda la información antropométrica necesaria, la prótesis se modeló digitalmente utilizando el software de diseño de asistente de computadora (CAD). Este modelado permitió la transformación de datos físicos en un diseño de tres dimensiones que se personaliza en el contorno del cuerpo del usuario. El archivo generado se exportó formato .stl, un estándar que se utilizó ampliamente en tecnologías de fabricación aditiva, lo que permite la interpretación adecuada de la geometría de las impresoras 3D.

La impresión de la prótesis se realizó utilizando una impresora Creality, el modelo de 3 V3 Plus con un volumen de trabajo de 30x30x30 centímetros. Esta máquina le permite obtener piezas con buena precisión del tamaño y resistencia estructural, ya que es ideal para prototipos funcionales y componentes de prueba. El material utilizado fue el PLA del filamento, debido a su impresión de luz, buena resistencia mecánica y biodiversidad relativa para uso temporal o contacto indirecto.

Todo el proceso, desde la medición manual hasta la impresión 3D, se realizó de manera controlada para garantizar que la prótesis cumpla con los requisitos funcionales, ergonómicos

y de confort. El resultado final refleja el diseño que responde directamente al tamaño del cuerpo del cuerpo, que optimiza la personalización, la funcionalidad y la experiencia general de usar el interior protésico.

## **5.8. MODELAMIENTO DEL ANTEBRAZO**

Para el modelado del antebrazo se utilizaron las medidas del paciente, principalmente el largo de su antebrazo. El objetivo principal del diseño es que la prótesis tenga las medidas más cercanas a las del paciente. Hubo limitaciones de espacio debido a los componentes electrónicos, lo que impidió lograr un modelo de antebrazo con el mismo ancho exacto, pero se consiguió uno dentro de lo cómodo para el paciente.

El modelo se desarrolló utilizando Fusion 360, un software de diseño de Autodesk. Este diseño contempló dos partes fundamentales: el acople con el muñón del paciente y el compartimiento destinado a los componentes electrónicos. El acople con el muñón resultó relativamente sencillo de diseñar, dado que se basó en una operación de corte utilizando un modelo 3D del brazo del paciente. El procedimiento consistió en crear inicialmente un sólido base para el acople, luego importar el modelo del brazo y finalmente emplear la herramienta de combinación con la opción de corte, lo que generó un hueco adaptado exactamente a la forma del brazo del paciente. Esto permitió que la prótesis tuviera un ajuste personalizado, ofreciendo comodidad y firmeza durante su uso.

Por otro lado, el área destinada a la electrónica fue la más compleja de diseñar, debido a que debía ser suficientemente compacta para mantener proporciones coherentes con las medidas del paciente, pero también debía permitir alojar adecuadamente los componentes electrónicos, facilitando además su ensamblaje. Para ello, se decidió crear distintas zonas internas dentro del antebrazo, asignando espacios específicos para el área de potencia y microprocesador, la zona de control y reforzar la base destinada a los servomotores. Con el fin de separar estas áreas, se diseñaron dos paredes internas: una vertical y otra horizontal. Estas paredes cumplen también la función adicional de servir como soporte para el montaje seguro de los componentes y evitar movimientos no deseados dentro del antebrazo.

#### **4.9. MODELAMIENTO DE LA MANO**

Para el diseño de la mano, se optó por utilizar un diseño de código abierto llamado Smart-Hand [2]. Este proyecto proporciona los diseños detallados de todos los dedos, las juntas de los dedos con una sujeción en cuatro ejes para un mejor agarre que depende de un servo motor en cada dedo, lo que facilita la personalización según las necesidades del usuario. Además, Smart-Hand ofrece la opción de obtener los diseños de los dedos tanto por separado como en forma de planchas, ya listas para una única impresión en 3D. Esta característica resultó ser ideal para el diseño final de la mano, ya que al adquirir el diseño podemos modificarle a medidas requeridas por el usuario, fue necesario realizar modificaciones específicas a este diseño para que sea lo más parecido posible a las medidas de su mano real. Además, Este acabado proporciona un agarre significativamente superior, lo cual es crucial para la funcionalidad de la mano en tareas cotidianas.

La precisión en este momento es esencial, ya que cualquier error puede poner en peligro la personalización, la funcionalidad y la comodidad del dispositivo. El uso de métodos de medición manual para garantizar la precisión de los datos, lo que permitió una recopilación cuidadosa y controlada.

Las herramientas utilizadas incluyeron principalmente cinta métrica que facilitaron la longitud y la circunferencia de diferentes partes de la mano, como el antebrazo, la parte superior del brazo y la muñeca. Estos objetivos antropométricos son importantes para definir las dimensiones de encaje, articulaciones móviles y puntos protésicos. Además, el tamaño de la mano sana se comparó con el miembro afectado para lograr una simetría visual y funcional, lo que contribuye al equilibrio corporal del cuerpo. Una de las mediciones más críticas fue la tensión, ya que esta área es el punto de asociación entre el cuerpo del usuario y la prótesis. Para hacer esto, el perímetro se tomó en diferentes puntos de la cepa utilizando las mismas dimensiones de banda y, por lo tanto, garantizando un ajuste progresivo y ergonómico. Después de eso, según estos objetivos, se recomendó el uso de un accesorio de compresión para comprimir y homogeneizar la forma de la cepa, además de proporcionar protección contra el contacto directo con el material rígido en la prótesis.

Cuando se recopiló toda la información antropométrica necesaria, la prótesis se modeló digitalmente utilizando el software de diseño de asistente de computadora (CAD). Este modelado permitió la transformación de datos físicos en un diseño de tres dimensiones que se

personaliza en el contorno del cuerpo del usuario. El archivo generado se exportó formato. stl, un estándar que se utilizó ampliamente en tecnologías de fabricación aditiva, lo que permite la interpretación adecuada de la geometría de las impresoras 3D.

Esta versatilidad era ideal para adaptar la prótesis, ya que permitía cambiar las dimensiones para parecer lo más posible la anatomía real del usuario. Se garantizó que los cambios asegurarían una mejor funcionalidad y un agarre más eficiente, lo cual es esencial para las tareas diarias. Todo el proceso, desde las mediciones manuales hasta la producción de impresión 3D y la personalización del diseño de manos, se realizó de manera controlada para garantizar que las prótesis cumplan con los requisitos funcionales, ergonómicos y de confort especificados. El resultado final refleja el diseño que responde directamente al tamaño del cuerpo, que optimiza la personalización, la funcionalidad y la experiencia general de usar el interior protésico.

#### **4.10. MÉTODOS DE CÁLCULO Y SOFTWARE UTILIZADO**

##### **4.10.1. Software CAD: Fusión 360**

Utilizado para modelar y adaptar las piezas 3D. Se realizaron operaciones de corte, extrusión, escalado, empalmes y ensamblajes virtuales.

##### **4.10.2. Cálculos estructurales:**

- Espesor de pared: evaluado según rigidez esperada del PLA (1.5 mm a 3 mm).
- Torque estimado de servomotor requerido: basado en ecuaciones de palanca.

$$\vec{T} = d\vec{F} \quad 5.1$$

**Donde:**

F = ESP32

### 4.10.3. Programación (Código)

Para controlar el sistema electromecánico de la prótesis, se utilizó un microcontrolador esp32 junto con seis servomotores mg90s. la lógica de funcionamiento responde a la señal generada por un sensor ENG conectado al pin analógico GPIO15 del ESP32. el siguiente código permite interpretar esa señal muscular y generar el movimiento correspondiente en los servos GPIO:

### 4.10.4. Explicación del código

```
#include <ESP32Servo.h>
```

Se importa la biblioteca necesaria para controlar servomotores con el microcontrolador ESP32. Esta biblioteca permite enviar señales PWM para controlar el ángulo de rotación de los servos.

```
const int numServos = 6;  
const int pinesServos[numServos] = {23, 22, 21, 19, 18, 17};
```

Aquí se definen 6 servomotores y los pines a los cuales están conectados. Cada pin corresponde a un dedo o parte del movimiento de la mano protésica. En este caso:

- Servo 0 → GPIO18
- Servo 1 → GPIO22
- Servo 2 → GPIO23
- Servo 3 → GPIO19
- Servo 4 → GPIO21
- Servo 5 → GPIO17

```
Servo servos[numServos];
```

- Se crea un arreglo de objetos Servo, uno para cada motor.

```
float medida = 0;  
float N = 5.0;  
bool estadoServo = false;
```

- **medida:** almacena un promedio móvil de la señal analógica leída (del sensor EMG).
- **N:** número de muestras para el promedio móvil (suaviza la señal).
- **EstadoServo:** controla si los servos están en posición inicial o final (evita que repitan el mismo movimiento constantemente).

```
void setup() {  
  Serial.begin(115200);  
  for (int i = 0; i < numServos; i++) {  
    servos[i].attach(pinesServos[i]);  
    servos[i].write(0);  
  }  
}
```

- **Serial.begin(115200);** Inicializa la comunicación serie a una velocidad de 115200 baudios. Esto permite visualizar en el monitor serial del entorno de desarrollo (como Arduino IDE) los datos que se envían desde el microcontrolador, facilitando el monitoreo de lecturas como las señales EMG (electromiográficas).
- **for (int i = 0; i < numServos; i++);** Este bucle for recorre el arreglo de servomotores. La variable i actúa como índice para identificar cada uno de los servos.
- **servos[i].attach(pinesServos[i]);** Con esta línea, se asigna cada objeto Servo al pin digital correspondiente definido previamente en el arreglo pinesServos[]. Es decir, se le indica al programa qué pin controla a cada servomotor.
- **servos[i].write(0);** Una vez asignado cada servo a su pin, se establece su posición inicial en 0 grados, es decir, completamente en reposo. Esto evita movimientos inesperados cuando el dispositivo se energiza.

```
void loop() {
  medida = medida * (N - 1) / N + analogRead(15) / N;
  Serial.println(medida);
```

- Se aplica un filtro de promedio móvil a la lectura del pin analógico GPIO15 (sensor EMG).
- Se imprime el valor de la señal en el monitor serial.

```
if (medida > 1000 && !estadoServo) {
  for (int angulo = 0; angulo <= 90; angulo++) {
    servos[0].write(angulo);
    servos[11].write(angulo);
    servos[13].write(angulo);

    servos[10].write(90 - angulo);
    servos[12].write(90 - angulo);
    servos[6].write(90 - angulo);
    delay(7);
  }
  estadoServo = true;
}
```

- Si se detecta contracción muscular ( $medida > 1000$ ), los servos 1, 3 y 5 giran de  $90^\circ$  a  $0^\circ$ , y los servos 2, 4 y 6 hacen el movimiento opuesto (de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ ), generando una acción tipo "agarre".

```
if (medida <= 1000 && estadoServo) {
  for (int angulo = 90; angulo >= 0; angulo--) {
    servos[0].write(angulo);
    servos[11].write(angulo);
    servos[13].write(angulo);

    servos[10].write(90 - angulo);
```

```

servos[12].write(90 - angulo);
servos[6].write(90 - angulo);
delay(7);
}
estadoServo = false;
}

```

- Cuando el músculo se relaja, se revierte el movimiento anterior.

```

if (medida > 1500 && !estadoServo) {
for (int angulo = 90; angulo >= 0; angulo--) {
servos[11].write(angulo);
delay(7);
}
estadoServo = true;
}

```

- Si se detecta una señal aún más intensa, es decir mayor a 1500, solo el servo 2 se activa.

```

delay(50);
}

```

- Pequeña pausa para evitar saturar el microcontrolador.

#### 4.10.5. Desarrollo del código de control

Para la implementación funcional de la prótesis mioeléctrica, se desarrolló un código fuente en el entorno de programación Arduino IDE, orientado al microcontrolador ESP32. Con el fin de optimizar tiempos y garantizar una estructura lógica clara en la programación, se utilizó como herramienta de apoyo la inteligencia artificial de ChatGPT.

Mediante la elaboración de un prompt (instrucción detallada), se solicitó a la IA generar un código que permitiera controlar seis servomotores, en base a la señal recibida desde un sensor EMG (electromiográfico). A partir del código sugerido, se realizaron múltiples pruebas, ajustes y mejoras para adaptarlo a los requerimientos técnicos y funcionales del proyecto.

Prompt utilizado para la generación del código:

Necesito un código en Arduino para controlar 6 servomotores conectados a un ESP32. Los servos están conectados a los pines GPIO 23, 22, 21, 19, 18 y 17. Deseo que la lectura de un sensor EMG conectado al pin analógico GPIO15 active diferentes movimientos. Cuando la

señal supere un umbral de 250 y el sistema esté en reposo, los servos 1, 3 y 5 deben moverse de 0° a 90°, mientras que los servos 2, 4 y 6 deben ir de 90° a 0°. Si la señal baja de 200, los servos deben volver a su posición original. Además, si la señal supera los 1000, solo el servo 2 debe moverse de 90° a 0°, simulando un gesto de señalar. Quiero que el código sea fluido y tenga un control por promedio móvil para suavizar la lectura del sensor EMG.”

Este prompt fue utilizado como base, y el código generado fue adaptado, probado y ajustado según las condiciones específicas del proyecto.

#### 4.11. EQUIPOS, HERRAMIENTAS Y MATERIALES

- **Material de impresión:** PLA. es un material de impresión que facilita el uso tiene bajo costo y una resistencia mecánica que tiene compatibilidad con prototipos que parcialmente se usan con la piel, es rígido e ideal para estructuras de prótesis.
- **Impresora 3D:** Creality Ender 3 V3 PLUS, La impresora 3D es seleccionada por su impresión, área de impresión y una amplia compatibilidad con el P L A, esto permite fabricar piezas personalizadas según las medidas del usuario.
- **Microcontrolador:** ESP32-WROOM, El micro controlador permite controlar los movimientos de la prótesis, su capacidad de procesamiento, la conexiones con pines de entrada y salida lo que permite una integración entre los sensores y servo motores.
- **Sensor:** EMG MyoWare, El sensor EMG capta señales eléctricas de los músculos que permite interpretar la intención de movimiento, y esto es importante para un control intuitivo y personalizado en las prótesis.
- **Servomotores:** MG90s (160°), El servo motor MG 90 S permite movimientos de los dedos y las articulaciones tiene un ángulo de rotación de 160° y es adecuado para simular los movimientos naturales de una extremidad superior.
- **Alimentación:** batería Lipo 1600 mAh – 7.4, batería 9V (2). La combinación de la batería es básicamente importante, porque proporciona una energía estable y suficiente para el funcionamiento continuo de los componentes eléctricos, sin comprometer la portabilidad del dispositivo.
- **Software:** Fusion 360, Arduino IDE, El software tres 60 es utilizado para un diseño CAD, donde las piezas de las prótesis tienen un funcionamiento con Arduino y permite

programar el micro controlador y así gestionar la interacción entre el sensor y los actuadores.

- **Tornillos:** M2-M3 (acero inoxidable), Los tornillos de acero inoxidable, M2 y M3, sirven para ensamblar las piezas, de tal manera que se garantice la resistencia y a la corrosión y la estructura sólida.

Tabla 4. 1. Selección del material y justificación técnica

<b>Componente</b>	<b>Criterio de Selección</b>	<b>Justificación Técnica</b>
PLA	Fácil impresión, rigidez, biocompatibilidad	Ideal para estructuras externas personalizadas
Creality Ender 3	Precisión, compatibilidad con PLA, área de impresión suficiente	Permite fabricar piezas según medidas antropométricas
ESP32-WROOM	Bajo consumo, conectividad, múltiples pines I/O	Facilita control de sensores y actuadores con buena capacidad de procesamiento
Sensor MyoWare	Lectura de señales musculares, facilidad de integración	Permite captar intención de movimiento para control intuitivo
Servomotor MG90s	Bajo costo, buen torque, 160° de rotación	Proporciona movimiento natural y funcional a las articulaciones de la prótesis
Batería LiPo/9V	Portabilidad, capacidad de carga, doble fuente	Asegura autonomía y estabilidad energética del sistema
Fusion 360	Diseño 3D paramétrico, precisión	Permite adaptar las dimensiones de la prótesis al cuerpo del usuario
Arduino IDE	Código abierto, compatible con ESP32	Facilita la programación de sensores y controladores
Tornillos M2-M3	Resistencia mecánica, inoxidables	Aseguran fijación estable de los componentes sin oxidación

La descripción de los materiales presenta criterios de selección y la justificación técnica de los componentes utilizados en la prótesis. También destaca la funcionabilidad, compatibilidad y la eficiencia de cada material, el cual puede adaptarse a las necesidades de la prótesis a diseñar para las personas con discapacidad.

Tabla 4. 2. Características de los filamentos utilizados

Filamento	Ventajas	Desventajas	Resistencia mecánica	Flexibilidad	Precio (USD/kg)
(TPU)	Alta flexibilidad y resistencia a impactos	Difícil de imprimir, baja rigidez	Media	Muy alta	28
PETG	Buena resistencia mecánica y a la humedad	Menor resistencia térmica	Alta	Media	22
PLA	Excelente calidad superficial y fácil impresión	Frágil, sensible al calor	Media	Baja	22
ABS	Alta resistencia mecánica y térmica	Emisión de vapores tóxicos	Alta	Media	20
PLA Hyper (Creality)	Alta calidad superficial, excelente adhesión, facilidad de impresión, resistencia mecánica adecuada	Frágil ante impactos fuertes, sensible al calor extremo	Alta	Baja	22
PLA SILK (Creality)	Alta calidad estética, excelente acabado superficial, fácil impresión	Frágil, menos resistente a impactos fuertes, sensibilidad térmica	Media	Baja	25

El filamento PLA se eligió como los principales beneficios de los materiales protésicos debido a un conjunto de materiales, lo que lo convierte en una opción óptima para proyectos de diseño funcionales y prototipos rápidos, como el presente. Primero, el PLA ofrece una excelente calidad superficial, que promueve tanto la estética de la prótesis como la precisión de la reproducción de las piezas. Esto es importante para lograr una buena aceptación psicológica del usuario, ya que la prótesis visualmente armoniosa facilita su integración con la imagen del cuerpo.

Además, PLA es uno de los materiales más simples para imprimir en impresoras FDM 3D, lo que le permite producir de manera rápida, eficiente y reproducida, especialmente en un entorno donde hay condiciones industriales o equipos altos disponibles. Esta característica también facilita el ajuste o los convertir con detalles si se necesitan más cambios.

En términos de costo, PLA es uno de los hilos más asequibles del mercado (alrededor de \$ 22 por rollo), lo que lo hace ideal para mantener el presupuesto del proyecto sin comprometer la calidad. Aunque sus propiedades mecánicas promedio no son las más resistentes al calor, es suficiente para soportar cargas estáticas y vibrantes moderadas, que están expuestas a las prótesis postizas de las extremidades superiores, especialmente cuando el diseño está estructuralmente optimizado y combinado con componentes internos más estables o flexibles.

## 6. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

### 6.1. OBJETIVO 1: ANALIZAR LAS NECESIDADES ERGONÓMICAS Y FUNCIONALES DEL BENEFICIARIO MEDIANTE ESTUDIOS ANTROPOMÉTRICOS.

Este objetivo fue diseñado para ajustar la prótesis extraída de los almacenes digitales para personalizarlo en el usuario de la forma morfológica y funcional, teniendo en cuenta sus dimensiones antropométricas, los componentes electrónicos necesarios y la conveniencia en el uso diario.

#### 6.1.1. Recolección de datos antropométricos por medio de mediciones directas

Para obtener información precisa sobre el usuario objetivo, las mediciones directas de los del muñón y del miembro contralateral saludable, se realizaron utilizando herramientas como cinta métrica. Las medidas se tomaron en una posición de reposo natural y muscular y garantizaron la confiabilidad de los datos.

Medición directa con cinta métrica (circunferencias, diámetros).

Posicionamiento anatómico según las indicaciones de la norma ISO 7250-1:2018, para garantizar comparabilidad con bases de datos de ergonomía aplicadas a dispositivos médicos.

Tabla 5. 1. Parámetros medidos

Parámetro medido	Valor - (mm)	Instrumento de Medición
Dedo pulgar	60	Cinta métrica
Dedo índice	70	Cinta métrica
Dedo medio	77	Cinta métrica
Dedo anular	70	Cinta métrica
Dedo meñique	55	Cinta métrica
Muñeca -pulgar	127	Cinta métrica
Muñeca-índice	173	Cinta métrica
Muñeca-medio	177	Cinta métrica
Muñeca-anular	173	Cinta métrica

<b>Parámetro medido</b>	<b>Valor - (mm)</b>	<b>Instrumento de Medición</b>
Muñeca-meñique	135	Cinta métrica
Palma	104	Cinta métrica
Antebrazo	270	Cinta métrica
Anchura muñón	82	Cinta métrica
Circunferencia muñón normal	224	Cinta métrica
Circunferencia muñón residual	166	Cinta métrica
Longitud del antebrazo residual	170	Cinta métrica
Longitud faltante respecto al brazo sano	100	Cinta métrica
Longitud del antebrazo codo a muñeca	291	Cinta métrica
Ancho de la muñeca	165	Cinta métrica
Hombro - muñón	467	Cinta métrica

Las mediciones obtenidas permiten que se establezca las dimensiones para el diseño personalizado de la prótesis. Se visualiza que el usuario tiene un antebrazo corto de 170 mm de longitud, lo que implica la necesidad del sistema de fijación cómodo y estable. Además, las medidas del brazo sano, como el antebrazo de 270 mm y palma de 104 mm, sirven como referencia para que se garantice proporciones anatómicas y funcionales que contribuyen a una prótesis que mejore la calidad de vida del usuario.



Figura 6.1: Medición longitud hombro-muñón (467mm)

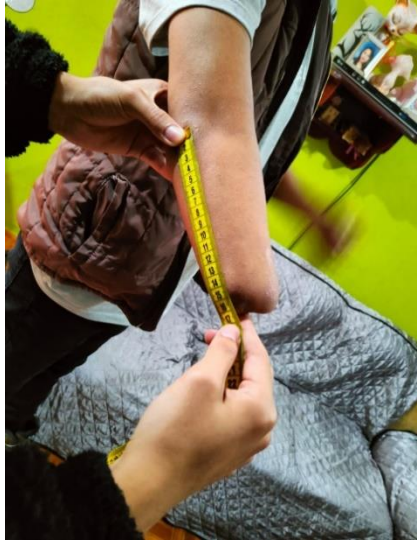


Figura 6.2: Medición longitud codo muñón (170 mm)



Figura 6.3: Medición circunferencia del antebrazo (224 cm)



Figura 6.4: Medición muñeca (166 mm)



Figura 6.5: Medición del dedo medio (77 mm)



Figura 6.6: Medición muñeca – dedo medio (177 mm)



Figura 6.7: Medición longitud total del brazo extendido

### 6.1.2. Revisión de las normativas y estándares internacionales

Se revisaron las normativas técnicas que sirvieron a manera de marco de referencia para que se logre definir las proporciones, cargas y el diseño del encaje. A continuación, se muestran las normas seleccionadas:

Tabla 5. 2. Normativas estándares internacionales aplicadas al diseño antropométrico de prótesis

<b>Norma</b>	<b>Aplicación en el proyecto</b>
ISO 8549-3:2020	Acerca de la clasificación de prótesis, ya se transradial o funcional pasiva
UNE-EN ISO 7250-1:2018	Trata sobre las posicionamiento y medidas ergonómicas recomendadas
ISO 13405-2:2015	Acerca de la evaluación de compatibilidad entre muñón y encaje
ISO 10328:2016	Trata sobre el ensayo de resistencia mecánica ante cargas repetidas
NASA Anthropometric Source Book	Como referencia para las proporciones antropométricas estándar

Estas reglas han sido esenciales para garantizar que el diseño protésico se adapte tanto a las proporciones individuales del usuario como a los estándares reconocidos internacionalmente. En particular, el ISO 13405-2 puede determinar qué áreas de muñón deben ser compatibles con la presión moderada del "encaje". Además, el uso de las proporciones del manual de la NASA fue la clave para probar la simetría del diseño protésico para una mano saludable, que es esencial para garantizar la estabilidad en las actividades cotidianas, como levantar objetos o mantener el equilibrio mientras camina.

ISO 13405-2: 2015 fue especialmente útil para determinar las propiedades geométricas del encaje. Usando este manual, se hicieron recomendaciones en puntos de presión aceptables, ajustes preferidos y tolerancias de tamaño. Esto es importante en este proyecto porque la cepa tiene una longitud limitada. Gracias a este estándar, se definió que la forma del encaje debería distribuirse uniformemente y que se debe permitir el mínimo dentro del encaje. En términos de restauración y seguridad.

ISO 10328: 2016 son las principales pautas para la evaluación de cargas dinámicas, engranajes y ciclos de resistencia a la fatiga. Aunque este estándar se usa más comúnmente en las extremidades inferiores, sus principios pueden extrapolarse a este proyecto para evaluar la estructura. Este estándar también le permite elegir el grosor mínimo de los detalles impresos en 3D, teniendo en cuenta el tipo de material utilizado, como PLA o PETG.

Finalmente, el libro de origen antropométrico de la NASA y el estándar ISO 7250-1 fueron valiosos para verificar que las acciones protésicas coincidan con los objetivos promedio del cuerpo humano. Estas referencias están garantizadas de que el diseño no solo se adapta al usuario, sino que también mantiene la estética y la funcionalidad equilibradas. Esto es importante para lograr la aceptación psicológica de la unidad de usuario y mantener la simetría visual para una mano saludable.

Los estándares internacionales, como ISO 7250-1, fueron seleccionados en lugar de las normas nacionales o latinoamericanas, teniendo en cuenta sus niveles de estandarización, actualización y validación científica más altos a nivel global. Las bases de datos antropométricas internacionales, como la NASA, ofrecen una amplia gama de pruebas de población que permiten personalizar el diseño incluso para variaciones morfológicas fuera del promedio regional. Aunque existen diferencias en los factores genéticos, étnicos, nutricionales y culturales, existe relación en las medidas corporales, lo que permite a los estándares

internacionales crear un punto de partida técnico confiable y reconocido para personalizar el diseño de las medidas individuales del paciente a través de un estándar estable y comparativo[3].

### 6.1.3. Análisis comparativo de casos similares

Con el objetivo de confirmar el enfoque técnico y metodológico de este proyecto, se realizó un análisis comparativo de varios diseños protésicos de varias extremidades super radiales documentadas, que se centra en la tecnología de bajo costo y la impresión 3D. Esta revisión permitió determinar las configuraciones funcionales, los materiales utilizados, los tipos de mecanismos y resultados obtenidos en términos de funcionalidad y satisfacción de los usuarios. También se evaluó la experiencia nacional e internacional, priorizando el desarrollo en un contexto similar de recursos, acceso a tecnología y propiedades demográficas.

Tabla 5. 3. Tabla comparativa

<b>Proyecto propio</b>	<b>País</b>	<b>Tecnología</b>	<b>Tipo de activación</b>	<b>de</b>	<b>Características destacadas</b>
E-nable Hand	Estados Unidos	Impresión 3D FDM	Mecánica pasiva		Diseño modular por medio de bajo costo y la descarga en línea
BionicArm v2	Perú	Impresión 3D	Activación mecánica		Se lo adaptó a muñones cortos por medio de piezas articuladas por tensión
Prusa Arm V3	República Checa	Impresión 3D + corte láser	Tracción muñeca	por	Con una elevada personalización con una gran comunidad de soporte técnico
Proyecto	Ecuador	Impresión 3D	Mecánica pasiva		En desarrollo que se encuentra centrado en muñón corto y estética modular
MOPRO Hand	Colombia	Mixta (3D + metálicos)	Mioeléctrica		Costosa, pero fue diseñada con precisión para entrenamiento previo, mayor funcionalidad

La observación de varias investigaciones se confirma que las impresiones 3D se consolidan como una alternativa efectiva al desarrollo de las prótesis postizas de las extremidades superiores, especialmente en un contexto bajo. La mayoría de los proyectos analizados utilizan tecnología FDM (modelado de deposición derretida) para su disponibilidad, fácil

mantenimiento y compatibilidad con materiales financieros como PLA, ABS o PETG. Este hallazgo confirma la elección de la tecnología para este proyecto y confirma su viabilidad técnica y económica.

Además, existe una tendencia creciente a diseños modulares y adaptativos, que se considerarán partes intercambiables o ajustables de nuestro modelo.

Una de las soluciones más populares es "E-Nable Rock", proyecto de código abierto y repetido en el mundo. Este modelo se distingue por su propio método social y lo ajusta fácilmente a una variedad de fines antropométricos.

Sin embargo, su funcionalidad depende en gran medida de la tensión, lo que limita su utilidad a los usuarios con altas amputaciones o cepas muy cortas, como es el caso en el estudio actual. Esta restricción fortalece la necesidad de diseñar un dispositivo que funcione con movimientos de hombro o troncal.

Otro caso notable es el proyecto peruano "Bionicarm V2", que introduce un diseño adaptado a cepas cortas utilizando componentes articulados de voltaje utilizando hilos de nylon y resortes internos. Aunque su funcionalidad es limitada en comparación con las prótesis mioeléctricas, crea una buena relación entre los costos, el peso y la movilidad. Este enfoque se utilizará como referencia a la integración del mecanismo de apertura/cierre manual o, con la asistencia mecánica básica, la prótesis de diseño sin el uso de componentes electrónicos costosos.

Por el contrario, proyectos como "MPro Hand" son tecnologías más sofisticadas, como los sensores mioeléctricos que ofrecen una funcionalidad más alta, pero a un alto precio y con mayores requisitos técnicos y de mantenimiento. Si bien este tipo de soluciones son válidas, se alejan de los objetivos del trabajo actual, priorizando la simplicidad, la ergonomía y la disponibilidad económica. La comparación confirma la importancia de mantener una línea de diseño que se centre en la mecánica funcional sin depender de la tecnología electrónica compleja y, por lo tanto, priorizar la sostenibilidad del proyecto y su escalabilidad en el medio ambiente con limitaciones técnicas.

## **6.2. DESARROLLAR UN MODELO 3D MEJORADO PARA LA FABRICACIÓN DE LA PRÓTESIS. (OBJETIVO 1)**

Para el cumplimiento de este objetivo se procedió a realizar la adaptación del diseño base a medidas antropométricas.

### **6.2.1. Adaptación del diseño base a medidas antropométricas**

Para lograr este objetivo, se comenzó a partir de modelos digitales anteriores, descargados de plataformas de acceso gratuito y desarrollo protésico de bajo costo. Específicamente, el modelo de "mano inteligente" de la página de Cults3D y de la Academia P4H Bionics. Estos modelos fueron seleccionados por la facilidad de código abierto, impresión 3D fácil y compatibilidad con sistemas electromecánicos simples.

Cuando las mediciones antropométricas del usuario (longitud del antebrazo, codo a muñeca) con 291 mm, ancho de la muñeca: 165 mm, longitud del dedo medio: 77 mm), longitud total de la mano de 177 mm, los componentes básicos del software Fusion 360, que permitió que las herramientas de edición paramétricas en esta plataforma cambiaran con precisión el tamaño sin cambiar los mecanismos internos o sin perder la funcionalidad.

El ajuste básico del diseño es una de las mejores etapas del desarrollo de la prótesis personalizada, ya que incluye no solo los cambios de dimensión sino también ajustes estructurales para mantener toda la integridad mecánica. En este caso, los modelos de código abierto se cambiaron a los datos del usuario utilizando escala y corte controlado Fusion 360, lo que le permite integrarse con precisión entre las secciones.

El ajuste de las palmas y los dedos respondió similar a las dimensiones reales del usuario, lo cual es importante para garantizar la proporción correcta entre la mano y los segmentos de la mano. Este nivel de personalización ayuda a distribuir mejor el peso del dispositivo, evita los puntos de presión no deseados y permite una mayor naturalidad en movimiento. Además, el contenedor de tensión personalizado utiliza la comodidad del usuario durante mucho tiempo.

Una de las mayores preocupaciones era mantener la funcionalidad de los dedos del sistema tendinoso y el antebrazo: el mecanismo de anclaje. Se realizaron ajustes después de los ejes de rotación inicial para el diseño básico. Esto, a pesar de los cambios en las dimensiones, permitió que los movimientos de apertura y cierre de los dedos fueran efectivos. La estructura general de la muñeca también se reforzó con un grosor adicional de 0,5 mm en los puntos de anclaje,

debido a que existe la posibilidad de que se exterioricen detalles o esfuerzos concentrados o fallas por fatiga en dichas zonas.

El uso de la Fusión 360 fue la clave para mantener la precisión del diseño. Este software permite trabajar en milímetros, aplicar restricciones geométricas y confirmar conexiones virtuales antes de imprimir. Se descubrió la posible intervención entre el antebrazo y la batería interna, que se ajustó para crear una cavidad de alojamiento especial. Todo esto reduce los errores de impresión y mejora la eficiencia del proceso de producción.

### 6.2.2. Rediseño de los componentes críticos, palma, dedos y antebrazo

Más allá del escalado, fue necesario rediseñar partes clave de la prótesis. En el diseño de la palma se modificó el ancho de la estructura reforzando la base donde se colocarán los servomotores MG90s de 180°, canales para cables de tracción (tendones) y el espacio donde van los tornillos M3. En los dedos, se redelineo las falanges para permitir una correcta articulación con bisagras tipo snap-fit. El antebrazo fue extendido y modificado aprovechando el espacio para contener el sistema electrónico: batería Lipo 1600 mAh/7.4V, dos baterías de 9v, microcontrolador ESP32-WROOM y sensor EMG MyoWare.

Tabla 5. 4. Cambios técnicos realizados en el diseño de la mano

Componente	Rediseño	Mejora
Palma	Canales internos, ancho de los soportes para servomotores y cuerda	Integración electromecánica
Dedos	Nueva articulación “snap-fit” y la geometría anatómica	Ensamblaje rápido y movimiento más natural
Encaje del muñón	Cavidad adaptada de acuerdo al perímetro residual del brazo	Estabilidad y confort
Antebrazo	Alojamiento para electrónica y la tapa de acceso rápido	Mantenimiento y peso equilibrado

Luego de tener, los cambios, se realizó los cálculos técnicos para dar la personalización del modelo.

### 6.2.3. Cálculos técnicos para personalizar el modelo

#### Torque requerido para mover los dedos

Para garantizar un movimiento funcional de los dedos, se estimó el torque mínimo necesario para accionar el mecanismo tipo "cuerda-tendón".

$$\text{Torque} = \text{Fuerza} * \text{Distancia} \quad 6.1$$

Donde:

$T$  = Torque requerido (N·m)

$F$  = Fuerza aplicada sobre el tendón (N)

$d$  = Distancia perpendicular desde el eje de rotación hasta el punto de aplicación de la fuerza (m)

La fuerza es 1,6 N, aproximadamente la tensión que se estima para que se cierre un dedo con la tracción. Protección empírica referenciados con proyectos de prótesis de mano con bajo costo y diseño abierto como Open Bionics [4].

La distancia es de 0,018 m, con el radio desde el eje del servo hasta el punto de tracción.

$$\text{Torque} = 1,6 \text{ N} \cdot 0,018 \text{ m}$$

$$\text{Torque} = 0,0288 \text{ N}$$

Esto equivale a 28.8 N·mm, un valor inferior al torque nominal del servo MG90s (200 N·mm), por lo tanto, el actuador es más que suficiente.

Luego se determina la carga sobre el encaje del antebrazo.

Peso total del brazo, incluido las baterías, servos y cables

$$\text{Peso} = 0,765 \text{ (kg)} \cdot 9.8 \text{ m/s}^2 = 7,49 \text{ N}$$

$$\text{Área de apoyo sobre el muñón} = 24 \text{ cm}^2 = 0,0024 \text{ m}^2$$

$$\text{Presión} = \frac{\text{Fuerza}}{\text{Área}} \quad 6.2$$

$$Presión = \frac{7,49}{0,0024}$$

$$Presión = 3120,83 Pa$$

Este nivel de presión es tolerable para tejidos blandos, siempre que el encaje esté acolchado. Para confirmar la seguridad estructural del PLA, se calculó la tensión máxima en la base:

### **Tensión máxima en las paredes del antebrazo**

Permite determinar la tensión máxima de acuerdo a las paredes estructurales del antebrazo, dado que soporta la carga que se genera por el funcionamiento del servomotor.

$$\sigma = \frac{Fuerza}{Área} \quad 6.3$$

Donde:

$\sigma$  = Tensión máxima en las paredes del antebrazo (Pa o N/m<sup>2</sup>)

$F$  = Fuerza aplicada (N)

$A$  = Área sobre la que se distribuye la fuerza (m<sup>2</sup>)

El valor de fuerza se estima de la carga que ejerce el mecanismo interno de la prótesis tomado por la posible fuerza externa aplicada en su uso. El valor del área se obtiene de la superficie efectiva de contacto.

$$\sigma = \frac{7,49}{8,5(10^{-6})m^2}$$

$$\sigma = 518,823 Pa$$

$$\sigma = 8,8M Pa$$

Dado que el PLA tiene un límite elástico  $\approx$  60 MPa, este esfuerzo representa menos del 15 % de su capacidad, garantizando seguridad mecánica.

Los valores calculados de torque demuestran que los servomotores seleccionados son aptos para movilizar los dedos sin sufrir sobrecarga. Incluso considerando pérdidas por fricción o rigidez del sistema, existe un margen de seguridad importante.

La carga aplicada en el muñón y la presión resultante indica el diseño del encaje, que se basa en la malla personalizada de la tela, no produce estrés excesivo en la piel del usuario. Además, gracias a la adaptabilidad y flexibilidad del material textil, el encaje se ajusta de manera ergonómica a la anatomía del muñón, considerando la distribución de la presión de forma uniforme. Esto combinando con la utilización de recubrimientos internos como silicona minimiza el riesgo de las irritaciones, puntos de presión localizados o las lesiones por la fricción, permitiendo que se tenga confort y seguridad en el uso de la prótesis.

La tensión mecánica máxima en las paredes de PLA, estimada en 0.52 MPa, se encuentra muy por debajo del límite admisible. Esto garantiza que la prótesis no sufrirá fracturas por uso normal ni por caída accidental.

La elección de materiales, geometría optimizada asegura una prótesis segura, liviana y funcional. Además, el centro de masa fue validado en Fusion 360 para quedar lo más cerca posible del eje del codo, mejorando la sensación de control por parte del usuario.

### **Módulo de elasticidad de material impreso PLA**

Para asegurar la funcionalidad del diseño y su integridad estructural, se emplea el módulo de elasticidad del PLA, que ronda los 3.5 GPa. Se utiliza para estimar deformaciones con:

$$\epsilon = \frac{\sigma}{E} \quad 6.4$$

Donde:

$\sigma$ : tensión inducida por carga externa, al soportar el objeto

$E$ : módulo de elasticidad

$\epsilon$ : deformación

Considerando que se tenga un aproximado de 5N que actúan sobre el dedo y el área transversal de 40 mm<sup>2</sup>

$$\sigma = \frac{5}{40 * 10^{-6}m^2}$$

$$\sigma = 125 KPa$$

$$\epsilon = \frac{\sigma}{E}$$

$$\epsilon = \frac{12K Pa}{3,5 * 10^9m^2}$$

$$\epsilon = 3,57 * 10^{-5}KPa$$

Este valor indica que el PLA no sufriría deformaciones significativas, manteniendo la estabilidad dimensional del diseño, bajo condiciones normales de uso.

### **Centro de masa del conjunto de la prótesis**

Con la finalidad de mantener el uso cómodo, se determinó el centro de masa del sistema mano antebrazo. Se consideró el sistema 3 piezas.

$$x_{cm} = \frac{m_1x_1 + m_2x_2 + m_3x_3}{m_1 + m_2 + m_3} \quad 6.5$$

Xcm = (cm): posición del centro de masa respecto a un eje de referencia (en metros)

mi: masa de cada componente (en gramos o kilogramos)

xi =: distancia de cada componente al eje de referencia (en metros)

Donde:

*m1: 465 gr x1 = 0,05mm de la palma*

*m2: 270 gx2 = 0,15mm del antebrazo*

*m3: 50 gx3 = 0,25m del encaje*

$$x_{cm} = \frac{465 * 0,05 + 270 * 0,15 + 50 * 0,25}{785}$$

$$x_{cm} = 0,09m = 971mm$$

Este valor indica que el centro de la masa del conjunto mano- antebrazo. En el cual el centro de la masa se ubica a 9.71 cm desde el punto de referencia que probablemente es desde la palma de la mano. Este valor es clave porque nos permite tener un diseño ergonómico que asegure que el peso esté equilibrado y no genere incomodidad. Además, presenta una estabilidad funcional y evita que la prótesis se inclina o genere un esfuerzo adicional en la persona.

### **Rendimiento de la batería**

Para garantizar la autonomía y eficiencia del prototipo de prótesis de mano, se realizó un cálculo técnico basado en el consumo eléctrico de los componentes principales y la capacidad de la batería seleccionada.

### **Características de la batería utilizada:**

- Tipo: Batería LiPo (polímero de litio)
- Capacidad nominal: 1600 mAh (1.6 Ah)
- Voltaje: 7.4 V (2S)
- Energía disponible:

$$E = V \times C$$

6.5

Donde: 6.6

- E: Energía total disponible en vatios-hora (Wh)
- V: Voltaje nominal de la batería (voltios)
- C: Capacidad de la batería (amperios-hora, Ah)

### **Reemplazando valores:**

$$E = 7.4V \times 1.6Ah$$

$$E = 11.84Wh$$

### **Componentes conectados al sistema:**

Tabla 5. 5. Compuestos conectados

<b>Componente</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Consumo estimado por unidad</b>	<b>Consumo total</b>
ESP32-WROOM	1	200 mA	200 mA
Servomotor MG90S	6	350 mA (en movimiento)	2100 mA
Sensor EMG	1	20 mA	20 mA

**Fórmula para estimar la duración de la batería:**

$$t = \frac{C}{I_{total}}$$

Ecuación 6.7

Donde:

- t: Tiempo de duración de la batería (en horas)
- C: Capacidad de la batería (mAh)
- Itotal: Corriente total consumida por el sistema (mA)

**Escenario A: Operación continua (movimiento constante)**

En este escenario, se considera que los seis servomotores están activos simultáneamente de forma constante durante el uso del dispositivo.

**Cálculo de corriente total:**

$$I_{total} = I_{ESP32} + I_{servo} + I_{Sensor}$$

6.8

$$I_{total} = 200 \text{ mA} + 2100 \text{ mA} + 20 \text{ mA}$$

$$I_{total} = 2320 \text{ mA}$$

**Duración estimada de la batería:**

$$t = \frac{1600 \text{ mAh}}{2320 \text{ mA}}$$

$$t = 0,689 \text{ h}$$

$$t = 41 \text{ minutos}$$

El cálculo de la duración de la batería presentada para este proyecto de investigación. Corresponde a una estimación teórica basada en valores nominales de consumo eléctrico.

Además de aplicar la fórmula se utilizaron datos referenciales de las fichas técnicas de los componentes, tales como: el ESP, 32 WRoom, serví motores MG90S y sensores EMG. Dentro de este análisis no se evidencia la realización de mediciones directas, mediante instrumentos como multímetro o registros de descarga en tiempo real, lo cual confirma que el valor obtenido de 41 minutos representa una aproximación útil para el diseño preliminar, pero además se debe recalcar que esta no es una validación empírica. Por lo que, para determinar la autonomía real del sistema, se recomienda implementar un protocolo de medición que incluyan pruebas de funcionamiento continuo, registros de corriente en condiciones operativas y el análisis de curvas de descarga de la batería, esta verificación permitirá ajustar el diseño energético y garantizar un desempeño confiable en el dispositivo, de acuerdo a las condiciones reales del uso.

### **Escenario B: Operación intermitente (50% del tiempo en movimiento)**

Se considera que los servomotores están activos solo el 50% del tiempo, simulando un uso más realista del dispositivo donde el usuario abre y cierra la mano ocasionalmente.

#### **Cálculo de corriente ajustada:**

$$I_{servos (ajustado)} = 2100mA \times 0.5$$

$$I_{servos (ajustado)} = 1050mA$$

#### **Corriente total del sistema:**

$$I_{total} = 1050mA + 200mA + 20mA$$

$$I_{total} = 1270mA$$

#### **Duración estimada de la batería:**

$$t = \frac{1600 mAh}{1270 mA}$$

$$t = 1.26 h \approx 1 \text{ hora con } 15 \text{ minutos}$$

Con base en los cálculos anteriores, se determina que el sistema puede operar entre 41 minutos y 1 hora con 15 minutos, dependiendo del patrón de uso del usuario. Esta información es fundamental para definir las especificaciones de autonomía de la prótesis y evaluar la necesidad de baterías de mayor capacidad para casos de uso más prolongados.

#### 6.2.4. Simulación del ensamble virtual y validación de los componentes

Cuando se ha completado cada prótesis (palma, dedo, antebrazo y soporte), la simulación digital de la colección se realizó en el entorno virtual Fusion 360. Este paso fue importante para garantizar que todos los detalles diseñados se apliquen correctamente antes de enviar a la impresión 3D, lo que le permite detectar interferencias, errores geométricos y verificar el ajuste funcional de todos los elementos.

Fusion 360 ofrece herramientas de recolección integradas con restricciones utilizadas para ajustar sus dedos, colocar servomotores en un lugar realista en su palma y verificar todo el conjunto de movimientos articulados. Se permitió restricciones de revoluciones y deslizantes para simular el movimiento planificado para cada parte móvil.

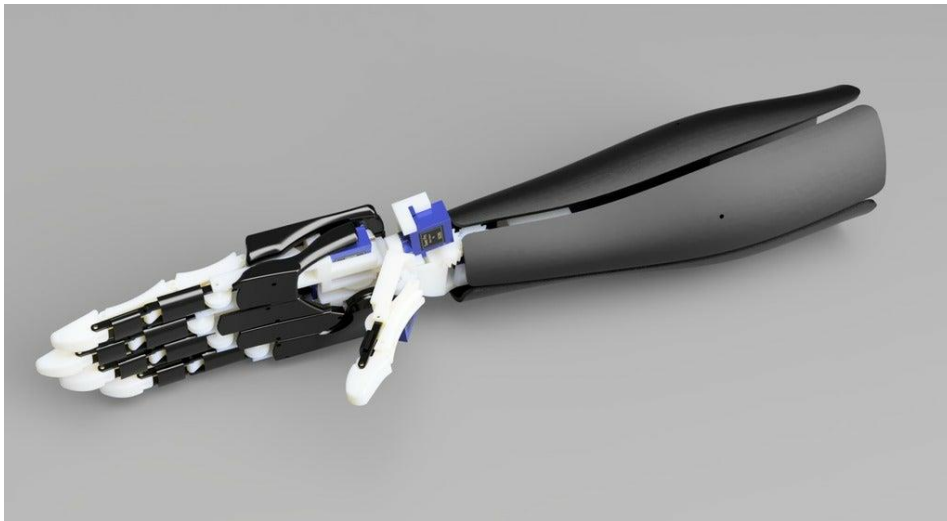


Figura 6.8: Brazo

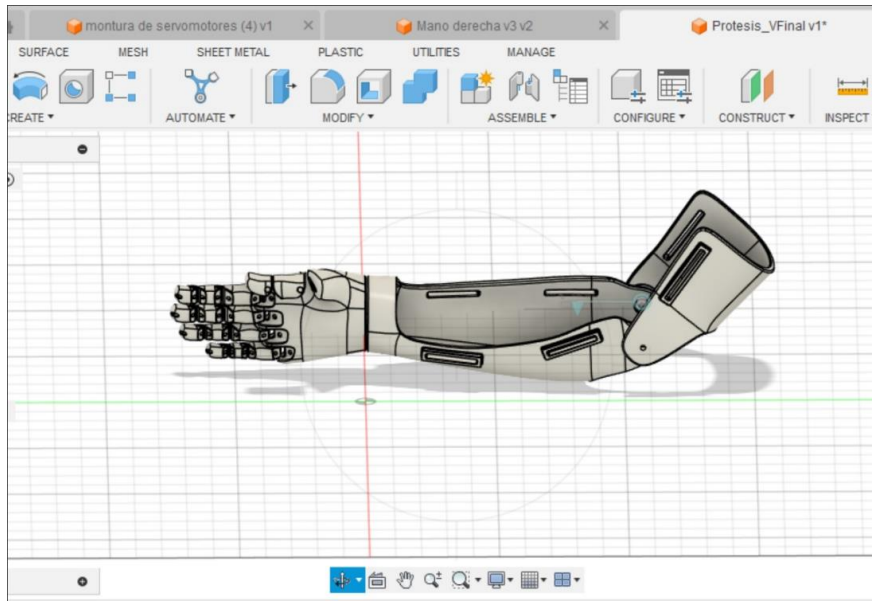


Figura 6.9: Diseño del brazo

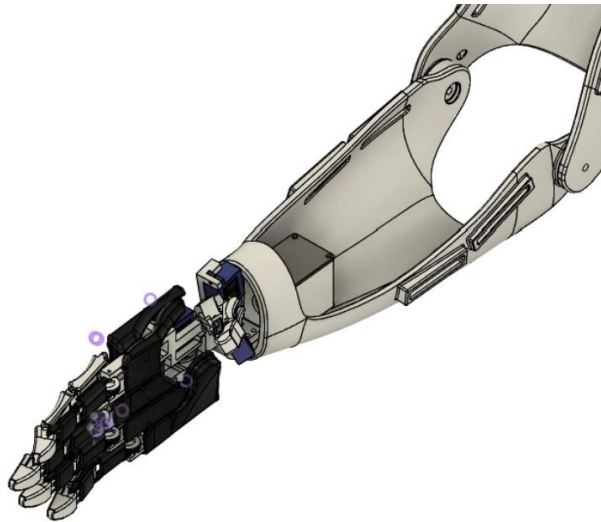


Figura 6.10: Moificaciones

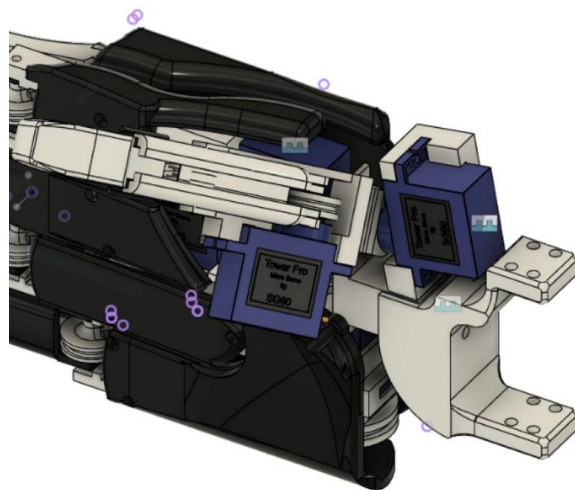


Figura 6.11: Modificación del brazo

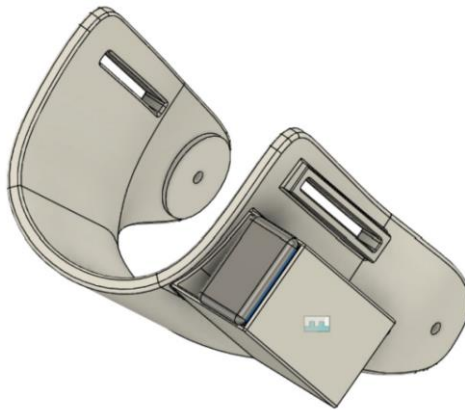


Figura 6.12: Modificación del accesorio (antes)

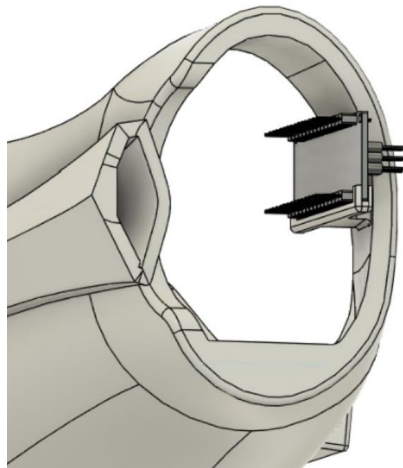


Figura 6.13: Accesorio (antes)

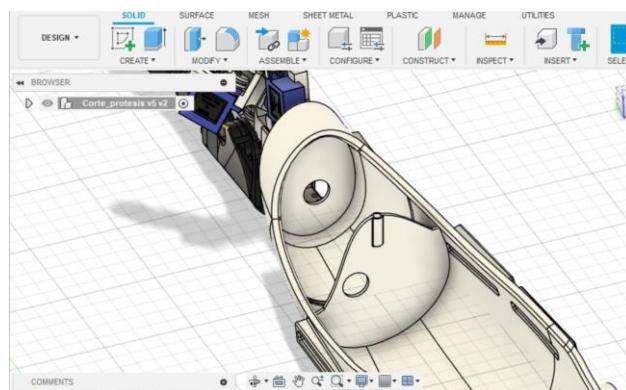


Figura 6.14: Modificación vista mas completa

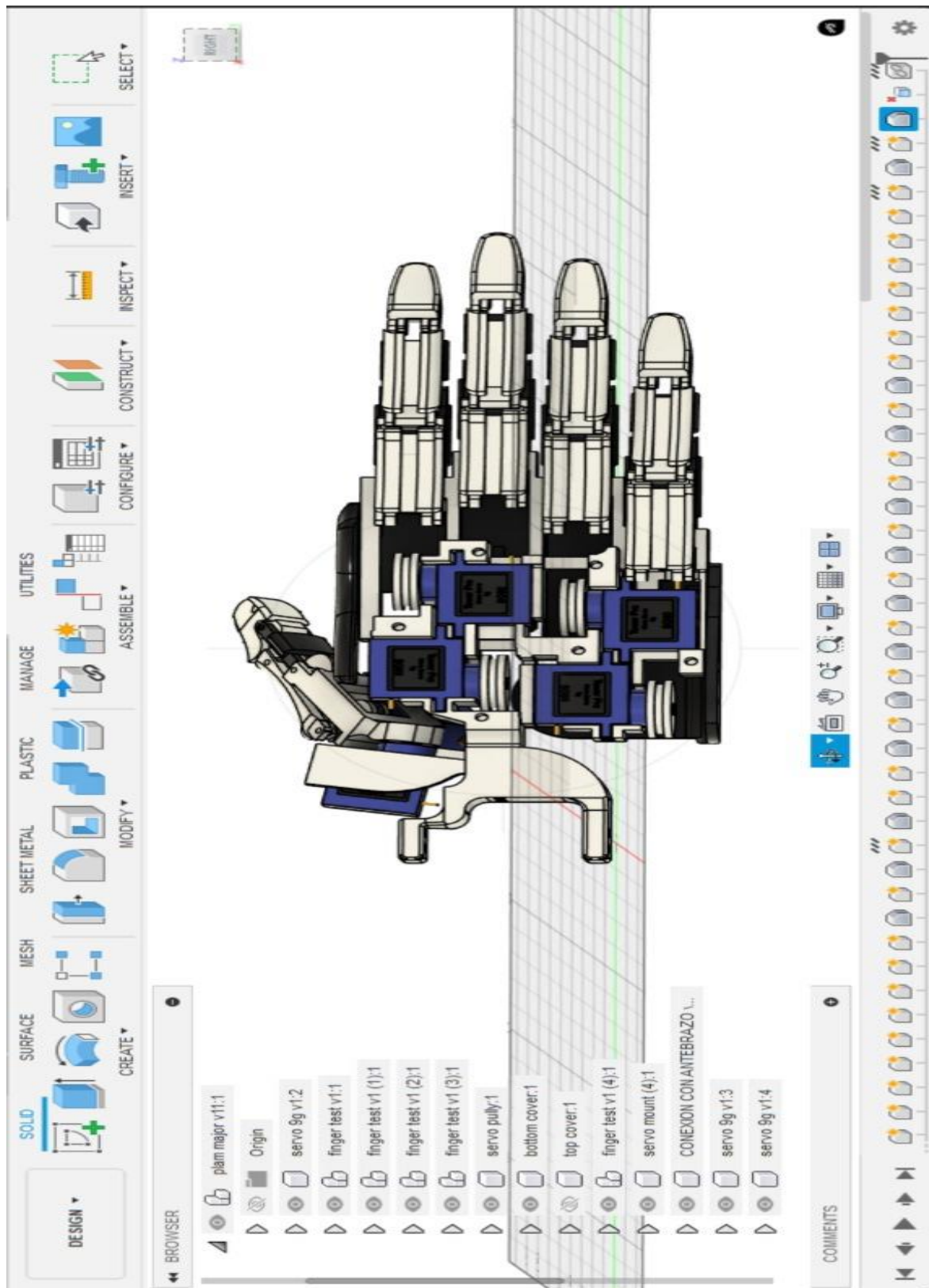


Figura 6.15: Diseño de mano

Se observa la integración del sistema de tracción con cuerda, y los espacios para alojar servomotores.

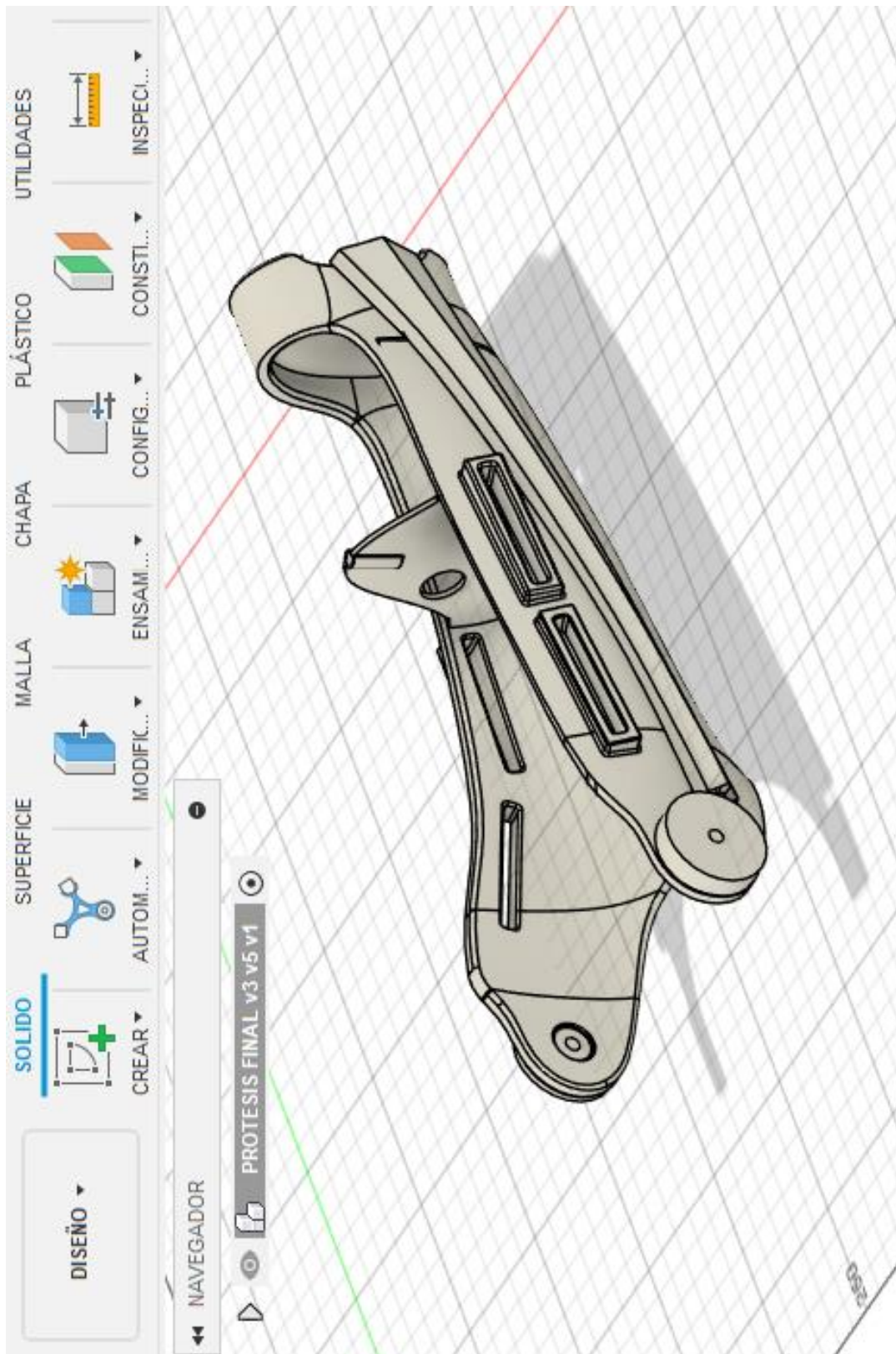


Figura 6.16. Diseño de antebrazo

Espacios internos rediseñados para incorporar las baterías, el microcontrolador ESP32 y el sensor EMG.

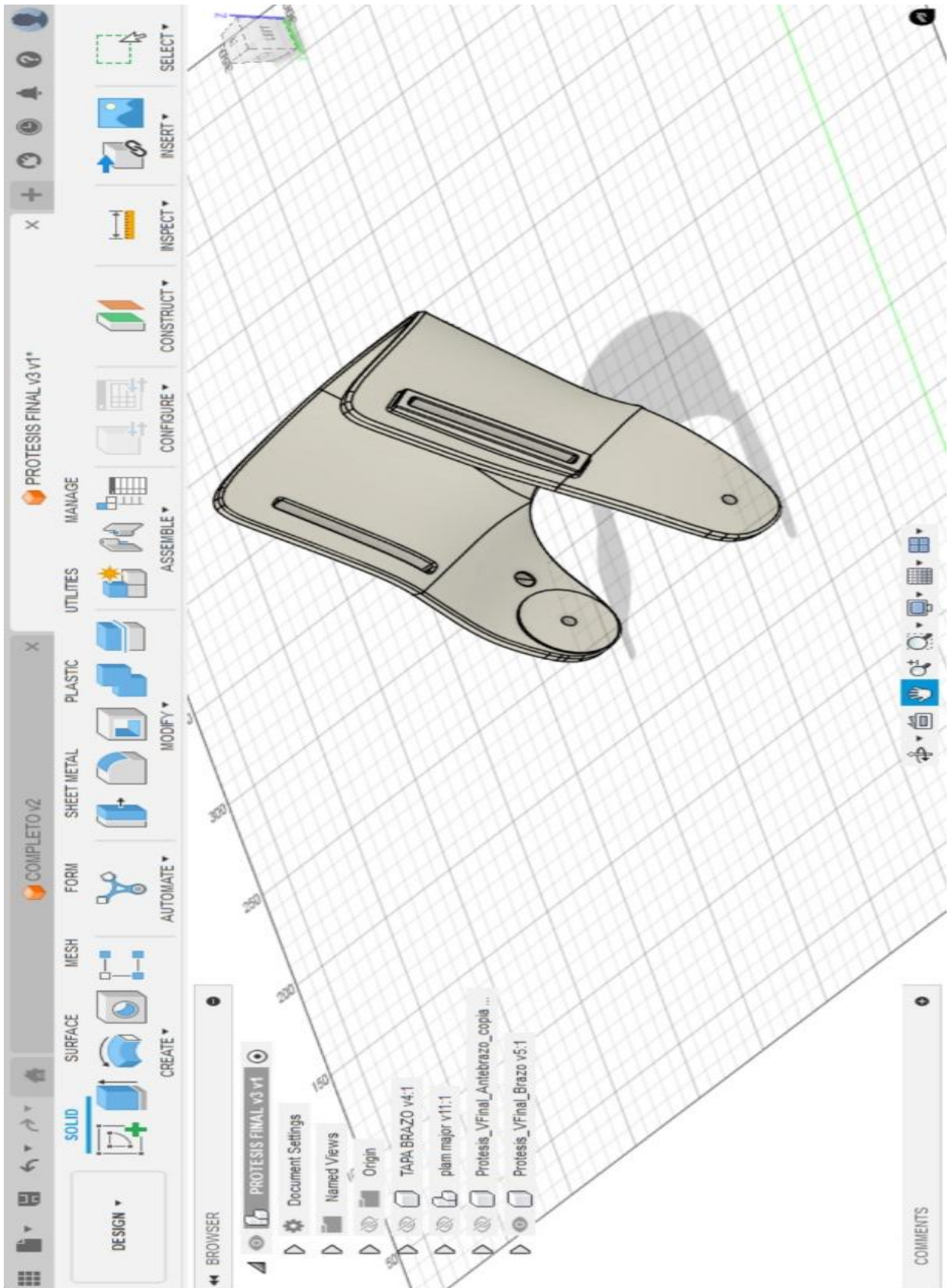


Figura 6.17: Diseño de soporte para antebrazo

Componente que estabiliza la conexión entre el muñón y la base de la prótesis.

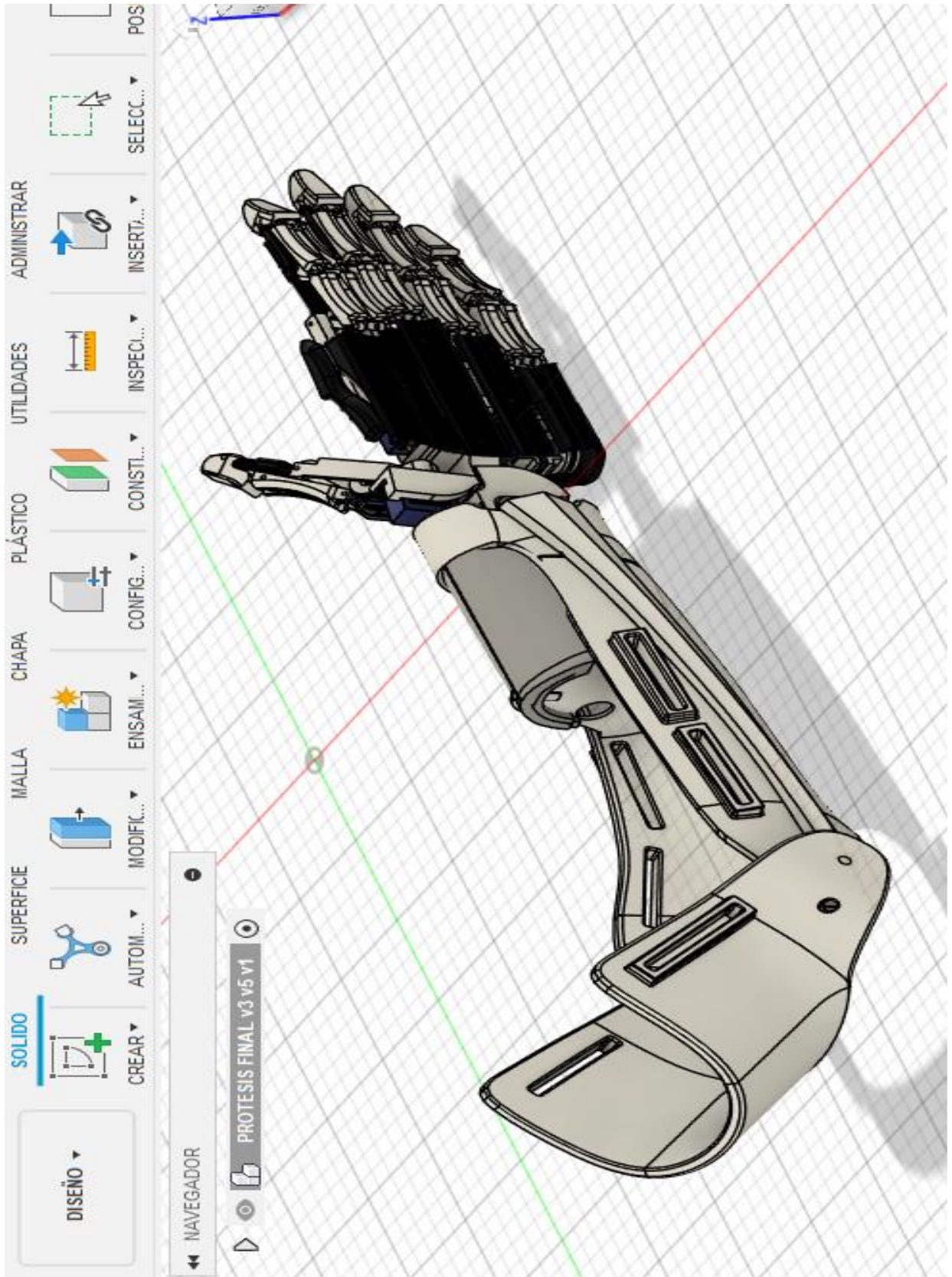


Figura 6.18. Diseño prótesis completa

Visualización isométrica del conjunto listo para impresión y armado físico.

La simulación digital permitió verificar que todas las partes móviles (especialmente las puntas de los dedos) funcionaran correctamente cuando se usaron las restricciones de rotación. Era la clave para confirmar que el movimiento servomotor podría transformarse en un cierre de la mano sin bloqueo o pérdida de tracción.

El análisis de interferencias inicialmente reveló dos enfrentamientos menores entre los ejes servomotores y los pines internos de las falanges. Estas colisiones se corrigieron con cambios menores y cambios en el diámetro de la inserción. Este proceso permitió habilitar la función de análisis de trastornos para reducir el tiempo de pruebas físicas y así garantizar la viabilidad estructural del diseño antes de su impresión. El “análisis de trastorno” no es un término técnico, reconocido en ingeniería o en diseño estructural, pero probablemente se refiere a un análisis de esfuerzos, análisis de tensiones o una simulación estructural, el cual mejora la fluidez y la precisión técnica del proyecto, manteniendo el enfoque de la optimización del proceso y la validación previa de la fabricación.

Además, se descubrió que un gran conjunto de kit fue ligeramente compensado contra la palma. Aunque este desplazamiento es aceptable, las posiciones internas del servomotor y la batería fueron mejores para equilibrar el peso contra el centro del antebrazo. Optimiza la sensación de ligereza y control utilizando una prótesis que mejora la ergonomía en todo.

Como resultado final, se confirma la programación digital. Las uniones entre el encaje y los antebrazos, así como entre las palmas y los antebrazos, se simularon con los materiales asignados (PLA), lo que confirma su resistencia al uso básico. Esta simulación es fundamental para evitar errores que pueden causar pérdida de material, deformación de una mala impresión o la necesidad de una impresión general del sistema.

### **6.3. EVALUAR LA FUNCIONALIDAD Y ERGONOMÍA DE LA PRÓTESIS A TRAVÉS DE PRUEBAS DE USUARIO Y AJUSTES PERTINENTES**

Se realiza la sección completa que desarrolla la implementación de prótesis, considerando la fabricación física como evaluación funcional, el ajuste al usuario y la medición del impacto.

### 6.3.1. Elaboración de la prótesis por medio de la impresión 3D

En esta fase, se procedió a la impresión de todas las piezas diseñadas en Autodesk Fusion 360, utilizando una impresora 3D Creality Ender 3 V3 PLUS con una capacidad máxima de impresión de  $30 \times 30 \times 30$  cm, donada por César Mayacela, representante de PRODEMAQ EC. El método aplicado fue la impresión FDM (Modelado por Deposición Fundida).

El proceso inició con la organización de las piezas en el software laminador Creality Print, donde se configuraron parámetros clave como altura de capa (0.2 mm), relleno (25%), velocidad de impresión (60 mm/s) y temperatura del cabezal (205 °C). Se seleccionaron los materiales PLA Hyper de Creality para los componentes estructurales y PLA SILK de Creality para las partes estéticas y detalladas.

### Conexión del sistema EMG con el microcontrolador ESP32

Se realizaron diferentes pruebas de apertura y cierre de los dedos uno por uno y todos a la vez, para evaluar la capacidad funcional de la prótesis, asegurando que los movimientos generados por el sensor EMG correspondan con los esperados. Esta etapa fue esencial para validar la correcta integración entre el sistema electrónico, los servomotores y el diseño mecánico.

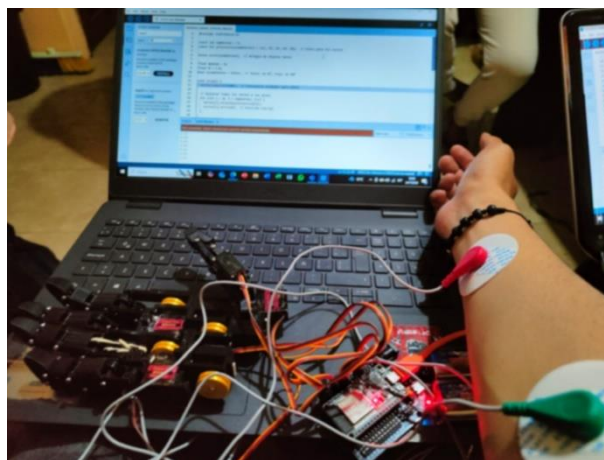


Figura 6.19. Conexión del sistema EMG – ESP32

En La figura 5.5 se observa la disposición del sistema electrónico completo durante las pruebas funcionales de la prótesis mioeléctrica. Los electrodos del sensor EMG están colocados sobre el antebrazo del usuario, donde el electrodo rojo (activo 1) se ubica directamente al final del músculo, el electrodo verde (activo 2) se sitúa a aproximadamente 2 a 3 centímetros del primero, siguiendo la dirección de las fibras musculares, y el electrodo amarillo (GND) se coloca en una zona neutral, como cerca al área del codo, para reducir interferencias eléctricas. captando la actividad eléctrica generada por la contracción muscular. Esta señal es procesada por el módulo EMG, el cual se encuentra conectado al microcontrolador ESP32 mediante cables de señal, alimentación (Vcc) y tierra (GND). El ESP32 se comunica con la computadora a través de un cable USB, permitiendo la carga del programa y la visualización en tiempo real del comportamiento del sistema mediante el entorno de desarrollo Arduino IDE. Los servomotores MG90S, responsables del movimiento de los dedos, están conectados directamente a los pines digitales del microcontrolador y reciben las señales de control procesadas según la intensidad de la señal EMG.

### **Lectura de señales mioeléctricas en el monitor serial del Software Arduino IDE**

Para validar la recepción y lectura de la señal mioeléctrica por parte del microcontrolador ESP32, se utilizó la función “Serial Monitor”. En este entorno se visualizaron en tiempo real los valores de salida del sensor EMG, tanto en estado de reposo como durante una contracción muscular realizada por el usuario.

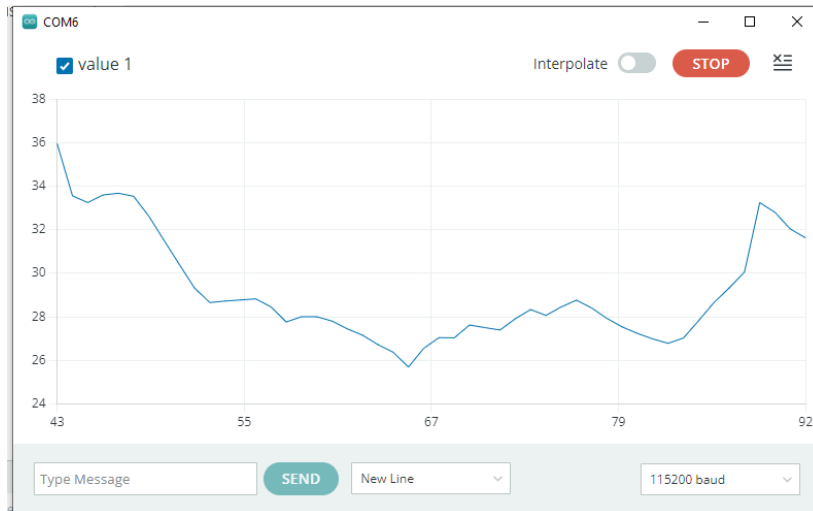


Figura 6.20. Lectura de señal EMG en el serial Monitor de Arduino IDE en reposo

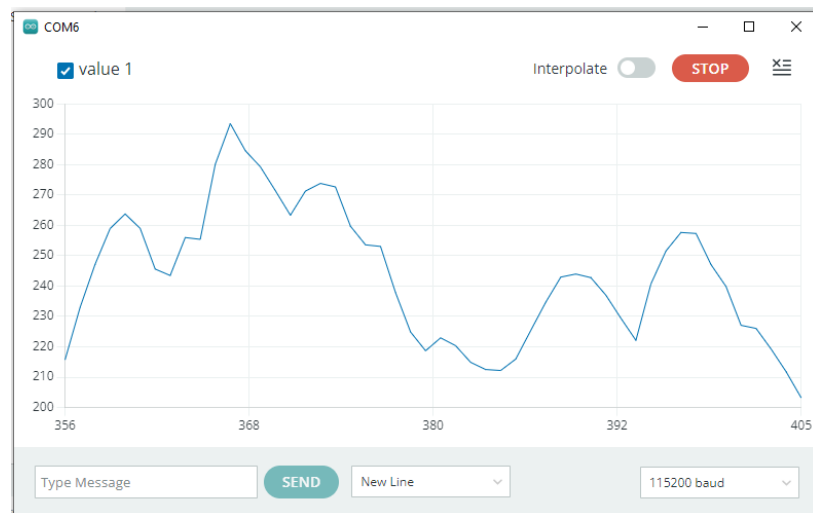


Figura 6.21. Lectura de señal EMG en el Serial Monitor de Arduino IDE con contracción muscular

### **Pruebas de movimiento de los dedos**

Posterior a la lectura de la señal EMG, se realizaron pruebas de movimiento individual de cada dedo de la prótesis. Estas pruebas permitieron comprobar que cada servomotor asignado a un dedo responde de manera independiente y eficiente a los comandos emitidos por el microcontrolador y que el sentido de giro sea el correcto.

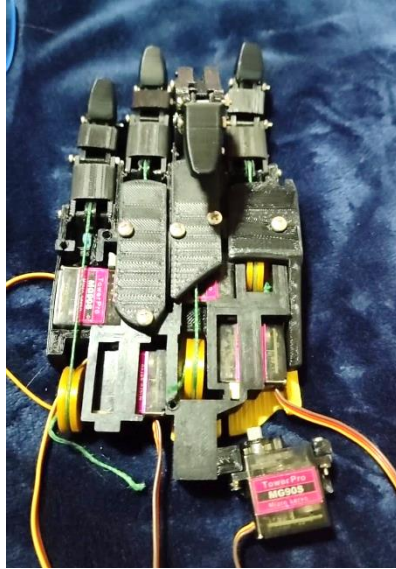


Figura 6.22. Movimiento del dedo medio

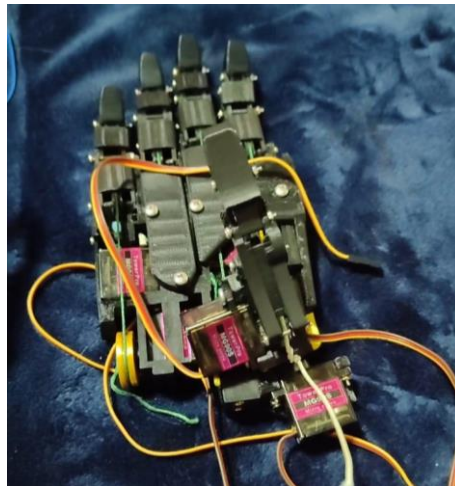


Figura 6.23. Movimiento del dedo pulgar

### **Pruebas de apertura y cierre completo de la mano**

Una vez validadas las lecturas de las señales mioeléctricas y los movimientos de cada uno de los dedos, se realizaron pruebas completas para abrir y cerrar la prótesis. Durante estas pruebas se evaluó el funcionamiento coordinado del sistema de control, los servomotores y la estructura mecánica de la prótesis, así como su capacidad para responder correctamente a las contracciones musculares del usuario.

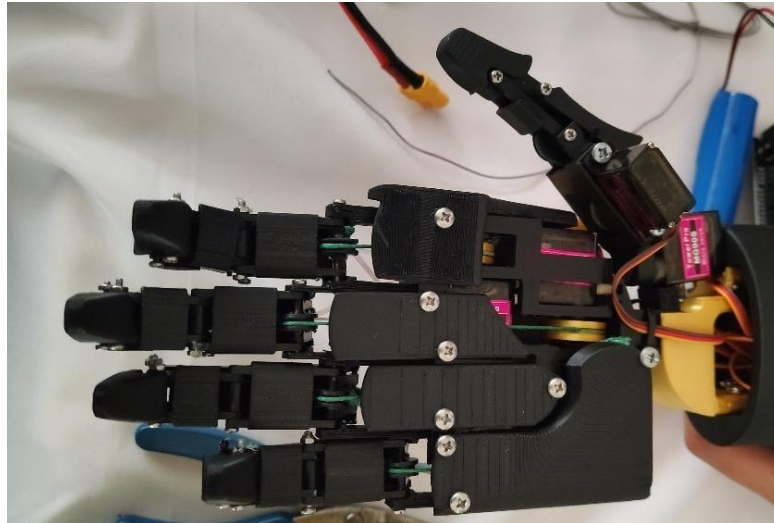


Figura 6.24. Mano en posición abierta

En la Figura 5,10, se observa la prótesis con los dedos completamente extendidos. Esta posición se logra sin contraer los músculos, lo cual genera una señal EMG por debajo del umbral establecido, manteniendo los servomotores en estado de reposo.

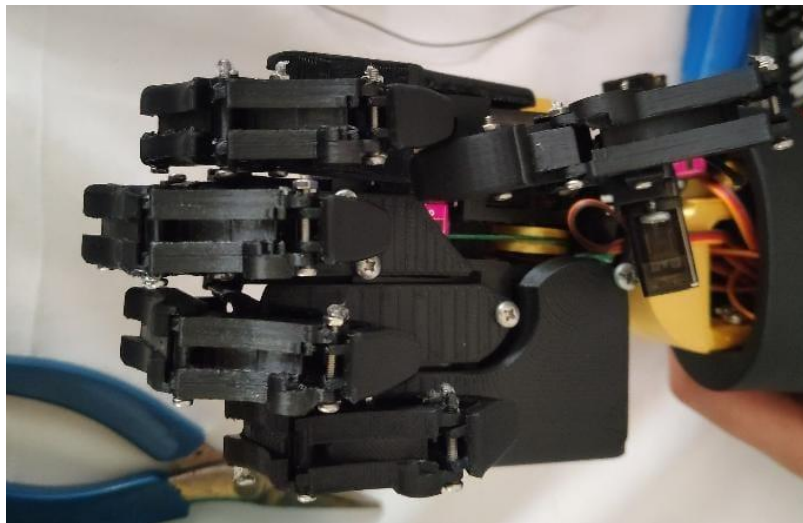


Figura 6.25. Mano en posición cerrada

En la figura 5.11, se observa la prótesis con los dedos totalmente flexionados simulando una posición de agarre. La contracción deliberada de los músculos del usuario generó una señal EMG que superó el umbral de activación, lo que permitió al servomotor cerrarse de forma sincronizada.

### **Evaluación funcional con el beneficiario**

Como parte final de la evaluación funcional, se realizaron pruebas con el beneficiario, simulando el agarre de la mano, la apertura de la mano y la mano señalando. En estas pruebas, el usuario interactuó directamente con el sistema mioeléctrico mediante contracciones musculares controladas, abriendo, cerrando el brazo y señalando con el dedo índice voluntariamente con éxito. Además, se pidió al usuario que realizara una acción de agarre sencilla, como sujetar un vaso de plástico vacío, para comprobar la capacidad de la prótesis de generar un agarre funcional.



Figura 6.26. Beneficiario con la mano protésica en posición cerrada

En la figura 5.12 , el beneficiario realiza una contracción voluntaria del músculo del brazo, lo que genera una señal mioeléctrica captada por el sensor EMG, esta señal es interpretada por el microcontrolador ESP32, activando los servomotores responsables del movimiento de los dedos de la prótesis.



Figura 6.27. Beneficiario con la mano protésica en posición abierta

En la figura 5.13, se observa la prótesis con los dedos extendidos, indicando que no se ha detectado señal EMG suficiente para activar el cierre. Esta posición representa el estado de reposo del sistema antes de ejecutar un movimiento funcional.



Figura 6.28. Beneficiario señalando con el dedo índice

En la figura 5.14, se observa como la mano protésica tiene el dedo índice extendido. Este tipo de movimiento se logra cuando el sensor EMG detecta una contracción muscular más fuerte.



Figura 6.29. Simulación de agarre de la prótesis

En la figura 5.15, se observa una prueba funcional de la prótesis sin estar colocada en el brazo del beneficiario. El sensor EMG está conectado al beneficiario, quién activa el sistema mediante contracción muscular, lo cual permite simular el movimiento de cierre de la mano sosteniendo un vaso.



Figura 6.30. Beneficiario agarrando un vaso con la prótesis

En la figura 5.16, se evidencia al beneficiario utilizando la prótesis para sostener un vaso plástico, demostrando la capacidad del sistema para ejecutar tareas simples de sujeción. Las pruebas realizadas verificaron la funcionalidad de la prótesis mioeléctrica, demostrando una respuesta adecuada a la contracción del músculo receptor y un rendimiento satisfactorio en tareas básicas como cerrar y abrir la mano y agarrar objetos. Las imágenes documentan visualmente los progresos realizados en términos de control, ergonomía y adaptabilidad. Este proceso no solo valida el diseño, sino que también demuestra el impacto positivo en la calidad de vida del usuario, lo que representa un paso importante en el desarrollo de soluciones accesibles y personalizadas para personas con discapacidades en las extremidades superiores.

### **Capacitación en uso y mantenimiento**

Para la capacitación se considera un manual de uso y mantenimiento de prótesis transradial personalizada. El propósito de este manual es especificar al usuario final durante el uso, cuidado y mantenimiento correctos, desarrollado por el desarrollo de computadoras y la impresión 3D.

### **Componentes del sistema**

- Manga personalizada
- Palma funcional y dedos articulados (PLA Hyper)
- Servomotores de MG90s (6 unidades)
- Sensor mioeléctrico EMG (Myware)
- Módulo electrónico: ESP32-WROOM
- Batería cargada de 1600 mAh (lipo 7.4 V)
- Batería de 9V (2 unidades) recargable
- Correa de ajuste personalizada (Velcro)
- Page encendido/apagado encendido

### **Instrucción de uso**

### **Colocación de la prótesis**

Antes de colocar la prótesis, es importante que la zona del muñón esté completamente limpia. Esto ayuda a que los electrodos funcionen correctamente y evita molestias o infecciones por el contacto con la prótesis.

Luego, se deben colocar los electrodos en los puntos musculares previamente definidos. Esta ubicación es clave para que las señales del músculo sean detectadas con precisión.

Después, se coloca suavemente la manga personalizada. Esta pieza debe ajustarse bien al muñón, sin quedar demasiado apretada para no afectar la circulación ni el funcionamiento de los electrodos.

A continuación, se introduce la parte del antebrazo en la prótesis y se la posiciona correctamente. Es fundamental alinear bien cada componente para asegurar el buen funcionamiento del sistema.

Una vez colocada, se ajusta la prótesis con las correas. Esto da firmeza al conjunto y evita movimientos indeseados mientras está en uso. Finalmente, se enciende el interruptor para activar el sistema. Con esto, la prótesis queda lista para captar las señales musculares y responder a los movimientos del usuario.

#### **Activación del movimiento:**

- Contraer los músculos del antebrazo.
- El sensor EMG detecta la contracción y envía una señal al microcontrolador.
- Los servomotores llevan a cabo el agarre (movimiento de cierre).
- Relajar los músculos para que los dedos (servos) vuelvan a su posición normal.

#### **Carga y energía**

Tabla 5. 6. Características de carga y energía

<b>Componente</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de batería	LiPo 2S, 7.4 V – 1600 mAh
Tiempo de carga estimado	1 hora
Duración por carga aprox.	1 h de uso intermitente
Precaución	Nunca se debe cargar mientras esté en uso o en el brazo

Finalmente se diseña, una tabla de mantenimiento preventivo.

Tabla 5. 7. Mantenimiento de la prótesis

Elemento	Frecuencia	Acción recomendada
Tornillos	Semanal	Revisar el ajuste con destornillador de precisión
Manga Personalizada	Cada 4 días	Lavar y secar a la sombra
Sensor EMG	Cada 7 días	Limpiar la superficie con alcohol isopropílico
Cableado	Luego de 2 semanas	Inspección visual de la continuidad y el ajuste de conectores
Motores y batería	Mensual	Verificar el funcionamiento, la carga y estabilidad

A la vez, se realiza la tabla de problemas comunes que se podrían darse en la prótesis.


Tabla 5. 8. Problemas comunes de la prótesis








Problema	Posible causa	Solución sugerida
Mano no se mueve	Batería descargada	Recargar batería completamente
Movimientos erráticos	Sensor mal colocado en el inicio y final del musculo biceps	Reubicar el sensor EMG
No responde a contracción	Cable flojo o señal débil	Revisar conexiones y probar sensor
Duración de batería muy corta	Uso intensivo / batería degradada	Reemplazar batería si es necesario

#### 6.4. ANÁLISIS ECONÓMICO

La propuesta desarrollada en la investigación se basa en una prótesis personalizada y fabricada mediante impresión 3D y componentes electrónicos accesibles, con costos significativamente menores comparados con las opciones comerciales disponibles en el mercado.

Tabla 5. 9. Análisis económico

Nombre	Imagen de referencia	Precio (unitario)	Cantidad	Total
Diseño 3D De La Prótesis		\$60	1	\$ 60
Servos Pequeños Mg90s		\$ 5,00	6	\$ 30,00
BATERIAS DE 850mah		\$ 25,99	1	\$ 25,99
Sensor EMG		\$ 45,00	1	\$ 45,00
Cargador De Batería		\$ 15,00	1	\$ 15,00
Cable		\$ 1,00	0,50cm	\$ 1,00

Nombre	Imagen de referencia	Precio (unitario)	Cantidad	Total
Tornillos M2;M3		\$ 0,03	27	\$ 0,81
Filamento Pla		\$ 22,00	1KG	\$ 22,00
Esp32-Wroom		\$ 12,00	1	\$ 12,00
Cable Hembra-Hembra 10cm		\$ 1,25	0,50(cm)	\$ 1,25
Interruptor Switch 2 Posiciones On/Off		\$ 0,50	1	\$ 0,50
Electrodos		\$ 0,50	6	\$ 3,00
Shield Esp32		\$ 5,00	1	\$ 5,00
				<b>\$ 221,53</b>

La prótesis en este estudio es una alternativa económica, funcional y personalizable con aproximadamente \$ 221.53 costos, lo que refleja una reducción del 92 % en comparación con la prótesis mecánica comercial y una diferencia significativa en la prótesis mioeléctrica. A pesar de la ausencia de sistemas o sensores electrónicos, esta prótesis cumple con los principios ergonómicos, funcionales y antropométricos, lo que mejora la movilidad y la calidad de vida del usuario [23]. Por el contrario, las prótesis mecánicas comerciales, aunque duraderas, tienen precios altos que impiden a las personas con bajo acceso a los ingresos, especialmente en los países en desarrollo. Las prótesis mioeléctricas, aunque ofrecen una mayor tecnología y precisión en el movimiento, tienen una inversión inicial importante además de mantenimiento, baterías y educación especial.

Tabla 5. 10. Comparativa de costos entre propuesta desarrollada y prótesis comerciales disponibles

Tipo de prótesis	Precio promedio (USD)
Prótesis desarrollada en investigación	221,53
Prótesis mecánica comercial	3000 - 5000
Prótesis mioeléctrica comercial nacional	1039,50 [23]

Al realizar un análisis comparativo de los precios de distintos tipos de prótesis, se evidencia una gran diferencia en cuanto a accesibilidad económica. Las prótesis mecánicas comerciales tienen un precio promedio que varía entre los 3000 y 5000 dólares, mientras que las prótesis mioeléctricas comerciales alcanzan un costo aproximado de 1039,50 USD. En contraste, la prótesis desarrollada en esta investigación, fabricada mediante tecnología de impresión 3D, tiene un costo estimado de solo 250 dólares, lo que representa una alternativa considerablemente más económica. Este tipo de prótesis no solo mantiene una funcionalidad adecuada, sino que también permite la personalización según las necesidades del usuario. Es importante resaltar que, en el marco de este proyecto, la prótesis impresa en 3D fue donada, eliminando completamente el costo. Esta acción no solo demuestra el potencial de la tecnología para democratizar el acceso a dispositivos de asistencia, sino que también refuerza el compromiso social de la investigación al mejorar la calidad de vida de personas con discapacidad sin generar una carga económica.

El análisis comparativo muestra que la propuesta desarrollada tiene una ventaja económica significativa, ofreciendo una solución personalizada y funcional por una fracción del costo de las opciones comerciales tradicionales. Esto facilita el acceso a tecnologías protésicas avanzadas para personas con limitaciones económicas, promoviendo la inclusión social y mejorando significativamente la calidad de vida del usuario.

## 6.5. DISCUSIÓN

El desarrollo de este proyecto le permitió mostrar que el método que se centra en la adaptación antropométrica, el diseño del cuerpo paramétrico, la producción aditiva y la validación funcional es efectivo para obtener la prótesis de transnacional asequible, funcional y de bajo costo. Desde la fase de recopilación de datos hasta la evaluación final del usuario, se logró un proceso coordinado, que fue una precisión técnica equilibrada con el impacto social, lo que confirmó la hipótesis de que las tecnologías de apertura podrían mejorar la autonomía de las personas con discapacidades en países con recursos limitados.

Las mediciones antropométricas directas y el uso de reglas internacionales (ISO 8549-3, ISO 13405-2) garantizan que el diseño permaneció en los límites ergonómicos recomendados, evitando problemas comunes, como encaje complejo o formas irregulares. La adaptación de "Smart Hands" y "P4Hbionics" CAD permitió una geometría anatómica precisa, un centro de masa adecuado e integración efectiva de los componentes electromecánicos del antebrazo y la muñeca. Los resultados del par, la tensión y el centro de masas han demostrado que el diseño se puede realizar de forma segura sin los riesgos asociados con la ruptura o sobrecarga de servomotores.

El software fusion 360 fue la clave para prevenir errores de interferencia, una determinación óptima de posición servomotora y ajustar un conjunto completo de balance. La eliminación de colisiones virtuales redujo la probabilidad de imprimir errores y permitir iteraciones modulares sin requerir la impresión física hasta su aprobación. La simulación de movimiento del dedo confirmó la viabilidad mecánica y funcional del mecanismo antes del ensamblaje físico, lo que mejoró la eficiencia y el costo.

Durante la fase de implementación, una combinación de materiales, encaje en piezas mecánicas, piezas externas, que es suficiente en términos de comodidad y robusto. Las muestras de personalización y resistencia corresponden a cálculos teóricos que confirman el límite de diseño. La capacitación facilita la rápida confiabilidad del usuario que puede manipular bienes hasta 3 kg, lo cual es un resultado importante, teniendo en cuenta el hogar. Las mejoras cuantitativas confirman los efectos positivos del prototipo. Finalmente, el proyecto muestra claramente que una prótesis personal, impresa en 3D y con electrónica básica puede conducir a cambios reales en la calidad de vida. Además de la recuperación de funciones físicas, la autoconciencia, la productividad y el desarrollo de la integración se fortalecen. Estos resultados

son muy importantes en contextos como Ecuador, donde el acceso a dispositivos avanzados es limitado. Sin embargo, se deben reconocer limitaciones: el diseño actual no es adecuado para tareas pesadas o deportivas, la duración de la batería es limitada y el sistema EMG puede requerir un ajuste adicional. Otras iteraciones podrían incluir sistemas de retroalimentación háptica o sensores adicionales para mejorar la precisión de la adhesión.

## **7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

### **7.1. CONCLUSIONES**

El análisis antropométrico y ergonómico del usuario permitió la longitud del antebrazo, el ancho de la muñeca, los dedos y la forma de la tensión restante. Estos datos se obtuvieron a través de mediciones directas y referencias regulatorias confiables, y fueron esenciales para el desarrollo de una prótesis completamente personal.

Teniendo en cuenta tanto el tamaño del cuerpo como las limitaciones funcionales del usuario, se obtuvo un diseño, que no requiere más cambios y garantiza un ajuste cómodo y funcional. Esta información también fue la clave para seleccionar los materiales apropiados y diseñar un dispositivo para el uso diario y, por lo tanto, garantizar la eficiencia, la comodidad y la capacidad de la fase de presión.

La etapa de personalización del modelo CAD permitió transformar un diseño genérico descargado (combinación de los modelos Smart Hands y P4HBionics) en una prótesis completamente adaptada a las medidas y necesidades del usuario. Utilizando Fusión 360, se llevaron a cabo ajustes en componentes críticos como los dedos, palma, antebrazo y el sistema de anclaje del muñón. Estas adaptaciones permitieron lograr una integración óptima entre las piezas impresas y los elementos electrónicos (servos, sensor EMG y microcontrolador).

A la vez, la simulación de ensamblaje en el entorno virtual validó que no existían interferencias entre las piezas y que el diseño era funcional y ergonómico antes de proceder a la impresión física. Esta práctica resultó ser altamente eficiente, reduciendo errores en la fabricación, evitando reprocesos y optimizando recursos. El diseño ajustado no solo cumplió con los requisitos mecánicos y estructurales, sino también con los criterios de estética, liviandad y facilidad de mantenimiento.

Tras la fabricación de la prótesis mediante impresión 3D y la integración de los componentes electrónicos, se llevaron a cabo pruebas funcionales con el beneficiario. Estas incluyeron acciones cotidianas como sostener objetos ligeros, realizar agarres básicos, activar el sistema mioeléctrico mediante la contracción muscular y evaluar el confort durante el uso prolongado.

## **7.2. RECOMENDACIONES**

Se sugiere complementar las mediciones antropométricas tradicionales con tecnología de escaneo 3D corporal. Esta herramienta permitiría capturar con mayor precisión los detalles morfológicos del muñón y las superficies de contacto, mejorando así la adaptación y funcionalidad de la prótesis.

Se recomienda establecer una base de datos de piezas CAD paramétricas personalizables, que facilite la adaptación rápida de los diseños a diferentes usuarios, en función de sus características antropométricas. Esto permitiría optimizar los tiempos de diseño y fabricación, además de mejorar la comodidad y eficacia del dispositivo. Para futuras evaluaciones, se plantea incorporar sensores o registros de movimiento que permitan monitorear el uso real de la prótesis. Esta información sería valiosa para analizar la frecuencia, eficacia y comodidad del uso, y contribuiría a perfeccionar los diseños y estrategias de rehabilitación.

Es fundamental motivar a las nuevas generaciones de investigadores, diseñadores y profesionales del área de la salud a continuar desarrollando y perfeccionando estas tecnologías. La investigación en prótesis personalizadas no solo mejora la calidad de vida de las personas con discapacidad, sino que también representa un campo de innovación constante con alto impacto social y tecnológico.

## 7. REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud (OMS), “Discapacidad y salud,” 2023.
- [2] Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), “Estadísticas de Discapacidad,” 2024.
- [3] R. Akhtar, M. Ghani, and A. Qureshi, “Anthropometry in the Design of Assistive Devices,” *Procedia Comput Sci*, vol. 192, pp. 2831–2840, 2021, doi: 10.1016/j.procs.2021.09.058.
- [4] D. P. R. A. Cunha and L. B. Machado, “Low-cost 3D printed prosthetic hand controlled by EMG,” *Procedia Manuf*, vol. 13, pp. 103–110, 2017, doi: 10.1016/j.promfg.2017.09.150.
- [5] D. M. Ojeda Arriaran, “Challenges of job access and job stability for people with motor disabilities: social and state responsibilities,” *Universidad Ciencia y Tecnología*, vol. 29, no. 126, pp. 68–78, Feb. 2025, doi: 10.47460/uct.v29i126.907.
- [6] A. Vaca, «Diseño de una prótesis ergonómica para el uso de una persona con discapacidad en su extremidad inferior,» 2019.
- [7] K. Xu and S. Qin, “An Interdisciplinary Approach and Advanced Techniques for Enhanced 3D-Printed Upper Limb Prosthetic Socket Design: A Literature Review,” Jun. 01, 2023, *MDPI*. doi: 10.3390/act12060223.
- [8] D. García, «Desarrollo de una Prótesis de Extremidad Superior para Competir en Pruebas de Velocidad.,» *Sochmedep*, Vols. %1 de %247-55, n° 2, p. 9, 2020.
- [9] F. Górski, A. Marciniak, R. Wichniarek, W. Kuczko, M. Żukowska y J. Rybarczyk, «Development of 3D Printed Low-Cost Individualized Actuated Upper Limb Prostheses.,» Springer Nature Link, pp. 179-192, 2024.
- [10] E. Zapata, «¿Cuánto cuesta una prótesis de pierna en 2025?,» *Primecare - Orthotics & Prosthetics*, Nuevo Mexico, 2024.
- [11] E. Mejía, «Diseño de una prótesis electromecánica para personas con amputación de mango funcional de la mano,» 2021.

- [12] J. Chicaiza, «Estudio Ergonómico y Antropométrico de la prótesis en sus Miembros Superiores,» 2022.
- [13] A. López, «Prótesis mioeléctricas de extremidades superiores personalizadas con impresión 3 para la exportación a Colombia,» 2024.
- [14] E. Pule, «Prototipo de prótesis transradial mioeléctrica con control de sujeción,» 2020.
- [15] M. Atzori and H. Müller, “Control capabilities of myoelectric robotic prostheses by hand amputees: A scientific review,” *Front Syst Neurosci*, vol. 9, p. 162, 2015, doi: 10.3389/fnsys.2015.00162.
- [16] M. Verdugo y R. Schalok, «Discapacidad e Inclusión- Manual para la docencia,» nº 19, pp. 443-461.
- [17] J. Xu, Z. Tu, S. Zhang, J. Tan, and G. Wang, “Customized Design for Ergonomic Products via Additive Manufacturing Considering Joint Biomechanics,” *Chinese Journal of Mechanical Engineering: Additive Manufacturing Frontiers*, vol. 2, no. 3, p. 100085, Sep. 2023, doi: 10.1016/j.cjmeam.2023.100085.
- [18] O. Abdulhameed, A. Al-Ahmari, W. Ameen, and S. H. Mian, “Additive manufacturing: Challenges, trends, and applications,” *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 11, no. 2, Feb. 2019, doi: 10.1177/1687814018822880.
- [19] CUN, “Electromiografía y Electroneurografía.” Accessed: May 06, 2025. [Online]. Available: <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/pruebas-diagnosticas/electromiografia-electroneurografia>
- [20] D. Farina and O. Aszmann, “Bionic Limbs: Clinical Reality and Academic Promises,” *Sci Transl Med*, vol. 6, no. 257, pp. 257ps12-257ps12, Oct. 2014, doi: 10.1126/scitranslmed.3010453.
- [21] D. Farina *et al.*, “Toward higher-performance bionic limbs for wider clinical use,” Apr. 01, 2023, *Nature Research*. doi: 10.1038/s41551-021-00732-x.
- [22] A. Ángela Sánchez Pérez Tutor, “Control mioeléctrico para prótesis robóticas de dos grados de libertad.”

- [23] D. Hurtado y J. Caiza, «Mejoramiento de la calidad de vida a través de una prótesis automatizada en 3D,» 2024.
- [24] J. Villa, «Informe N-UTC-DBU PS 2025- 007,» 2025.
- [25] J. Vásquez, «Informe médico,» 2025.