



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

Diseño y fabricación de una prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad para amputación transradial

EDUARDO HARRY MEDINA QUINTERO

Trabajo de Titulación modalidad: Proyecto de Investigación y Desarrollo presentado ante el Instituto de Posgrado y Educación Continua de la ESPOCH, como requisito parcial para la obtención del grado de:

MAGÍSTER EN DISEÑO MECÁNICO

RIOBAMBA – ECUADOR

MAYO DE 2024

Yo, Eduardo Harry Medina Quintero, declaro que el presente trabajo de investigación y desarrollo es de mi autoría y que los resultados de este son auténticos y originales. Los textos constantes en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor, asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Titulación de Maestría.

Riobamba, mayo del 2024

EDUARDO HARRY MEDINA QUINTERO

C.I.: 0802641498-8

©2024, Eduardo Harry Medina Quintero

Se autoriza la reproducción total o parcial con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

EL TRIBUNAL DEL TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA QUE:

El trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y desarrollo, titulado Diseño y fabricación de una prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad para amputación transradial, de responsabilidad del señor Eduardo Harry Medina Quintero, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnico, legales, en tal virtud el Tribunal autoriza su presentación.

Ing. Jorge Isaías Caicedo Reyes; Mgtr.

PRESIDENTE

Ing. Edwin Rodolfo Pozo Safla; Mgtr.

DIRECTOR

Ing. Geovanny Novillo Andrade; Mgtr.

MIEMBRO

Ing. Fabian Celso Gunsha Maji; Mgtr.

MIEMBRO

Riobamba, mayo de 2024

DEDICATORIA

Este trabajo de fin de máster se lo dedico a mi madre y a mi hermano, que desde el cielo me han acompañado y bendecido en este camino. Gracias por ser mi ángel de la guarda y mi motivación para seguir adelante. Esta tesis es un homenaje a su memoria y a su amor eterno, a mis hermanas y a mi sobrina, que son mi familia y mi razón de vivir. Gracias por estar siempre a mi lado, por su confianza, su apoyo y su alegría. Esta tesis es el resultado de nuestro esfuerzo compartido y de nuestra unión inquebrantable, a mi niño interior, que soñaba y sigue soñando cada día en ser mejor. Gracias por no perder la ilusión, la curiosidad y la pasión por el aprendizaje. Esta tesis es una prueba de que los sueños se pueden hacer realidad si se trabaja con dedicación y perseverancia.

AGRADECIMIENTO

A los docentes del programa de maestría de la facultad de Mecánica de la ESPOCH, por todo el conocimiento compartido, la orientación brindada y el apoyo incondicional que me permitieron culminar con éxito este proyecto de investigación. Gracias por su disposición, su paciencia y su valiosa contribución a mi formación profesional.

Ing. Eduardo Harry Medina Quintero

TABLA DE CONTENIDO

CAPITULO I	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Planteamiento del problema	1
1.2. Situación problemática	1
1.3. Formulación del problema	1
1.4. Preguntas directrices o específicas	1
1.5. Justificación de la investigación	2
<i>1.5.1. Justificación Teórica</i>	<i>2</i>
<i>1.5.2. Justificación Metodológica</i>	<i>2</i>
<i>1.5.3. Justificación Económica</i>	<i>2</i>
<i>1.5.4. Justificación Social</i>	<i>2</i>
<i>1.5.5. Justificación Práctica</i>	<i>2</i>
1.6. Objetivos	3
<i>1.6.1. Objetivo general</i>	<i>3</i>
<i>1.6.2. Objetivos específicos</i>	<i>3</i>
1.7. Hipótesis	3
<i>1.7.1. Hipótesis general</i>	<i>3</i>
<i>1.7.2. Hipótesis específicas</i>	<i>3</i>
<i>1.7.3. Identificación de variables</i>	<i>4</i>
1.7.3.1. Variable independiente.....	4
1.7.3.2. Variable dependiente.....	4
CAPÍTULO II	5
2. MARCO TEÓRICO	5
2.1. Estado del arte	5
<i>2.1.1. Metodología QFD</i>	<i>5</i>
2.1.1.1. La casa de la calidad.....	6
<i>2.1.2. Necesidad para la construcción de una prótesis mioeléctrica</i>	<i>7</i>
<i>2.1.3. Tipos de amputación de miembro superior</i>	<i>7</i>
2.1.3.1. Amputación parcial de mano.....	7
2.1.3.2. Amputación transradial.....	8
2.1.3.3. Articulación del codo.....	9
2.1.3.4. Amputación transhumeral.....	9
<i>2.1.4. Tipos de prótesis de miembro superior</i>	<i>9</i>
2.1.4.1. Prótesis estéticas o prótesis pasivas.....	10
2.1.4.2. Prótesis de accionamiento mecánico.....	10
2.1.4.3. Prótesis mioeléctrica.....	11

2.1.5.	Escaneo 3D.	11
2.1.5.1.	Socket (Encaje) para amputación transradial mediante escaneo 3D.	11
2.1.6.	Diseño CAD.	12
2.1.7.	Dimensionamiento de la mano.	13
2.1.8.	Diseño de prótesis funcionales.	14
2.1.9.	Mecanismos.	15
2.1.9.1.	Cinemática.	15
2.1.9.2.	Cadenas cinemáticas.	16
2.1.9.3.	Movilidad de mecanismos.	17
2.1.9.4.	Tipos de movimiento.	17
2.1.9.5.	Grados de libertad de un mecanismo.	17
2.1.9.6.	Cinética o dinámica.	19
2.2.	Manufactura aditiva.	19
2.2.1.1.	Materiales de impresión 3D.	20
2.2.1.1.1.	Descripción general.	20
2.2.1.1.2.	Materiales de impresión 3D FDM.	21
2.2.2.	Prototipado mediante impresión 3D o manufactura aditiva.	22
2.2.2.1.	Obtener el modelo geométrico.	23
2.2.2.2.	Exportar y reparar el archivo STL.	23
2.2.2.3.	Tes, orientación, distribución y G-Code.	23
2.2.2.3.1.	Analizar la pieza.	23
2.2.2.3.2.	Relleno del modelo.	24
2.2.2.4.	Impresión 3D.	25
2.2.2.5.	Extracción de las piezas.	25
2.2.2.6.	Post-procesado.	26
2.2.2.7.	Validación del prototipo.	26
2.2.3.	Ubicación de los sensores.	27
2.2.3.1.	Electrodos de superficie.	27
2.3.	Operacionalización de Variables.	29
2.4.	Matriz de consistencia.	30
CAPÍTULO III		31
3.	METODOLOGÍA DE INVESTIGACIÓN	31
3.1.	Casa de la calidad. Matriz QFD.	31
3.2.	Diseño de Investigación y Selección de Tecnologías.	32
3.2.1.	Diseño de investigación.	32
3.2.2.	Necesidad.	33
3.2.2.1.	Fase 1.	33

3.2.2.2.	Fase 2.	33
3.2.3.	<i>Identificación del tipo de amputación</i>	34
3.2.3.1.	Datos del paciente.	34
3.2.3.2.	Tipo de amputación.....	35
3.2.4.	<i>Escaneo del muñón residual.</i>	35
3.2.4.1.	Procesos de escaneo.	35
3.2.4.2.	Depuración de la malla de escaneo.	36
3.2.4.2.1.	<i>Obtención del muñón residual.</i>	36
3.2.5.	<i>Obtención del socket.</i>	37
3.2.5.1.	Conversión de malla triangular a malla cuadrada.	37
3.2.5.2.	Conversión de malla cuadrada a spline.....	38
3.2.5.3.	Obtención de la superficie del socket.....	39
3.2.6.	<i>Diseño del antebrazo y mano.</i>	41
3.2.6.1.	Dimensionamiento de la mano.....	41
3.2.6.2.	<i>Diseño del esqueleto de la mano.</i>	43
3.2.6.3.	<i>Diseño de la mano mediante esculpido digital.</i>	43
3.2.6.3.1.	<i>Fases de diseño de la mano.</i>	44
3.2.6.4.	Conversión de malla triangular a malla cuadrada.	46
3.2.6.5.	<i>Conversión de malla cuadrada a solido (prt)</i>	47
3.2.6.6.	Diseño del antebrazo.....	48
3.2.6.7.	Diseño de los mecanismos.	49
3.2.6.7.1.	<i>Obtención de los mecanismos.</i>	50
3.2.6.7.2.	<i>Verificación de los tres grados de libertad para el dedo índice.</i>	50
3.2.6.7.3.	<i>Verificación de los tres grados de libertad para el dedo índice.</i>	51
3.2.6.7.4.	<i>Verificación de los tres grados de libertad para el dedo anular.</i>	52
3.2.6.7.5.	<i>Verificación de los tres grados de libertad para el dedo meñique.</i>	53
3.2.6.7.6.	<i>Verificación de los tres grados de libertad para el dedo pulgar.</i>	54
3.2.6.8.	Validación del mecanismo del diseño mediante elemento finito.	55
3.2.6.8.1.	<i>Mallado de la geometría.</i>	55
3.2.6.8.2.	<i>Calidad del mallado.</i>	56
3.2.6.8.3.	<i>Análisis del desplazamiento en función del tiempo.</i>	57
3.2.6.8.4.	<i>Análisis de la velocidad en función del tiempo.</i>	58
3.2.6.8.5.	<i>Análisis de la aceleración en función del tiempo.</i>	59
3.2.6.8.6.	<i>Fuerza de reacción de la articulación de la falange proximal.</i>	60
3.2.6.8.7.	<i>Fuerza de reacción de la articulación de la falange medial.</i>	61
3.2.6.8.8.	<i>Fuerza de reacción de la articulación de la falange distal.</i>	62
3.2.7.	<i>Prototipado.</i>	63

3.2.7.1.	Manufactura aditiva del socket en material PLA (Prótesis estética).....	64
3.2.7.2.	Manufactura aditiva del socket en material PEG (Prótesis estética).....	65
3.2.7.3.	Manufactura aditiva de la mano y el antebrazo en material PLA (Prótesis estética). 66	
3.2.7.4.	Manufactura aditiva del socket en material PEG (Prótesis mioeléctrica).	67
3.2.7.5.	Manufactura aditiva de los mecanismos que conforman la mano, en material PLA (Prótesis mioeléctrica).....	68
3.2.8.	<i>Diseño del control de la prótesis.</i>	69
3.2.8.1.	Detector de señales EMG.....	69
CAPÍTULO IV		72
4.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	72
4.1.	Funcionamiento de la prótesis mioeléctrica y acople del socket.	72
4.1.1.	<i>Validación del prototipo.</i>	72
4.1.1.1.	<i>Prueba de ajuste del socket.</i>	72
4.1.1.2.	Ángulo de apertura y cierre de la mano.	74
4.1.1.3.	Ángulo de apertura y cierre del dedo anular y meñique.....	75
4.1.1.4.	Ángulo de apertura y cierre del dedo índice y medio.....	76
4.1.1.5.	Ángulo de apertura y cierre del dedo pulgar.	77
4.1.1.6.	Ángulo de rotación del dedo pulgar.	78
CAPÍTULO V.....		72
5.1	PROPUESTA	72
5.2.	Dimensionamiento de la prótesis adaptada a cada paciente.	72
5.3.	Procesos de fabricación y ensamblaje.	72
5.3.1.	<i>Equipos y herramientas para la fabricación.</i>	72
5.3.2.	<i>Materiales para la fabricación.</i>	72
5.3.3.	<i>Flujograma de construcción.</i>	80
5.3.4.	<i>Ajuste del socket.</i>	80
5.3.5.	<i>Ensamble de la prótesis y acople de los microservos.</i>	81
5.3.6.	<i>Diseño del control para los microservos.</i>	81
CONCLUSIONES.....		82
RECOMENDACIONES.....		83
BIBLIOGRAFÍA.....		84

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1. Operacionalización de variables	29
Tabla 2-1. Matriz de consistencia.	30
Tabla 1-3. Datos del paciente.....	35
Tabla 2-3. Medidas de cada una de las partes de la mano.....	43
Tabla 3-3. Configuración de impresión 3D para filamento PIA	65
Tabla 4-3. Configuración de impresión 3D para filamento PEG.....	66
Tabla 5-3. Configuración de impresión 3D para filamento PIA	67
Tabla 6-3. Configuración de impresión 3D para filamento PEG.....	68
Tabla 7-3. Configuración de impresión 3D para filamento PIA	69

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2 Casa de la calidad.....	6
Figura 2-2 Niveles de amputación de miembro superior.....	7
Figura 3-2 Niveles de amputación de la mano. A. Amputación transfalángica. B. Amputación transmetacarpiana distal. C. Amputación transmetacarpiana proximal.	8
Figura 4-2 Amputación transradial o amputación por debajo del codo.	8
Figura 5-2 Articulación del codo.	9
Figura 6-2 Amputación por arriba del codo.....	9
Figura 7-2 Amputación por arriba del codo.....	10
Figura 8-2 Amputación por arriba del codo.....	10
Figura 9-2 Prótesis mioeléctrica.	11
Figura 10-2 escaneo 3D del muñón de un paciente con amputación transradial.	12
Figura 11-2. Dibujo y diseño asistido por computadora.	13
Figura 12-2. Dibujo y diseño asistido por computadora.	13
Figura 13-2. Dibujo y diseño asistido por computadora.	14
Figura 14-2. Cadena compuesta de cuatro eslabones.....	16
Figura 15-2. Cadena compuesta de tres eslabones.....	16
Figura 16-2. Mecanismos y estructuras con movilidad variable.....	19
Figura 17-2. Impresión 3d FDM.	20
Figura 18-2. Colores del material de impresión 3D PLA.	21
Figura 19-2. Colores del filamento de impresión 3D TPU flexible.	22
Figura 20-2. Procesos de impresión 3D.	22
Figura 21-2. Porcentajes de relleno.....	24
Figura 22-2. Extracción con espátula	25
Figura 23-2. Extracción flexionando la cama (cama flexible).	26
Figura 24-2. Extracción flexionando la cama (cama flexible).	26
Figura 25-2. Ubicación de los sensores.	27
Figura 26-2. Electrodo de superficie.	28
Figura 1-3. Casa de la calidad.....	33
Figura 2-3. Metodología.	33
Figura 3-3. Amputación transradial.	35
Figura 4-3. Escaneo 3d del miembro amputado (muñón).....	36
Figura 5-3. Obtención del muñón.	36
Figura 6-3. Conversión de malla triangular a cuadrada	37
Figura 7-3. Conversión de malla cuadrada a solido (.prt).....	38
Figura 8-3. Superficie del socket	39
Figura 9-3. Socket.....	39
Figura 10-3. Obtención del socket 3D	40
Figura 11-3. Diseño 3d del Socket.....	40
Figura 12-3. Toma de medidas de la mano.....	42
Figura 13-3. dimensionamiento de la mano.....	43
Figura 14-3. Esculpido digital.....	44
Figura 15-3. Fase 1 del diseño de la mano semicerrada.	45
Figura 16-3. Fase 1 del diseño de la mano semicerrada (Simetría).	45
Figura 17-3. Fase 2 del diseño de la mano abierta.	46
Figura 18-3. Conversión de malla triangular a malla cuadrada del diseño de la mano.....	46
Figura 19-3. Conversión de malla cuadrada a sólido del diseño mano.....	47
Figura 20-3. Conversión de malla cuadrada a sólido (mano).	48
Figura 21-3. Diseño del antebrazo (Prótesis completa).	48
Figura 22-3. Diseño del mecanismo.	49

Figura 23-3. Diseño y configuración del mecanismo.	50
Figura 24-3. Verificación tres grados de libertad.....	51
Figura 25-3 Verificación tres grados de libertad.	52
Figura 26-3 verificación tres grados de libertad.	53
Figura 27-3 verificación tres grados de libertad.	54
Figura 28-3 verificación tres grados de libertad.	55
Figura 29-3 Mallado de la geometría para el análisis.	56
Figura 30-3 Calidad de la malla.	57
Figura 31-3 Métrica de la calidad de la malla.....	57
Figura 32-3 Análisis del desplazamiento total.	58
Figura 33-3 Análisis de la curva del desplazamiento total.	58
Figura 34-3 Análisis de la velocidad total.	58
Figura 35-3 Análisis de la curva de la velocidad total.	59
Figura 36-3 Análisis de la aceleración total.	59
Figura 37-3 Análisis de la curva de la aceleración total.	60
Figura 38-3 Análisis de la fuerza de reacción en la falange proximal.	60
Figura 39-3 Análisis de la curva de fuerza de reacción.	61
Figura 40-3. Análisis de la fuerza de reacción en la falange medial.....	61
Figura 41-3. Análisis de la curva de fuerza de reacción.	62
Figura 42-3. Análisis de la fuerza de reacción en la falange distal.....	62
Figura 43-3. Análisis de la curva de fuerza de reacción.	62
Figura 44-3. Socket impreso en 3D.	63
Figura 45-3. Socket impreso en 3D, material PLA.	64
Figura 46-3. Socket impreso en 3D, material TPU.....	65
Figura 47-3. Mano y antebrazo impreso en 3D.....	66
Figura 48-3. Socket impreso en 3D material TPU.	67
Figura 49-3. Impresión en 3D de los mecanismos que conforman la mano.	68
Figura 50-3. Diagrama de bloques del sistema de control del brazo.	69
Figura 51-3. PCB detector de señales EMG.	69
Figura 52-3. Circuito de control.....	69
Figura 53-3. Diagrama de flujo.....	71
Figura 54-3. Circuito de control de servos.....	71
Figura 1-4. Prueba de ajuste con el material PEG y PLA.	73
Figura 2-4. Apertura y cierre de la mano.	74
Figura 3-4. Apertura y cierre del dedo anular y meñique.	75
Figura 4-4. Apertura y cierre del dedo índice y medio.	76
Figura 5-4. Ángulo de apertura del pulgar.	77
Figura 6-4. Ángulo de rotación del pulgar.	78
Figura 1-5. Dimensiones de la prótesis.	79
Figura 2-5. Flujograma de construcción de la prótesis.	80
Figura 3-5. Verificación de ajuste del socket.....	80
Figura 4-5. Acoplamiento de los microservos.	81
Figura 5-5. Integración del control para los microservos.	81

RESUMEN

El objetivo de este estudio fue diseñar y fabricar una prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad, para amputación transradial, para lo cual se obtuvieron diseños 3d que se adaptaron al muñón residual del paciente. Se utilizaron las herramientas de diseño 3d y escaneo 3d, mediante el uso de estas herramientas se diseñaron los modelos 3d del socket, antebrazo y mano que se adaptaron al muñón del miembro superior amputado del paciente sin necesidad de arnés u otro elemento de sujeción. Mediante el uso de las herramientas 3d se logró diseñar los mecanismos articulados para los elementos de la prótesis que generaron los tres grados de libertad y se prototipó mediante manufactura aditiva los componentes que conformaron la prótesis. Se logró diseñar el control de activación para los microservos con las señales mioeléctricas obtenidas de la ubicación de los sensores mediante las pulsaciones musculares del paciente que permitieron generar fuerza y el agarre de diferentes objetos. Se logró generar un protocolo de pruebas para validar los mecanismos y el funcionamiento adecuado de los tres grados de libertad. Para el análisis de los resultados, se elaboró un protocolo de pruebas para validar la funcionalidad de la prótesis. Este protocolo de prueba ayudó a validar el funcionamiento de la prótesis. Se concluye que el diseño 3d del socket y la mano de la prótesis se adaptaron perfectamente al muñón del paciente. Se diseñó un sistema de control basado en señales mioeléctricas para activar los microservos, permitiendo así el agarre de objetos. Se recomienda mejorar los diseños 3d, los mecanismos articulados de las prótesis y actualizar la metodología de prototipado con manufactura aditiva en resina para explorar una variedad de materiales y reducir los tiempos de impresión.

Palabras clave: <MANUFACTURA ADITIVA>, <AMPUTACIÓN TRANSRADIAL>, <SEÑALES MIOELÉCTRICAS>, <TRES GRADOS DE LIBERTAD>, <SOCKET>.



0038-DBRAI-UPT-DP-2024

09-05-2024

SUMMARY

The aim of this study was to design and manufacture a myoelectric prosthesis with three degrees of freedom for transradial amputation, for which 3D designs were obtained and adapted to the residual stump of the patient. 3D design and scanning tools were used. By using these tools, 3D models of the socket, forearm, and hand were designed to adapt to the amputated upper limb stump of the patient without the need for a harness or other securing element. By using 3D tools, the articulated mechanisms were designed for the prosthesis elements that generated the three degrees of freedom, and the components that formed the prosthesis were prototyped through additive manufacturing. The activation control for the servomotor was designed with myoelectric signals obtained from the location of the sensors through the patient's muscle contractions, which allowed for generating force and grasping different objects. A testing protocol was developed to validate the mechanisms and proper functioning of the three degrees of freedom. For the analysis of the results, a testing protocol was elaborated to validate the functionality of the prosthesis. This testing protocol helped validate the prosthesis's functioning. It is concluded that the 3D design of the socket and hand of the prosthesis perfectly adapted to the patient's stump. A control system based on myoelectric signals was designed to activate the micro servomotor, thus allowing object grasping. It is recommended to improve the 3D designs, articulate the mechanisms of the prostheses, and update the prototyping methodology with additive manufacturing in resin to explore a variety of materials and reduce printing times.

Keywords: <ADDITIVE MANUFACTURING>, <TRANSRADIAL AMPUTATION>, <MYOELECTRIC SIGNALS> <THREE DEGREES OF FREEDOM>, <SOCKET>.

CAPITULO I

1. INTRODUCCIÓN.

1.1. Planteamiento del problema.

1.2. Situación problemática.

El accionamiento de prótesis mecánicas en la actualidad es una necesidad para las personas que les falta el brazo o una mano, debido a que requieren aprender movimientos nuevos, involucrando partes de la extremidad superior para poder mover el mecanismo de las prótesis; disminuyendo lesiones y cansancio en la persona con falta de su miembro superior, además para poder tener un manejo aceptable de los movimientos se debe realizar un entrenamiento previo. Debido a estas y otras más dificultades en el accionamiento de las prótesis electromecánicas mediante señales mioeléctricas, se ha convertido en el nuevo reto de diseñar y fabricar prótesis funcionales. Siendo este un método natural del cuerpo para controlar el accionamiento de la prótesis.

Además, debido a los inconvenientes en la fabricación de piezas por métodos de manufactura convencionales, la fabricación de esta prótesis se realizará mediante manufactura aditiva. Esto al no haber impedimento en la obtención de formas complejas, como agujeros con trayectoria curva, ángulos de desmoldeo, control de las colisiones de la herramienta con piezas de geometría compleja y a las irregularidades presentes en la geometría de una prótesis. Debido al bajo costo de los materiales de impresión 3D esta prótesis se vuelve un producto económico de fácil acceso para personas que necesiten una prótesis en nuestro país. Es de gran importancia el desarrollo de esta investigación por que ayuda a solventar una necesidad social en nuestro país, mejorando la calidad de vida de muchas personas y a su vez aportando nuevo conocimiento sobre el desarrollo de prótesis de miembros superiores, fortaleciendo las capacidades de esta área poco explorada en nuestro país.

1.3. Formulación del problema.

¿El diseño y la fabricación de una prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad resultara funcional para una amputación transradial?

1.4. Preguntas directrices o específicas.

¿Cuál es el diseño mecánico adecuado para la prótesis?

¿Cuál es el mecanismo para el accionamiento de la mano de la prótesis?

¿Qué proceso de manufactura es útil para la fabricación de prótesis?

¿Qué tipo de materiales se utilizará para la fabricación de la prótesis?

¿Cómo accionar los servomotores para generar los movimientos de la mano de la prótesis?

¿Cómo se evaluará los tres grados de libertad de la prótesis?

1.5. Justificación de la investigación.

1.5.1. Justificación Teórica.

El objetivo de esta investigación es contribuir al conocimiento en el campo de las prótesis mioeléctricas. Se espera que este estudio sea de mucha utilidad en base a los resultados generados, y así contribuir a las futuras generaciones de investigadores y profesionales en el campo, para que aporten al avance tecnológico y científico.

Este estudio se enmarca en la biomecánica, una disciplina que combina los principios de la física y la biología para entender cómo se mueven los seres vivos. El Grupo de Investigación en Bioingeniería – GIEBI, compuesto por once docentes investigadores de la Facultad de Mecánica de la Universidad Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, promueve este estudio.

1.5.2. Justificación Metodológica.

Para que se genere un acople correcto al muñón se realizará mediante escaneo 3D. de esta forma se obtendrá un socket que se ajusta perfectamente al muñón del miembro amputado, sin la necesidad de un arnés.

1.5.3. Justificación Económica.

Las prótesis mioeléctricas tienen un costo elevado en el mercado actual, lo que dificulta su acceso para muchas personas. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), el desempleo afecta con mayor rigor a las personas con discapacidades y, en los casos en que estas personas están empleadas, sus remuneraciones suelen ser considerablemente más bajas. Por lo tanto, esta investigación tiene un importante componente económico, ya que busca desarrollar una prótesis más accesible para esta población.

1.5.4. Justificación Social.

El proyecto tiene el potencial de mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones de miembro superior. Al proporcionar una prótesis mioeléctrica personalizada, podemos ayudar a las personas a recuperar su confianza y participar más plenamente en la sociedad.

1.5.5. Justificación Práctica.

Este proyecto pretende llevar a cabo un proceso de selección tanto de manufactura como de software, que permita tener como alternativas la personalización antropométrica y la elaboración

en el menor tiempo posible de los cálculos y diseño de la prótesis destinada a un paciente específico. Este enfoque práctico asegura que cada prótesis sea única y esté perfectamente adaptada a las necesidades individuales del paciente, lo que a su vez mejora la funcionalidad y la comodidad de la prótesis.

1.6. Objetivos.

1.6.1. Objetivo general.

Diseñar y fabricar una prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad para amputación transradial.

1.6.2. Objetivos específicos.

- Diseñar los modelos 3D del socket, antebrazo y mano que se adapte al muñón del miembro superior amputado del paciente sin necesidad de arnés u otro elemento de sujeción.
- Diseñar los mecanismos articulados para los elementos de la prótesis que generen los tres grados de libertad y prototipar mediante manufactura aditiva los componentes que conforman la prótesis.
- Diseñar el control de activación para los microservos con las señales mioeléctricas obtenidas de la ubicación de los sensores mediante las pulsaciones musculares del paciente que permita generar fuerza y el agarre de diferentes objetos.
- Generar un protocolo de pruebas para validar los mecanismos y el funcionamiento adecuado de los tres grados de libertad.

1.7. Hipótesis.

1.7.1. Hipótesis general.

Si se logrará diseñar y fabricar una prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad para amputación transradial.

1.7.2. Hipótesis específicas.

- Se logrará diseñar los modelos 3D del socket, antebrazo y mano que se adapte al muñón del miembro superior amputado del paciente sin necesidad de arnés u otro elemento de sujeción.
- Se logrará diseñar los mecanismos articulados para los elementos de la prótesis que generen los tres grados de libertad y prototipar mediante manufactura aditiva los componentes que conforman la prótesis.

- Se logrará diseñar el control de activación para los microservos con las señales mioeléctricas obtenidas de la ubicación de los sensores mediante las pulsaciones musculares del paciente que permita generar fuerza y el agarre de diferentes objetos.
- Se logrará generar un protocolo de pruebas para validar los mecanismos y el funcionamiento adecuado de los tres grados de libertad.

1.7.3. Identificación de variables.

1.7.3.1. Variable independiente.

Diseño y construcción de la prótesis.

1.7.3.2. Variable dependiente.

Tres grados de libertad.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO.

2.1. Estado del arte.

Los ensayos de la literatura proporcionan un importante escenario de fondo para el auge del reemplazo mioeléctrico en amputaciones transradiales. El desarrollo de dispositivos que sean cada vez más funcionales y adaptables ha catalizado múltiples líneas de trabajo que intentan perfeccionar la localización de señales mioeléctricas y transcribir dicha localización en utilidad. En este contexto, se han dado pasos para mejorar la optimización de la actuación de los generadores de acuerdo de licencia y así conseguir una mecánica más natural y útil para los mismos.

También se observa un interés firme por la personalización de la ortopedia, que busca por ejemplo ofertar componentes que se adapten específicamente al muñón del paciente, eliminando así la necesidad de correas u otros elementos de sujeción. Estos avances se han conseguido gracias a la aplicación de tecnologías de tallado 3D o de fabricación aditiva que, entre otras muchas cosas, permiten corregir (con carácter automatizado en algunos casos) el diseño de ortesis u otros dispositivos ortopédicos hasta hacerlos anatómicamente idóneos a la zona de contacto con el muñón del usuario.

2.1.1. Metodología QFD.

En las primeras fases del diseño de un producto, el Despliegue de la Función de Calidad (QFD) es un enfoque sistemático que busca determinar y cumplir con las necesidades del usuario. Este método conlleva numerosos beneficios, entre los que se incluyen:

- Mejora de la calidad del producto.
- Una disminución de los costes de producción.
- El proceso de fabricación se acelerará.
- También creará una ventaja competitiva en el mercado.

Limitaciones, QFD.

- El manejo de demasiada información resulta muy extenso y cansado.
- No siempre se tiene en cuenta la naturaleza imprecisa de las variables involucradas.
- La gestión adecuada de los factores cuantitativos y cualitativos puede presentar desafíos.

- El análisis no incluye características de calidad que se pueden medir o cuyo valor se desconoce frecuentemente (Olaya Escobar Erika Sofía.; et al, 2005, pp. 30-38).

2.1.1.1. *La casa de la calidad.*

La Casa de la calidad, un elemento esencial para el despliegue de la función de calidad se compone de ocho áreas clave.

Estas áreas se pueden dividir en cuatro vectores que forman los límites básicos de la casa y sus interacciones dan como resultado cuatro matrices:

- Vector de necesidades del cliente.
- Vector de evaluación técnica.
- Vector de características de calidad.
- Vector de elementos de evaluación.
- Matriz de correlación.
- Matriz de sensibilidad.

En su interacción, estos componentes forman la estructura general de la Casa de la Calidad y permiten una evaluación de la calidad del producto desde el punto de vista del cliente y del fabricante (Olaya Escobar Erika Sofía.; et al, 2005, pp. 30-38).

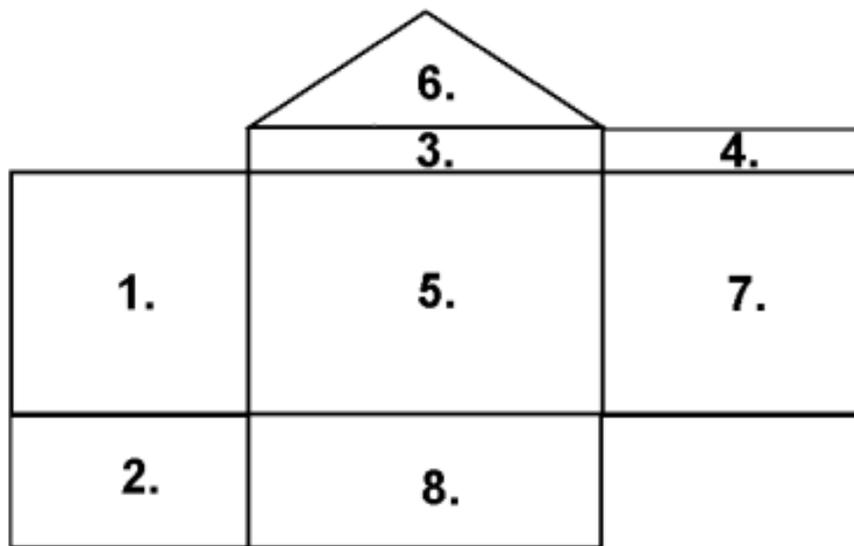


Figura 1-2. Casa de la calidad

Fuente: (Olaya Escobar Erika Sofía.; et al, 2005, pp. 32)

2.1.2. Necesidad para la construcción de una prótesis mioeléctrica.

La necesidad de construir una prótesis mioeléctrica surge ante la falta de una parte del cuerpo humano, como puede ser amputaciones de miembro superior a causa de un accidente o nacimiento congénito, a partir de estas necesidades nace la idea de construir prótesis accionadas mediante pulsaciones musculares, y de esta forma mejorar la calidad de vida del usuario, al poder realizar actividades diarias de una mejor manera.

2.1.3. Tipos de amputación de miembro superior.

Los tipos de amputación es el corte del miembro superior donde se puede obtener un muñón útil para la instalación de una prótesis.

El nivel de la amputación debe ser lo más distal posible; la función de los muñones de amputación disminuye gradualmente a medida que aumenta el nivel de la amputación.

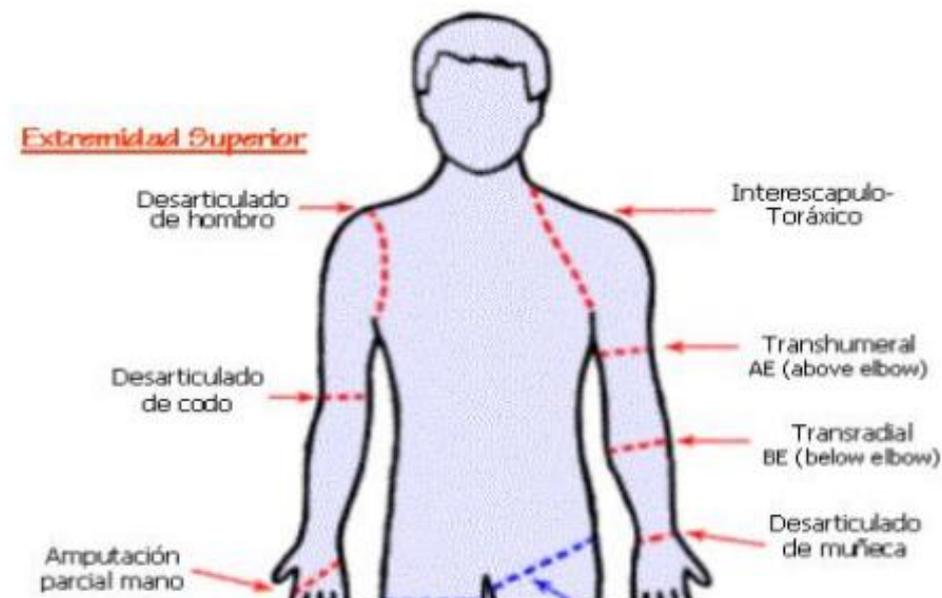


Figura 2-2. Niveles de amputación de miembro superior

Fuente: (Linares Enríquez Alejandro & Rosas Acostas Daniel, 2019, pp. 3)

2.1.3.1. Amputación parcial de mano.

designa cualquier amputación de los huesos del carpo o metacarpianos, sin afectar los movimientos de la muñeca.

Existen 4 niveles de este tipo de amputación:

- Transfalángica: cuando hay amputación de uno o varios dedos.

- Tenar, parcial o completa: amputación del pulgar
- Transmetacarpiano distal, incluyendo o no el pulgar: el corte pasa por la palma.
- Transmetacarpiano proximal, incluyendo o no el pulgar: amputación cerca de la muñeca.



Figura 3-2. Niveles de amputación de la mano. A. Amputación transfalángica. B. Amputación transmetacarpiana distal. C. Amputación transmetacarpiana proximal.

Fuente: (Muñoz Bravo Laura María, 2018, pp. 18)

2.1.3.2. Amputación transradial.

se refiere a una amputación por debajo del codo, por lo que la articulación de este nivel de amputación no se ve afectada.



Figura 4-2. Amputación transradial o amputación por debajo del codo.

Realizado por: (Medina E, 2024)

2.1.3.3. Articulación del codo.

amputación de el antebrazo por arriba de la articulación del codo, intentando mantener el brazo en su sitio.



Figura 5-2. Articulación del codo.

Fuente: (Muñoz Bravo Laura María, 2018, pp. 19)

2.1.3.4. Amputación transhumeral.

Amputación por arriba del codo y antes de la articulación del hombro.



Figura 6 Amputación por arriba del codo.

Realizado por: (Medina E, 2024)

2.1.4. Tipos de prótesis de miembro superior.

En el caso de amputación de un miembro superior, existen dispositivos que permiten sustituir las partes de movimiento natural del cuerpo por la ejecución de movimientos generados por combinación de mecanismos y partes simples.

2.1.4.1. Prótesis estéticas o prótesis pasivas.

También llamada prótesis cosmética, puede ayudar con el equilibrio, la estabilización de objetos o actividades recreativas.

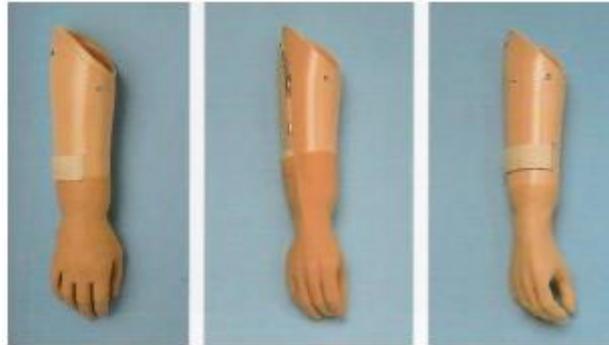


Figura 7-2. Amputación por arriba del codo.

Fuente: (Muñoz Bravo Laura María, 2018, pp. 20)

2.1.4.2. Prótesis de accionamiento mecánico.

Las manos mecánicas cuentan con elementos mecánicos que permiten la apertura o cierre que son controlados mediante un arnés controlado por el usuario.

la apertura y cierre de la prótesis se genera mediante el accionamiento del arnés, y el cierre o la apertura se realiza únicamente con la liberación del respectivamente gracias con un resorte y que tiene una fuerza de presión o pellizco. Estos elementos se cubren con un guante para darle un aspecto más cosmético (Romero Rincón Iván Manuel & Pérez Bertel, Iván Gabriel, 2007, pp. 19-46).

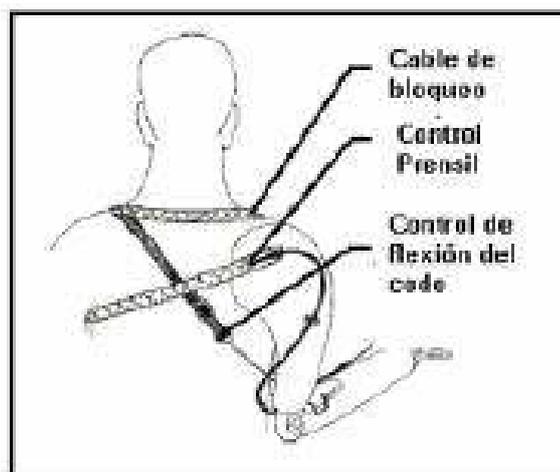


Figura 8-2. Amputación por arriba del codo.

Fuente: (Romero Rincón Iván Manuel & Pérez Bertel, Iván Gabriel, 2007, pp. 19)

2.1.4.3. Prótesis mioeléctrica.

Los dispositivos alimentados externamente mediante baterías permiten movimientos activos de las manos y articulaciones hasta sensores que detectan el movimiento muscular de la parte superior del cuerpo residual o que envía datos a un microcontrolador responsable de activando los movimientos de diferentes servomotores (Muñoz Bravo Laura María, 2018, pp. 17-30).

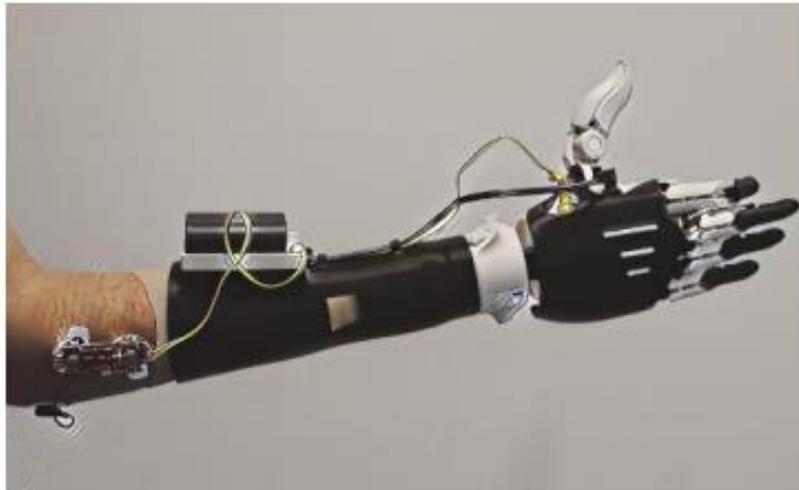


Figura 9-2. Prótesis mioeléctrica.

Fuente: (Muñoz Bravo Laura María, 2018, pp. 21)

2.1.5. Escaneo 3D.

Es la reconstrucción tridimensional de objetos en el cual, objetos reales son reproducidos digitalmente.

Se obtiene un archivo digital en formato STL y OBJ los cuales son archivos de malla que contienen la forma y las dimensiones exactas del objeto físico.

2.1.5.1. Socket (Encaje) para amputación transradial mediante escaneo 3D.

El diseño del socket es parte principal en el diseño y construcción de una prótesis. El socket es la parte de la prótesis que se adapta al muñón o miembro amputado de la persona. El socket se obtiene mediante el escaneo 3D del muñón residual. Este escaneo 3D permite obtener las formas antropométricas exactas del muñón. Consiguiendo un ajuste personalizado que proporciona comodidad y funcionalidad de la prótesis.

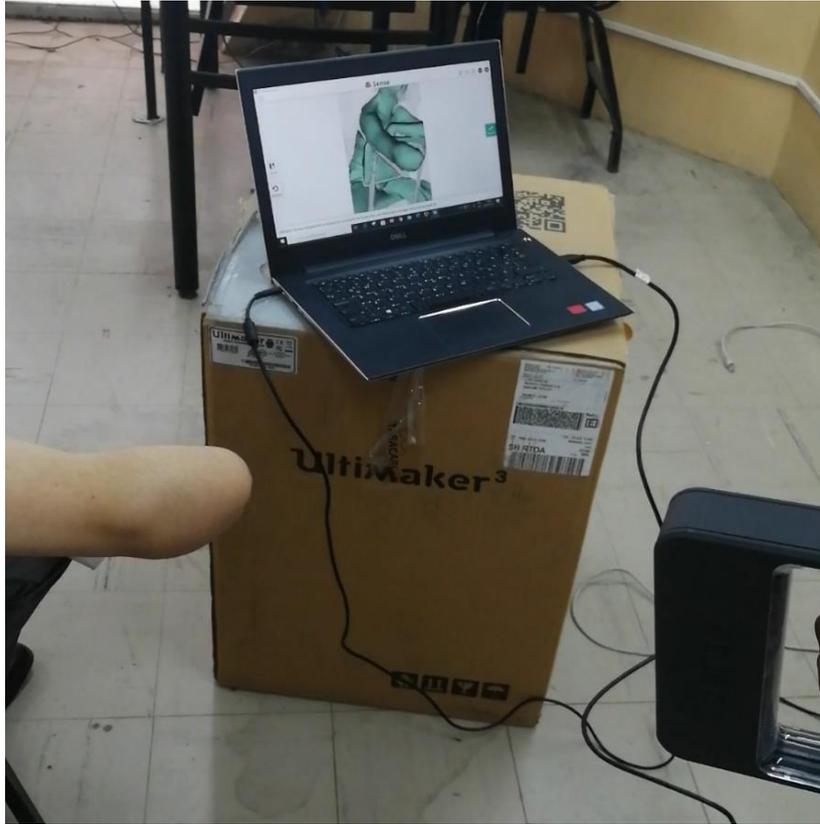


Figura 10-2. escaneo 3D del muñón de un paciente con amputación transradial.

Realizado por: (Medina E, 2023)

2.1.6. Diseño CAD.

El diseño asistido por computadora, conocido como CAD, es un proceso donde se utiliza software de diseño 3D, con la ayuda de un computador. Este método permite a los diseñadores experimentar con sus ideas en un espacio digital, permitiéndoles visualizar y ajustar sus conceptos antes de materializarlos en el mundo real.

El término CAD se refiere a la integración de las tecnologías de la información y la comunicación en el proceso de diseño. En el marco de la definición de diseño como el proceso de representación gráfica de ideas, objetos o máquinas, este procedimiento se realiza de manera simbólica. La secuencia lógica que sigue incluye pasos específicos que se detallan a continuación (Rosés Rodolfo Edgar.; et al, 2018, pp. 3-19).

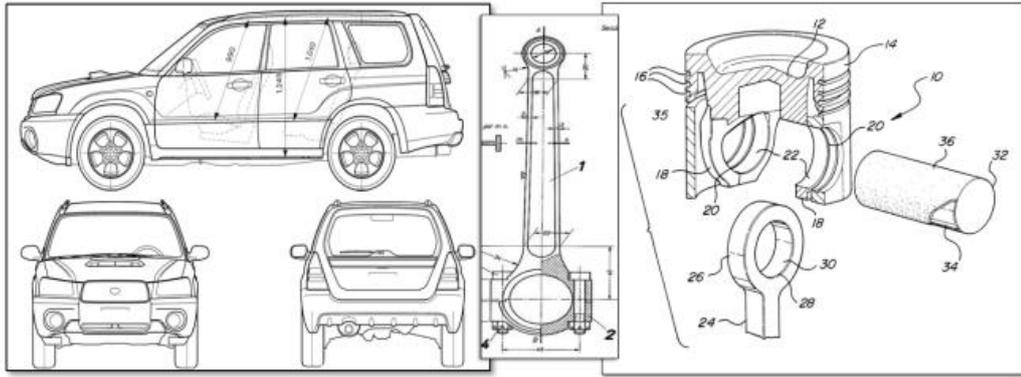


Figura 11-2. Dibujo y diseño asistido por computadora.

Fuente: (Rosés Rodolfo Edgar.; et al, 2018, pp. 3)

2.1.7. Dimensionamiento de la mano.

El estudio del profesor Edmond Yunis Turbay se centró en las dimensiones y la forma antropométrica de la mano humana identificando (Brito Guaricela Joffre et al, 2013, pp. 36-37),

y clasificando las siguientes medidas :

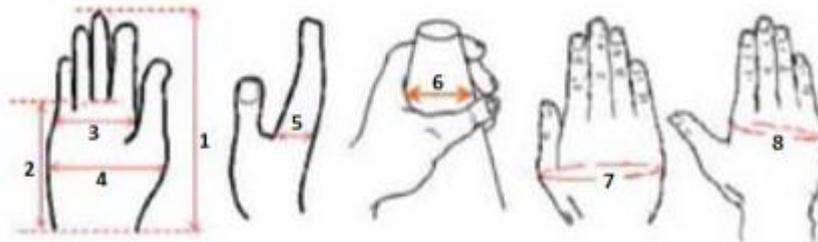


Figura 12-2. Dibujo y diseño asistido por computadora.

Fuente: (Brito Guaricela Joffre et al, 2013, pp. 36)

1. Longitud máxima: Se mide desde el pliegue más alejado y palmar de la muñeca hasta el extremo más distal de la tercera falange.
2. Longitud de la mano o longitud palmar: Se mide desde el pliegue más alejado y palmar de la muñeca hasta la línea proyectada desde el pliegue más cercano de la segunda falange.
3. Ancho de la mano: Es la longitud que se da entre las cabezas del segundo y quinto metacarpiano desde su punto lateral.
4. Ancho máximo de la mano: Es la longitud que se da desde la cabeza del quinto metacarpiano por el lado lateral hasta la cabeza del primer metacarpiano por el lado lateral.
5. Espesor de la mano: Se mide con la mano desde una proyección lateral; es la distancia que comprende entre una línea proyectada desde la cabeza del segundo metacarpiano por palmar, hasta una línea proyectada del segundo metacarpiano por dorsal.

6. Diámetro de agarre: Se toma el diámetro máximo de agarre en una estructura cónica entre el dedo pulgar y el medio.
7. Circunferencia máxima de la mano: Se registra rodeando la muñeca alrededor de la cabeza del primer metacarpiano pasando por la eminencia hipotenar.
8. Circunferencia de la mano: Se registra rodeando la mano pasando por la cabeza del quinto metacarpiano, siendo como punto de partida y terminando en la cabeza del segundo metacarpiano.
9. Longitud de las falanges: Se miden por la cara dorsal de la mano con las falanges flexionadas en 90 grados; es la distancia entre la cabeza del metacarpiano y la falange distal.

Es fundamental considerar que no existe una medida estándar para la extremidad en las dimensiones y tamaños de la mano humana. Las características etnológicas proporcionan la referencia para los tamaños de manos y dedos (Brito Guaricela Joffre et al, 2013, pp. 36-37).

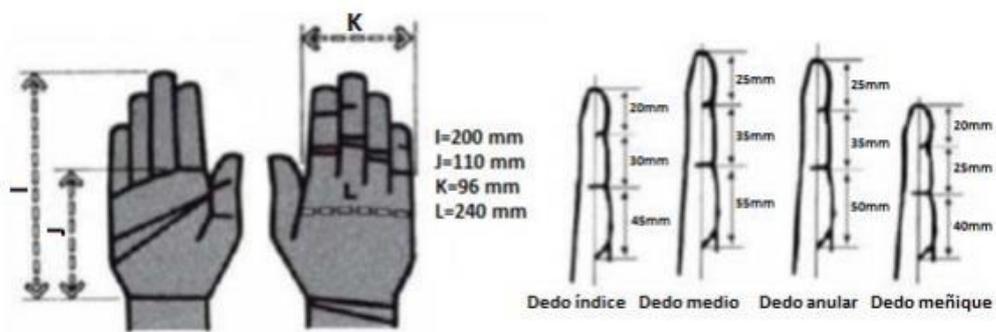


Figura 13-2. Dibujo y diseño asistido por computadora.

Fuente: (Brito Guaricela Joffre et al, 2013, pp. 37)

2.1.8. Diseño de prótesis funcionales.

Los avances en la producción de prótesis han evolucionado juntamente con el desarrollo en la manipulación de materiales, y la comprensión de la biomecánica corporal. Por esta razón, es crucial comprender el funcionamiento de los mecanismos, para poder generar un diseño 3D óptimo a las condiciones de uso.

Consideraciones para el desarrollo de prótesis funcionales:

- Adaptación biomecánica: conseguir que la prótesis se adapte de manera rápida a los movimientos biomecánicos de la persona, generando más confianza ante el usuario.
- Uso de materiales innovadores: Utilizar materiales que no generen reacciones alérgicas al contacto con la piel, que sean resistentes a grandes esfuerzos, así como comodidad y funcionalidad a largo plazo.

- Diseño ergonómico: fácil de usar que no sea compleja al usarla y no genere incomodidad.
- Precisión en el sistema mioeléctrico: Integra un sistema mioeléctrico preciso que permite una respuesta intuitiva y controlada a los impulsos eléctricos generados por la contracción muscular.
- Personalización del ajuste: proporcionando un diseño modular o que se adapta a las necesidades específicas del usuario, teniendo en cuenta aspectos como como la longitud del muñón y las preferencias individuales.
- Eficiencia sonora: implementar sensores de calidad y precisión para capturar señales de manera efectiva, mejorando así la interacción entre el usuario y la prótesis.
- Fácil mantenimiento: Diseñar la prótesis de manera que sea fácil de mantener y reparar, teniendo así una larga vida útil y reduciendo el tiempo de inactividad.
- Estética y discreción: Diseños 3D orgánico de prótesis para que generen confianza al usarlas.
- Conectividad y actualizaciones: Actualización de sus componentes para que se adapte juntamente con el avance tecnológico.
- Proceso de fabricación sostenible: No utilizar materiales que se dañinos para el medio ambiente.

2.1.9.Mecanismos.

En Estos mecanismos permiten la apertura y cierre de la mano, imitando la funcionalidad de una mano humana.

Un mecanismo, es un dispositivo diseñado para transformar un movimiento y una fuerza de entrada en otros diferentes de salida. El mecanismo más común es la transmisión por barra utilizando barras rígidas para transmitir el movimiento; consta de motores instalados en cada articulación, que permiten un funcionamiento más preciso de cada dedo.

Es de vital importancia llevar a cabo un análisis de la cinemática y dinámica de estos mecanismos. La cinemática se ocupa del estudio del movimiento en sí, mientras que la dinámica se centra en las fuerzas que provocan el movimiento.

2.1.9.1. Cinemática.

La cinemática se dedica a el análisis detallado de la ubicación y movimiento de cuerpos sólidos mediante un sistema de coordenadas de referencia. Este estudio se realiza sin tener en cuenta las fuerzas o causas que generan dicho movimiento.

El objetivo principal de la cinemática es planificar y diseñar los movimientos requeridos de los componentes mecánicos. Esto implica crear un mapa de movimiento que lleva cada pieza hacia la posición y trayectoria deseada (Encalada Seminario Gabriel Ángel, 2018, pp. 30-86).

2.1.9.2. Cadenas cinemáticas.

Las cadenas cinemáticas son sistemas que se forman al conectar un número específico de eslabones mediante pares. Entre los más notables, encontramos:

- Cadenas compuestas de cuatro eslabones: En este tipo de cadena, cada eslabón incorpora elementos de dos pares inferiores. Un ejemplo común de esto es el cuadrilátero articulado.

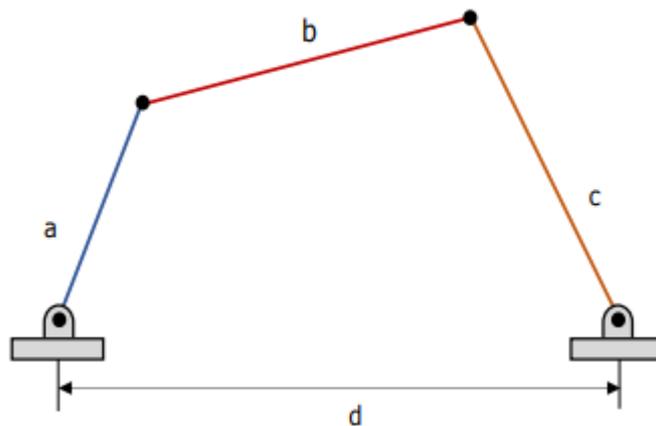


Figura 14-2. Cadena compuesta de cuatro eslabones.

Fuente: (Reino flores Manuel. & Galán Marín Gloria, 2020, pp. 21)

- Cadenas compuestas por tres eslabones: En estas cadenas cinemáticas, cada eslabón contiene tanto pares superiores como inferiores. Estos se conocen comúnmente como mecanismos simples.

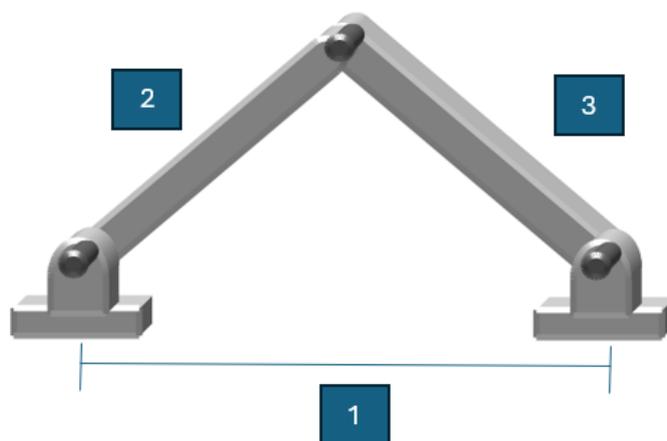


Figura 15-2. Cadena compuesta de tres eslabones.

Fuente: (Reino flores Manuel. & Galán Marín Gloria, 2020, pp. 18)

Estos sistemas son fundamentales en la ingeniería mecánica y la robótica, ya que permiten la creación de estructuras complejas capaces de realizar una amplia gama de movimientos y funciones. Su estudio y comprensión son esenciales para el diseño y optimización de máquinas y dispositivos eficientes.

2.1.9.3. Movilidad de mecanismos.

La movilidad de los mecanismos se refiere a cómo se transmite el movimiento de un componente a otro dentro de un sistema. Este movimiento puede manifestarse de varias formas:

- Contacto directo: los componentes interactúan directamente entre sí.
- Eslabón rígido conector: El movimiento se transmite a través de un eslabón rígido que conecta dos componentes.
- Elementos flexibles: Transmisión mediante elementos flexibles como bandas, cadenas o cables. Adaptándose así a diversas formas y configuraciones, permitiendo una mayor flexibilidad en el diseño del mecanismo.

2.1.9.4. Tipos de movimiento.

Pueden ser clasificados en diferentes tipos según las características y restricciones del movimiento. Estos pueden ser rígidos, donde el cuerpo se mueve únicamente en una trayectoria predefinida, o semirrígidos, donde el movimiento es limitado a ciertos límites. Los mecanismos comúnmente producen movimientos coplanarios, helicoidales, esféricos, entre otros.

- Movimiento coplanario: Este tipo de movimiento ocurre cuando todos los puntos de un cuerpo rígido se desplazan en planos paralelos entre sí o coincidentes.
- Movimiento helicoidal: Este movimiento se caracteriza por la rotación de cada punto de un cuerpo rígido alrededor de un eje fijo, mientras simultáneamente se produce una traslación paralela a dicho eje. Un ejemplo de esto podría ser el movimiento que realiza una tuerca al desplazarse a lo largo de un tornillo roscado.
- Movimiento esférico: El movimiento se genera cuando cualquier punto de un cuerpo rígido que se mueve alrededor de un punto fijo manteniendo una distancia constante con respecto a este punto.

2.1.9.5. Grados de libertad de un mecanismo.

Los grados de libertad de un mecanismo, se referencia a la cantidad de parámetros de entrada los cuales deben ser controlados de forma independiente para posicionar el mecanismo en una ubicación específica.

Un mecanismo plano consta de n eslabones, cada uno de ellos, antes de ser conectado, poseerá tres grados de libertad, con la excepción del eslabón fijo o bancada. Por lo tanto, antes de la conexión, el número de grados de libertad estará determinado por una ecuación específica.

$$3(n - 1)$$

No obstante, a medida que se añaden más eslabones al mecanismo, se limita el movimiento relativo entre ellos. Por esta razón, se debe utilizar la ecuación de Grübler, que describe los grados de libertad de un mecanismo, tal como se muestra a continuación:

$$m = 3(n - 1) - 2j_p - j_h$$

Dónde:

m : grados de libertad del mecanismo.

n : numero de eslabones del mecanismo.

j_p : número total de uniones principales (uniones de pernos o de correderas)

j_h : número total de uniones de orden superior (unión de levas o engranes)

Los ensamblajes que poseen grados de libertad iguales a cero o negativos se denominan mecanismos bloqueados. Estos mecanismos están restringidos en su movimiento y forman una estructura estática, incapaz de realizar cualquier tipo de movimiento.

Para los ensamblajes con múltiples grados de libertad requieren más de un impulsor para controlar su movimiento de manera precisa. Estos mecanismos tienen la capacidad de generar movimiento en varias direcciones y realizar múltiples tareas, pero su control y posicionamiento requieren una mayor precisión y complejidad.

El número de grados de libertad hace referencia a la capacidad de un mecanismo de moverse y la complejidad requerida para su control y posicionamiento preciso. Esto es considerable al momento de realizar un diseño y análisis de mecanismos en ingeniería.



Figura 16-2. Mecanismos y estructuras con movilidad variable.

Fuente: (Reino flores Manuel. & Galán Marín Gloria, 2020, pp. 18)

2.1.9.6. Cinética o dinámica.

Tras el análisis cinemático de los mecanismos, pasamos al estudio de la cinética, también llamada dinámica. Esta rama de la física se centra en examinar las fuerzas que influyen en un sistema de movimiento de partículas a partir de las causas que generan o modifican dicho movimiento.

La dinámica se trata de comprender cómo actúan las fuerzas sobre un sistema y cómo estas fuerzas pueden afectar el movimiento de las partículas dentro del sistema. Este estudio es fundamental para comprender completamente cómo funcionan los mecanismos y cómo optimizarlos para mejorar su rendimiento (Encalada Seminario Gabriel Ángel, 2018, pp. 30-86).

2.2. Manufactura aditiva.

La manufactura aditiva abarca un conjunto de procesos que se centran en la adición selectiva de material para formar un objeto. Este se construye mediante la superposición de capas sucesivas de material, basándose en un modelo digital. Este enfoque se distingue de los métodos de fabricación convencionales, que se basan en la eliminación de material en lugar de agregar material.

Este método de fabricación es especialmente útil para geometrías complejas, ya que permite la personalización de los procesos de diseño y desarrollo de productos. A diferencia de los métodos tradicionales, la manufactura aditiva permite la creación de formas esbeltas, con canales internos, espesores y formas irregulares, y geometrías que buscan replicar patrones naturales para mejorar la ergonomía (Lopesino Rivera Daniel, 2018, pp. 20-70).

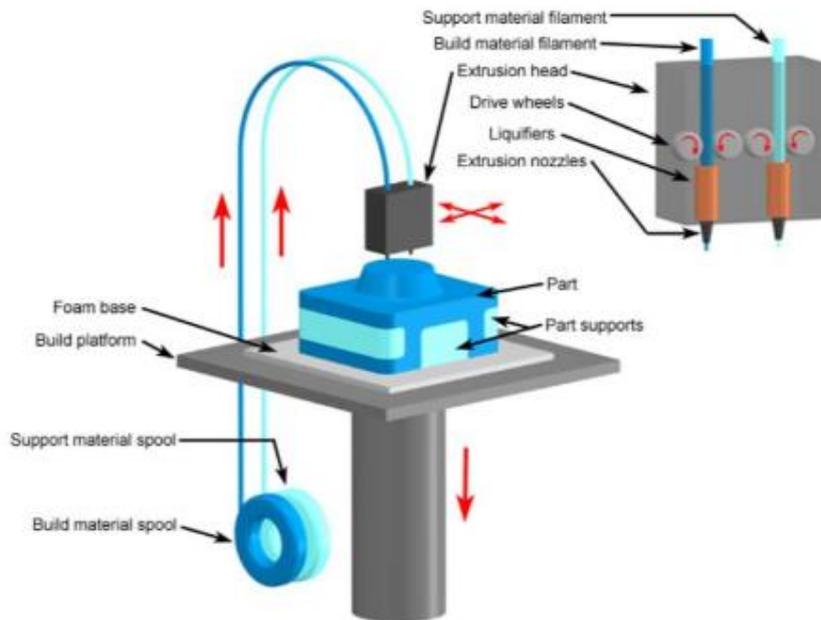


Figura 17-2. Impresión 3d FDM.

Fuente: (Lopesino Rivera Daniel, 2018, pp. 49)

2.2.1.1. Materiales de impresión 3D.

2.2.1.1.1. Descripción general.

En la impresión 3D, la selección del material es una de las consideraciones más críticas. Las tecnologías anteriores a la fabricación aditiva utilizaban materiales que no eran duraderos y se deterioraban rápidamente. Sin embargo, con el tiempo, el conocimiento sobre la impresión 3D creció y se extendió ampliamente. Con un creciente interés y creencia de que esto tiene el potencial de conducir a nuevas e innovadoras formas de producción, se están llevando a cabo investigaciones y análisis detallados y se han desarrollado nuevos materiales (E3d+vet, 2017, pp. 1-32).

- Plástico para prototipado rápido: adecuado para prototipos rápidos y de bajo costo.
- Resina de alto detalle, adecuado: para diseño intrincados y esculturas.
- Nylon para impresión por resina SLS: para prototipos funcionales y piezas finales.
- Nylon reforzado con fibras: para piezas fuertes de ingeniería.
- Plástico rígido opaco: para prototipos realistas con alta precisión.
- Plástico de goma: simulando gomas.
- Plástico transparente: para crear piezas y prototipos translucido.
- ABS simulado: con una alta precisión y para moldes funcionales.
- Arenas a todo color: para modelos foto-realistas.

- Metales para industria: para prototipos y piezas finales.

2.2.1.1.2. *Materiales de impresión 3D FDM.*

Respecto al modelado de depósitos fundidos, los materiales más utilizados son:

- Filamentos termoplásticos.
 - PLA: Impresión sencilla, muy precisa, bajo punto de fusión, rígida. Adecuado para muchas aplicaciones, pero no para aquellas que requieren calor.
 - ABS: sujeto a deformación, sólido y poco flexible. Se utiliza en muchas piezas mecánicas.
 - PETG: Impresión fácil y precisa, tendencia a una buena adherencia entre capas.
 - TPU: Polímero flexible; Impresión de buena calidad, apariencia de goma dura.
 - Nailon: Fuerte y flexible;
 - Policarbonato: Extraordinariamente resistente, alta deformación, emisión de humos tóxicos a alta temperatura.

Cuando se trata de PLA y ABS, las posibilidades de lo que puedes hacer con ellos son ilimitadas. Por ejemplo, se pueden combinar. Representan una solución superior al uso de un material puro; De hecho, esto es relativamente caro y de baja durabilidad. Los productos finales pueden deformarse fácilmente.

Por otro lado, los filamentos de ABS pueden adoptar diversas formas y diseñarse para tener diferentes propiedades. Por tanto, son fuertes, pero también flexibles; Se pueden lijar y mecanizar y añadir acetona para dar brillo a las piezas cepillándolas o sumergiéndolas en ella (E3d+vet, 2017, pp. 1-32).



Figura 18-2. Colores del material de impresión 3D PLA.

Fuente: (Bañegil Bollado Raquel & Sainz de Robles Federico, 2022, pp. 13)

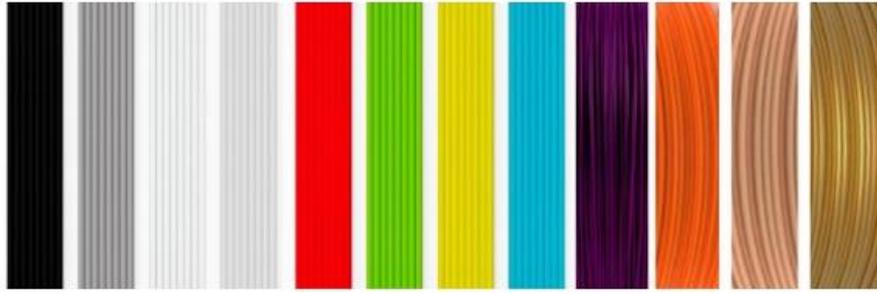


Figura 19-2. Colores del filamento de impresión 3D TPU flexible.

Fuente: (Bañegil Bollado Raquel & Sainz de Robles Federico, 2022, pp. 14)

2.2.2. Prototipado mediante impresión 3D o manufactura aditiva.

A continuación, se describirán los pasos para convertir un diseño digital 3D en una pieza real impresa en 3D.

Es importante mencionar que no existe un único método válido para la impresión en 3D. Esta guía propone una serie de etapas que deben ser adaptadas según el tipo de pieza, la tecnología empleada, el tipo de máquina e incluso el software utilizado. Además, el proceso descrito aquí está principalmente diseñado para impresoras de deposición de material fundido (FDM).

Los consejos proporcionados en cada etapa del proceso son orientativos y de carácter general. Esto significa que no deben ser seguidos al pie de la letra. En el proceso de producción para la impresión 3D, factores como la experiencia, las características de la pieza, la máquina utilizada, entre otros, tienen un gran impacto. Es probable que alguien con poca o ninguna experiencia imprima muchas piezas con errores antes de encontrar la solución correcta (E3d+vet, 2017, pp. 1-32).

El proceso de producción, de manera general, es el siguiente:

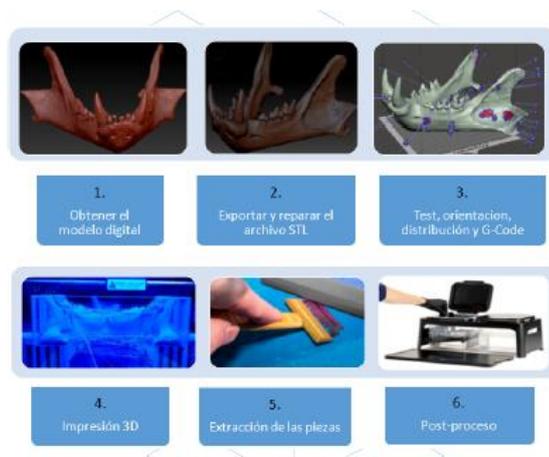


Figura 20-2. Procesos de impresión 3D.

Fuente: (E3d+vet, 2017, pp. 9)

2.2.2.1. Obtener el modelo geométrico.

Para obtener el modelo en 3D, se debe emplear un software de diseño asistido por computadora (CAD). Hay varios softwares de diseño 3D disponibles para modelar, hay que elegir que se adapte mejor a nuestras necesidades.

2.2.2.2. Exportar y reparar el archivo STL.

Al trabajar con el diseño e impresión de modelos 3D, existen varios formatos o tipos de archivos. Algunos están diseñados para el diseño o el escaneo, mientras que otros están más asociados con la impresión 3D, como: STL, OBJ, PLY o FBX, entre otros. Dependiendo de la pieza modelada, el software, las características de la impresora, etc..., se deberá utilizar uno u otro formato.

Una vez que la pieza ya está diseñada en 3D, se la exporta al formato “.stl”.

Por lo general, exportar un diseño CAD al formato STL es tan sencillo como ir al menú del software que se esté utilizando, hacer clic en “Guardar como...” o en “Exportar” y seleccionar STL.

A veces, pueden surgir problemas durante la conversión a STL, ya sea porque el modelo no estaba destinado para la impresión 3D, porque el diseño en el programa CAD no se realizó correctamente, o por otras razones. Por lo tanto, el modelo exportado puede presentar ciertos errores. Estos errores pueden ser de varios tipos: agujeros o huecos, triángulos invertidos, caras o triángulos duplicados, caras o triángulos que se intersectan, puntos o caras singulares (fuera del modelo).

2.2.2.3. Tes, orientación, distribución y G-Code.

Preparación de las piezas ya exportadas a STL para ser impresas en 3D, para ello se sigue el siguiente proceso.

2.2.2.3.1. Analizar la pieza.

Este proceso es muy importante cuando se trabaja con piezas complejas. Este procedimiento es útil para verificar que la pieza está bien diseñada y que no ocasione problemas durante la impresión 3D. Además, un análisis detallado puede identificar posibles errores en la malla de triángulos que resulta de la conversión a formato STL.

- **Espesor:** El Espesor depende de la máquina y la tecnología utilizada. Algunas máquinas pueden manejar espesores más grandes que otras. Para las máquinas de deposición de material fundido (FDM), se puede considerar un espesor mínimo de aproximadamente 1 milímetro. Este espesor no debe confundirse con el espesor de la capa.

- Agujeros: El modelo a imprimir debe estar completo. Esto implica que la malla triangular no debe tener agujeros o espacios vacíos, y todos los vértices o puntos de los triángulos deben estar conectados con otros triángulos.
- Ángulos y partes en voladizo : Además, mediante un análisis se puede determinar si el modelo o pieza requerirá estructuras de soporte para su impresión, dependiendo de la tecnología y la máquina seleccionada. En general, para las impresoras FDM, el ángulo de inclinación mínimo permitido es de 45 grados.

2.2.2.3.2. *Relleno del modelo.*

Se refiere a la estructura interna de un objeto impreso en 3D, conocida como “relleno”. Si tomamos un cubo como ejemplo, sus seis caras exteriores se imprimirán de manera sólida y con cierto espesor. Sin embargo, el interior del cubo no será completamente sólido. En su lugar, se debe seleccionar un porcentaje de relleno y la forma geométrica de este relleno.

Además, se puede seleccionar el patrón geométrico del relleno. Algunos patrones son más resistentes que otros, pero generalmente se puede usar el que viene por defecto en el software de impresión 3D.

La elección del porcentaje y la forma del patrón de relleno dependerá de varios factores: el peso total de la pieza, el material utilizado, la resistencia deseada, el tiempo de impresión y, en ocasiones, las propiedades decorativas. En general, cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, más resistente será la pieza impreso, pero también tardará más en imprimirse. Un porcentaje de relleno de alrededor del 15% suele ser suficiente (E3d+vet, 2017, pp. 1-32).

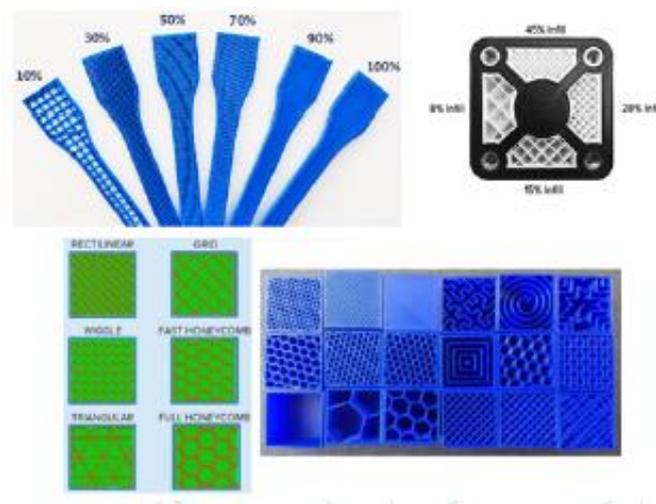


Figura 21-2. Porcentajes de relleno.

Fuente: (E3d+vet, 2017, pp. 13)

2.2.2.4. Impresión 3D.

Una vez que se ha generado el código de máquina, se puede proceder con la impresión 3D. Sin embargo, hay varios aspectos que deben ser verificados y preparados antes de comenzar a imprimir.

En el caso de las impresoras FDM, es necesario asegurarse de que tanto la plataforma o cama de impresión como el extrusor estén calientes. Este proceso se realiza automáticamente por el software o la impresora cuando se envía el diseño a imprimir. También es muy recomendable utilizar algún tipo de laca para facilitar la extracción de la pieza una vez impresa.

Cada máquina de impresión 3D es diferente para esto es necesario consultar la guía del fabricante, como, por ejemplo, cómo cargar el filamento en la impresora.

Finalmente, se carga el código a la impresora 3D para que imprima el archivo cargado.

2.2.2.5. Extracción de las piezas.

Al finalizar la impresión 3d, se procede a despegar las piezas de la cama de la impresora. este proceso varía de cada impresora 3D, de la tecnología que utiliza y los materiales utilizados.

Para las impresoras 3D de filamento fundido (FDM), las piezas se retiran de la cama de forma manual con la ayuda de una espátula. también existen camas flexibles.



Figura 22-2. Extracción con espátula .

Fuente: (E3d+vet, 2017, pp. 15)



Figura 23-2. Extracción flexionando la cama (cama flexible).

Fuente: (E3d+vet, 2017, pp. 15)

2.2.2.6. *Post-procesado.*

Para muchas piezas impresas en 3D, puede ser necesario un proceso de acabado posterior. Este proceso puede variar dependiendo del tipo de tecnología y máquina utilizada. De hecho, para algunas tecnologías y máquinas, este proceso es absolutamente esencial.

Sin embargo, es importante mencionar que no todas las piezas impresas requerirán una etapa de Post-procesado. Algunas piezas solo necesitarán que se retiren las estructuras de soporte de forma mecánica.



Figura 24-2. Extracción flexionando la cama (cama flexible).

Fuente: (E3d+vet, 2017, pp. 16)

2.2.2.7. *Validación del prototipo.*

Una vez construido el prototipo, este se somete a una serie de pruebas para validar el modelo. Si durante este proceso no se detectan errores significativos, se da por validado el modelo para su producción en serie.

Sin embargo, si se identifican fallos importantes o aspectos que pueden ser mejorado, se regresa a la etapa de modelado para realizar los ajustes necesarios. En casos donde los fallos son de gran magnitud, puede ser necesario replantear y redefinir completamente el modelo.

2.2.3. Ubicación de los sensores.

En el diseño de una prótesis mioeléctrica, la ubicación de los sensores es importancia. Estos se sitúan de manera estratégica realizando un barrido con el objetivo de captar señales limpias generadas por las pulsaciones del usuario.

Las pulsaciones musculares producidas por el usuario son captadas por los sensores musculares, de esta forma estas señales activan los servomotores generando movimiento en los mecanismos de la prótesis.

Po esta razón, la ubicación correcta de los sensores es importante en el diseño de una prótesis mioeléctrica. Al capturar señales eléctricas generadas por los músculos, los sensores permiten que la prótesis responda y se mueva de acuerdo con las pulsaciones generadas por el usuario.

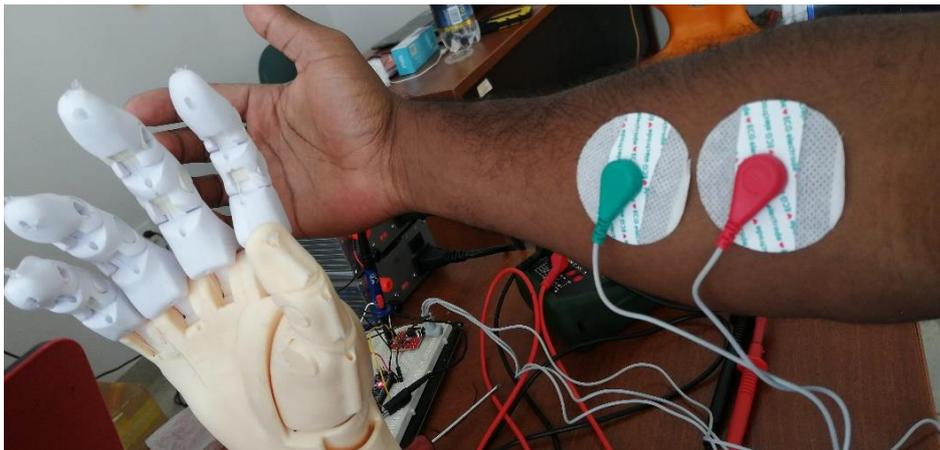


Figura 25-2. Ubicación de los sensores.

Realizado por: (Medina E, 2024)

2.2.3.1. Electrodo de superficie.

Los electrodos de superficie son un componente esencial en el diseño de una prótesis mioeléctrica. Estos se ubican en contacto con la piel donde se encuentra el musculo residual.

El propósito de los electrodos es capturar las señales eléctricas generadas por las pulsaciones de diferentes músculos, como los del muñón, el bíceps o el tríceps. Por esta razón se utiliza varios electrodos ubicados en diferentes zonas del musculo.

Estos electrodos pueden tener diversas formas, incluyendo circulares y rectangulares. Sin embargo, también son personalizados para adaptarse a las necesidades de cada usuario. Esta

personalización implica ajustar la forma, el tamaño y la disposición de los electrodos para mejorar y la captura de las señales eléctricas.



Figura 26-2. Electrodo de superficie.

Fuente: (Rossi Hernán Gustavo, 2019, pp. 16)

2.3. Operacionalización de Variables.

Tabla 1-2.. Operacionalización de variables

VARIABLE INDEPENDIENTE	CONCEPTUALIZACIÓN	DIMENSIONES	INDICADORES	DEFINICIÓN DE LOS INDICADORES	CRITERIO DE MEDICIÓN	TÉCNICA	INSTRUMENTO	ESCALA
Diseño y construcción de la prótesis	El Diseño y construcción se centra en combinar el diseño 3D y la manufactura con el fin de lograr los objetivos.	Diseño	Mecanismos	Se realizará un estudio de movimientos para determinar su posición y dimensionar sus eslabones.	Cinemática	Análisis de Desplazamientos Velocidades	MSC ADAMS MATLAB Solidworks	Desplazamiento variable
			Ubicación de los sensores	Se realizará un barrido de la superficie del muñón con el fin de obtener señales limpias.	Dinámica	Análisis de aceleraciones y fuerzas mediante software	MSC ADAMS ANSYS Workbench	Los valores de aceleración y fuerzas dependerán del par de rotación aplicado al mecanismo.
			Diseño del socket	Mediante el escaneo 3D se obtendrá la forma del muñón y a partir de esta se procederá al diseño del socket.	Señales sin interferencias	Ingeniería Inversa (Escaneo 3D)	Multimedia	1 a 10V
Diseño y construcción de la prótesis	Fabricación	Manufactura	Se utilizará la manufactura aditiva o impresión 3D para la construcción de la prótesis utilizando materiales que no causen alergia o cualquier irritación al usuario	Tiempo de impresión, Peso de la prótesis Densidad de impresión	Impresión 3D	Impresora 3D SolidWorks Ultimaker Cura Matte Control	Densidad de impresión (5 a 70% de relleno)	
		INDICADORES	DEFINICIÓN DE LOS INDICADORES	CRITERIO DE MEDICIÓN	TÉCNICA	INSTRUMENTO	ESCALA	
		Apertura de mano	Se establece la máxima apertura del mecanismo con la finalidad de agarrar objetos mayor tamaño	Medida de los ángulos con objetos de diferente tamaño	Programación de los microservos para generar los diferentes ángulos de apertura	Arduino Matlab	Diámetros de 35 a 90mm	
Tres grados de libertad	Tres grados de libertad se centra en la rotación del mecanismo en tres planos diferentes alrededor del eje de cada plano.	Cierre de mano	Se establece la máxima fuerza de apriete para permitir agarrar objetos frágiles.	Agarre de objetos de diferentes peso	Análisis de la fuerza de apriete con instrumento y mediante software	Ansys Workbench Dinámometro Tabla comparativa	Pesos (0,4 a 3,7N)	
		Ángulo	Se establece un ángulo de cierre mínimo al mecanismo con la finalidad de agarrar objetos de menor tamaño	Medida de los ángulos con objetos de diferente tamaño	Programación de los microservos para generar los diferentes ángulos de apertura	Arduino Matlab	Diámetros de 10 a 35mm	
		Pulgar	configuración del mecanismo para que permita la rotación en diferentes planos (dos grados de libertad)	Microservos Esfera Cilindro Cubo Pirámide	Programación de los microservos para generar los diferentes ángulos de apertura	Ansys Arduino matlab	Pesos (193 a 1117g)	

Realizado por: (Medina E, 2023)

2.4. Matriz de consistencia.

Tabla 2-2.. Matriz de consistencia.

FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	OBJETIVO GENERAL	HIPÓTESIS GENERAL	VARIABLES	INDICADORES	TÉCNICAS	INSTRUMENTOS
¿El diseño y la fabricación de una prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad resultara funcional para una amputación transradial.?	Diseñar y fabricar una prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad para amputación transradial.	El diseño y la fabricación de una prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad si resultara funcional para una amputación transradial.	V Ind. Diseño y construcción de la prótesis			
			D1: Diseño	Mecanismos	Análisis de aceleraciones , fuerzas, velocidades y desplazamientos mediante software	MSC ADAMS MATLAB EXPERIMENTAL
				Ubicación de los sensores	Barrido en las zonas de interés	Multímetro
				Diseño del socket	Ingeniería inversa (Escaneo 3D)	Impresora 3D Autodesk recap Photo Autodesk Fusión 360 sense 2
			D2: Fabricación	Manufactura	Impresión 3D	Impresora 3D Solidworks Ultimaker cura MatterControl
			V. Dep Tres grados de libertad			
			D1: Apertura de mano	Ángulo	Programación de los microservos para generar los diferentes ángulos de apertura	Arduino Sam Matlab
			D2: Cierre de mano	Fuerza	Análisis de la fuerza de apriete con instrumento y mediante software	Ansys Workbench Dinamómetro Tabla comparativa
				Ángulo	Programación de los microservos para generar los diferentes ángulos de apertura	Arduino Sam Matlab
			Pulgar	Rotación	Programación de los microservos para generar los diferentes ángulos de apertura	Ansys matlab Arduino Tabla comparativa

Realizado por: (Medina E, 2023)

CAPÍTULO III

3. METODOLOGÍA DE INVESTIGACIÓN

3.1. Casa de la calidad, Matriz QFD

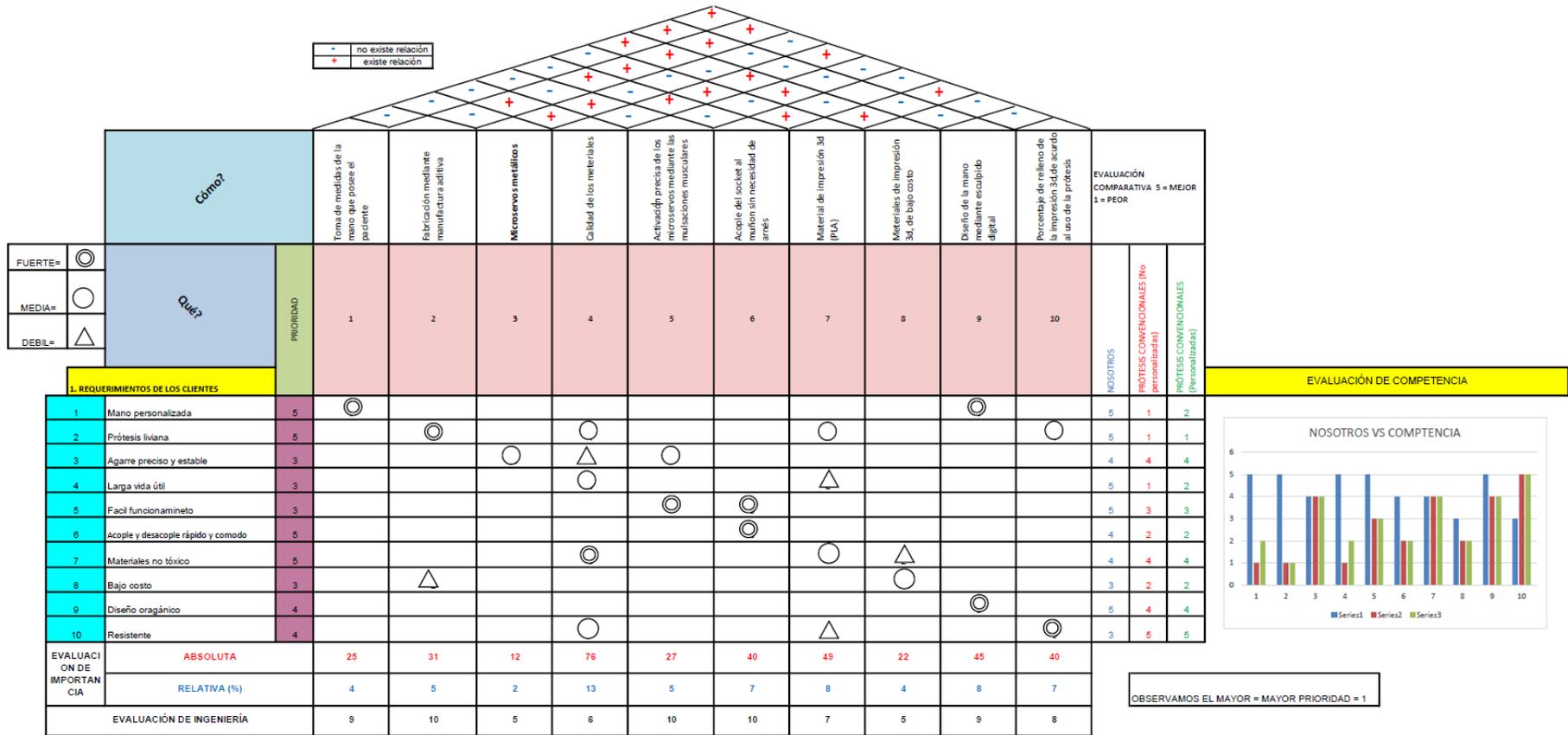


Figura 1-3. Casa de la calidad.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2. Diseño de Investigación y Selección de Tecnologías.

3.2.1. Diseño de investigación.

La metodología de investigación adoptada para este proyecto de posgrado se basa firmemente en los principios de la ingeniería aplicada. Este enfoque, que es intrínsecamente práctico, se dirige hacia la resolución de problemas tangibles mediante la aplicación efectiva de conceptos científicos. En el núcleo de este enfoque se encuentra la creencia de que los principios científicos pueden ser utilizados para diseñar soluciones a problemas del mundo real.

En este proyecto en particular, el problema que se aborda es la necesidad de una prótesis mioeléctrica para una amputación a nivel transradial. La prótesis debe tener tres grados de libertad.

En el proceso de diseño 3D y construcción de la prótesis lleva varias etapas. Primero, se deben obtener modelos 3D del socket, antebrazo y mano que se adapten al muñón residual del miembro superior amputado del paciente.

A continuación, se deben diseñar los mecanismos que permitirán a la prótesis moverse con tres grados de libertad.

Finalmente, la prótesis se fabrica utilizando técnicas de manufactura aditiva o impresión 3D. realizando un prototipado rápido, lo que a su vez permite realizar ajustes y mejoras en el diseño de la prótesis de manera eficiente.

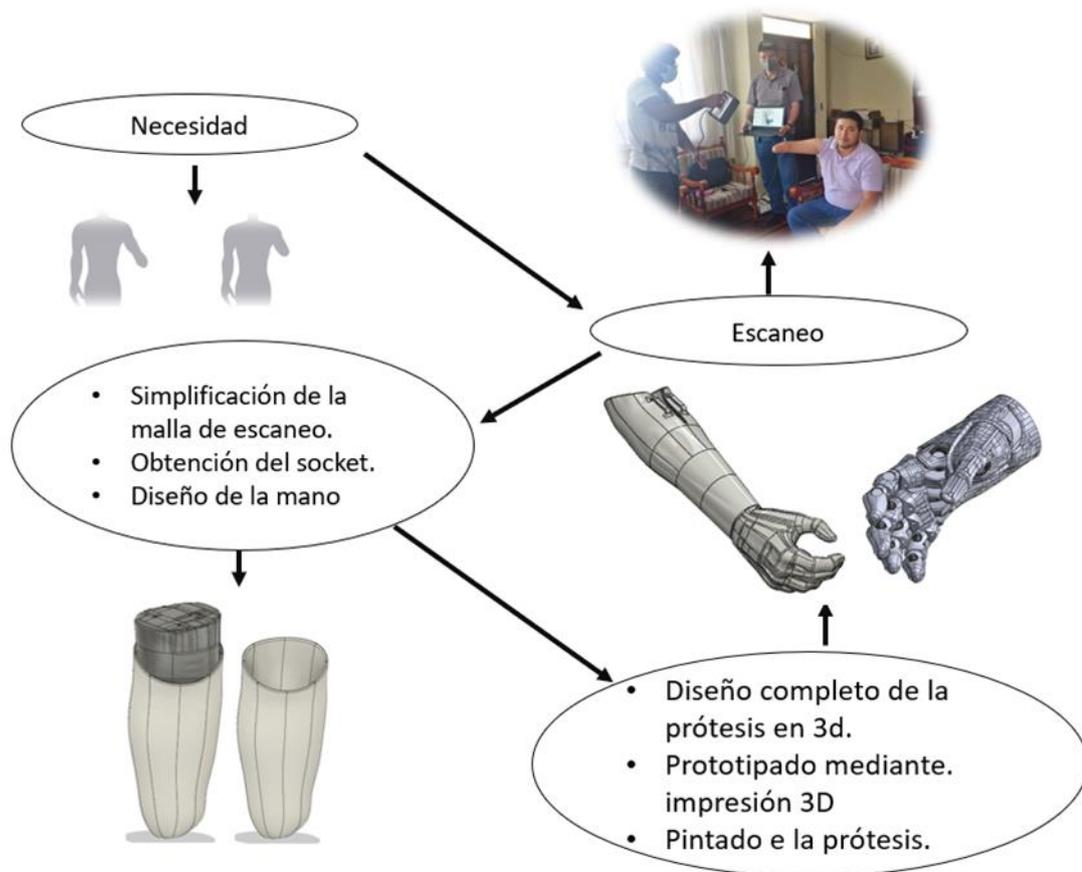


Figura 2-3. Metodología.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.2. Necesidad.

Antes la falta del miembro superior derecho, se realizó una prótesis para amputación transradial, para mejorar la calidad de vida de la persona.

3.2.2.1. Fase 1.

Diseño y construcción de una prótesis estética para amputación trasnradial, esta prótesis se la construyó con la finalidad de que el paciente se adapte a un cuerpo extraño y al mismo tiempo comprobar la ergonomía del acople del socket al muñón generando una sujeción sin necesidad de correas o arnés o cualquier otro elemento que le genere incomodidad al utilizar la prótesis.

3.2.2.2. Fase 2.

Diseño y construcción de un prótesis mioeléctrica para amputación transradial, esta prótesis nace de la prótesis estética, modificando la mano estética con articulaciones mecánicas generando así los mecanismos que permiten el momento de los dedos de la mano, siendo estos mecanismos accionado por cuerdas que están acoplados en los mismos, estas cuerdas están acopladas a

microservos que se alojan en el antebrazo y a la vez siendo accionados por las pulsaciones musculares que son captadas por sensores mioeléctricos.

- Identificación del tipo de amputación.
- Escaneo del muñón residual.
- Obtención del socket
- Obtención de medidas de la mano izquierda
- Diseño estético de la mano izquierda
- Simetría de la mano para obtener el diseño de la mano derecha
- Modificación del diseño de la mano para, el diseño de las articulaciones.
- Acople de la mano con el socket para definir el diseño del antebrazo.
- Prototipado mediante manufactura aditiva de la prótesis estética de la prótesis mecánica.

3.2.3. Identificación del tipo de amputación

3.2.3.1. Datos del paciente.

Tabla 1-3 Datos del paciente.

Datos	
Nombres	Layan Rubén Aguilar Calvache
Edad	33 años
Peso	90 kg
Estatura	1.73 m
Sexo	Masculino
País	Ecuador
Provincia	Pichincha
Ciudad	Machachi

Realizado por: (Medina E, 2023)

3.2.3.2. Tipo de amputación.

Se identifica al paciente con una amputación trasradial o amputación por debajo del codo en el miembro superior derecho.



Figura 3-3. Amputación trasradial.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.4. Escaneo del muñón residual.

3.2.4.1. Procesos de escaneo.

Con el proceso de escaneo 3D se obtiene todos los datos y medidas del muñón del paciente, forma del muñón, medidas antropométricas del muñón.

- Configurar distancia de escaneo.
- Paciencia del paciente (el paciente no debe moverse).
- Tiempo de capturas de la malla (movimientos controlados para no perder la continuidad de las capturas de la obtención de la malla).

Para el escaneo 3D del muñón se utilizó un escáner 3D portátil, realizando con precisión las capturas, obteniendo un archivo digital de la superficie escaneada.

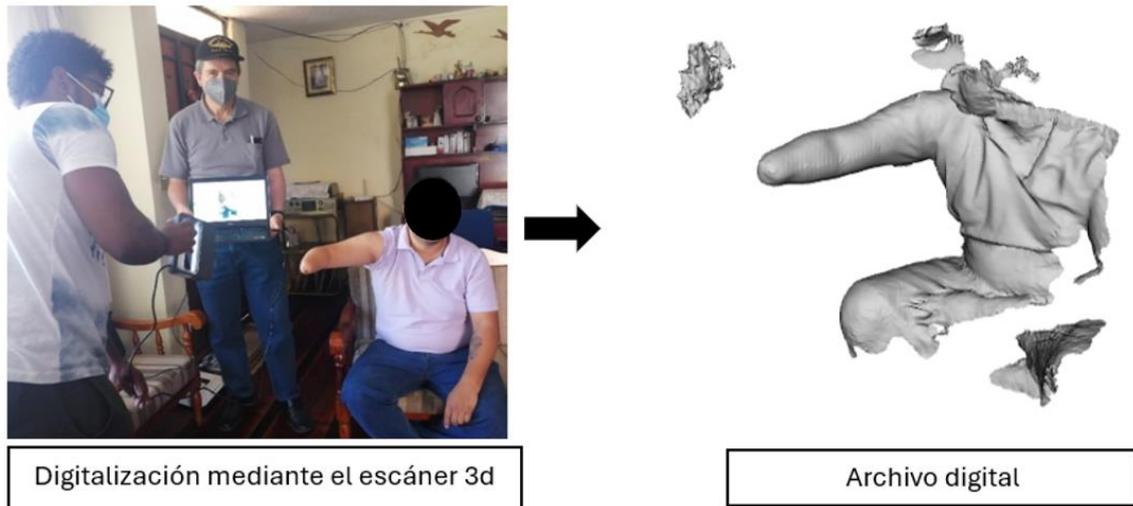


Figura 4-3. Escaneo 3d del miembro amputado (muñón).

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.4.2. Depuración de la malla de escaneo.

3.2.4.2.1. Obtención del muñón residual.

Preparación del archivo digital obtenido del proceso de escaneo, se elimina capturas que fueron procesadas en el escaneo y que no se requieren para la obtención del socket.

- Eliminación de superficies extras escaneadas.
- Corte del área específica del muñón.
- Rellenar el área recortada del muñón.

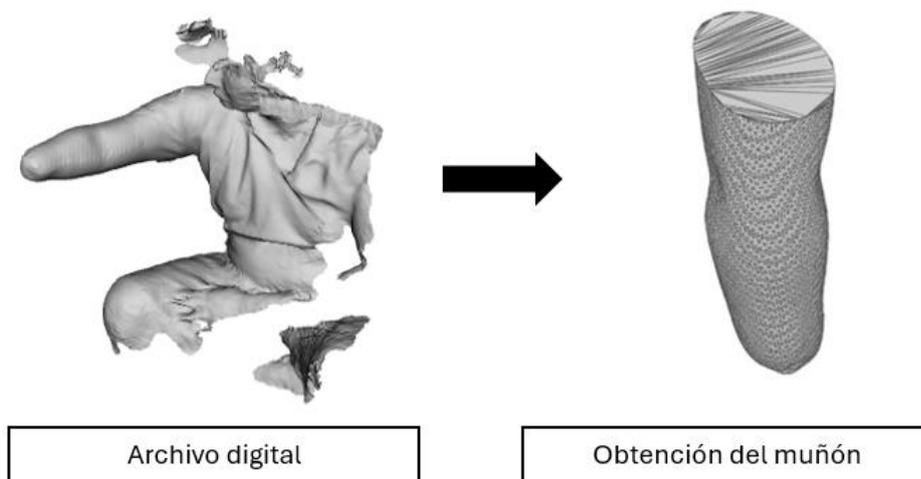


Figura 5-3. Obtención del muñón.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.5. Obtención del socket.

Para la obtención del socket se siguió una serie de procesos al archivo digital del muñón con la finalidad de poder editar el archivo y obtener la superficie del socket con el ajuste adecuado para que no genere molestias al usuario y se pueda acoplar y desacoplar con facilidad, además de su principal función de sujetarse al muñón sin necesidad de correas o arnés.

Los pasos que se siguió para la obtención del socket son:

- Conversión de malla triangular a malla cuadrada
- Conversión de malla cuadrada a spline
- Conversión de spline a solido (.prt)
- Obtención de la superficie del socket

3.2.5.1. Conversión de malla triangular a malla cuadrada.

La conversión de malla triangular a malla cuadrada permitió transformar la representación digital de una superficie formada por triángulos en otra formada por cuadrados. Este proceso se lo realizo, ya que Fusion 360 es el software 3D que se utilizó para obtener el socket solo puede convertir mallas cuadradas en cuerpos de T-spline. Para convertir la malla triangular en malla cuadrada, Fusion 360 tiene una función integrada llamada “Convertir”, con el cual se transformó los triángulos en cuadrados manteniendo la forma y el volumen de la superficie original. El resultado de esta conversión es una malla cuadrada que se adapta mejor al muñón del paciente y que facilito el diseño del socket.

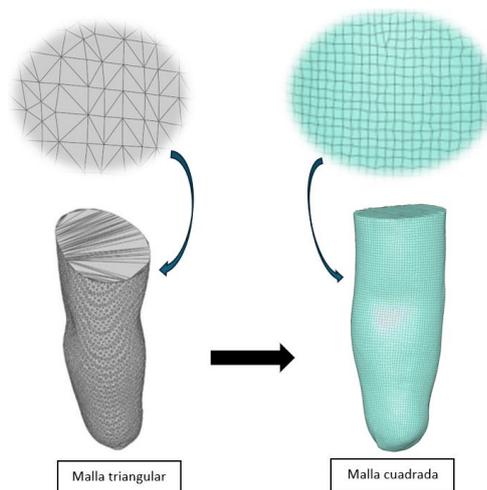


Figura 6-3. Conversión de malla triangular a cuadrada

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.5.2. Conversión de malla cuadrada a spline.

La conversión de malla cuadrada a sólido es un proceso que permitió transformar la geometría de malla, compuesta por cuadriláteros, en un sólido paramétrico, que se puede editar y modificar con mayor facilidad. Esta conversión se la realizo con el software, Fusion 360.

Los pasos para convertir una malla cuadrada a sólido son los siguientes:

- Importar el archivo de malla cuadrática al programa CAD.
- Seleccionar el objeto de malla y elegir la opción de convertir a sólido.

La conversión de malla cuadrada a sólido tiene varios beneficios, como:

- Permite trabajar con geometrías más complejas y detalladas, que pueden provenir de escaneos 3D, impresiones 3D o modelos generativos.
- Facilita la edición y modificación del sólido, ya que se pueden aplicar operaciones como extrusión, revolución, corte, redondeo, etc.
- Compatibilidad y la interoperabilidad entre diferentes programas CAD, ya que se pueden utilizar formatos estándar.

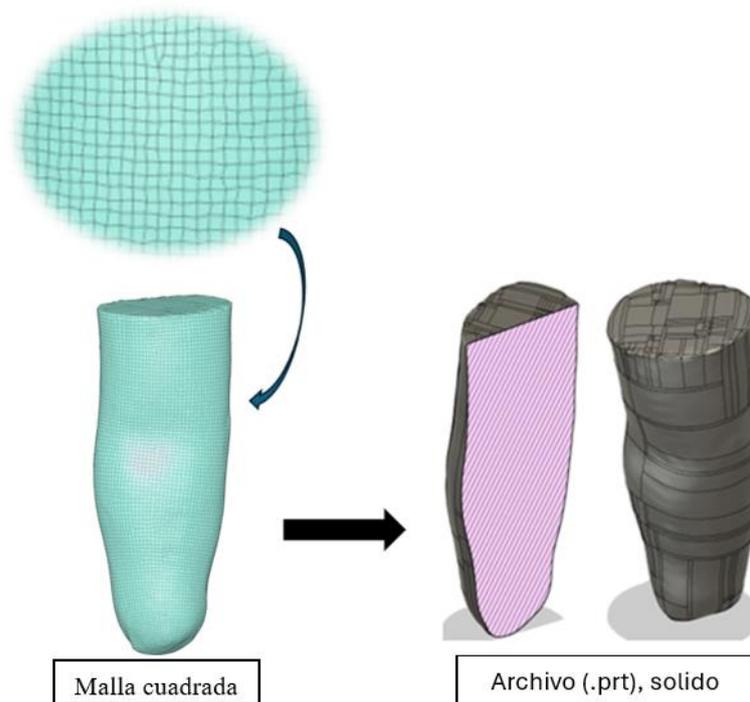


Figura 7-3. Conversión de malla cuadrada a solido (.prt)

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.5.3. Obtención de la superficie del socket.

El objetivo de obtener la superficie del socket fue para crear una prótesis personalizada y que se adapte a la forma del muñón del paciente, que le brinde comodidad y funcionalidad. El socket es la parte de la prótesis que se conecta directamente con el muñón sin necesidad de un arnés.

El proceso da como resultado es un archivo en formato CAD sólido, que contiene la superficie del socket generada a partir de la superficie del muñón.

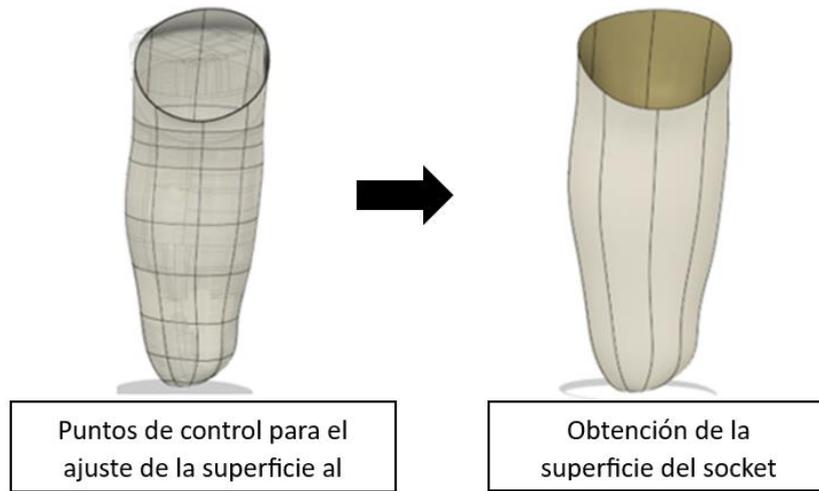


Figura 8-3. Superficie del socket

Realizado por: (Medina E, 2024)

Una vez Obtenida la superficie del socket, se le da un espesor 3 mm, utilizando las herramientas del software de modelado 3D Fusion 360.

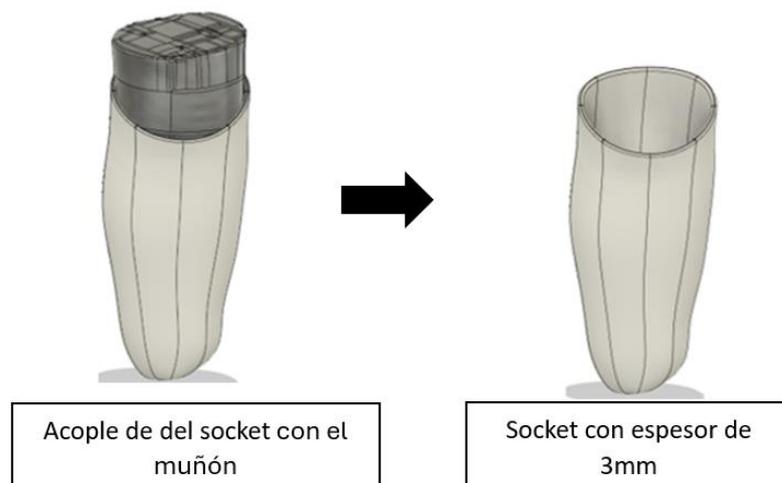


Figura 9-3. Socket

Realizado por: (Medina E, 2024)

Con el uso del software Fusion 360 se realiza un corte en la parte frontal de socket, con la finalidad de controlar la holgura del socket con el muñón del paciente, mediante las operaciones de modelado se adapta en el diseño 3D unas orejas al socket con la finalidad de aptar una correa que servirá para ajustar y desajustar el socket de acuerdo con las necesidades del usuario.

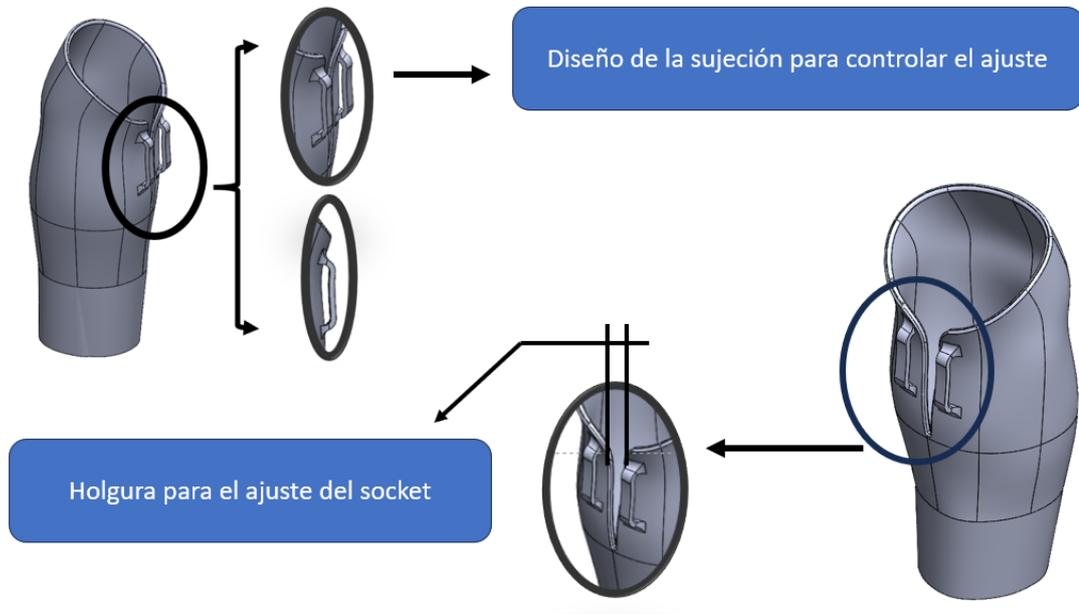


Figura 10-3. Obtención del socket 3D

Realizado por: (Medina E, 2024)

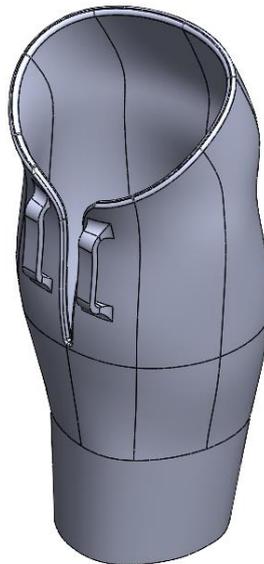


Figura 8-6. Diseño 3d del Socket

Fuente: (Medina E, 2024)

3.2.6. Diseño del antebrazo y mano.

El siguiente paso en el proceso de diseño es la creación de los modelos tridimensionales del antebrazo y la mano que formarán parte de la prótesis. Estos elementos fueron diseñados con un alto grado de detalle y precisión, se tomó como referencia las medidas y proporciones específicas de la mano del del paciente. De esta manera, se busca que la prótesis no solo sea funcional, sino que también tenga una apariencia natural y esté en armonía con el resto del cuerpo del paciente. Este enfoque centrado en el paciente garantiza que la prótesis sea cómoda de usar y se integre de manera efectiva en su vida diaria.

3.2.6.1. Dimensionamiento de la mano.

En el proceso de diseño de la prótesis de la mano, el primer paso crucial fue la adquisición precisa de las medidas globales de la mano izquierda del paciente. Este procedimiento meticuloso se llevó a cabo utilizando una variedad de instrumentos de medición especializados.

Entre estos instrumentos se incluyeron la regla, la cinta métrica y el calibrador. Cada uno de estos instrumentos desempeñó un papel vital en la captura de las dimensiones exactas de la mano. La regla proporcionó una referencia lineal para las medidas longitudinales, la cinta métrica permitió la medición de las circunferencias y contornos complejos, y el calibrador se utilizó para las medidas de precisión, como el diámetro de los dedos y la distancia entre las articulaciones.

La recopilación de estas medidas detalladas y precisas fue esencial para garantizar que la prótesis diseñada se ajustara de manera óptima y cómoda a la mano del paciente. Además, estas medidas también jugaron un papel crucial en la funcionalidad de la prótesis, ya que permitieron una correspondencia precisa entre los movimientos del paciente y las respuestas del dispositivo artificial.

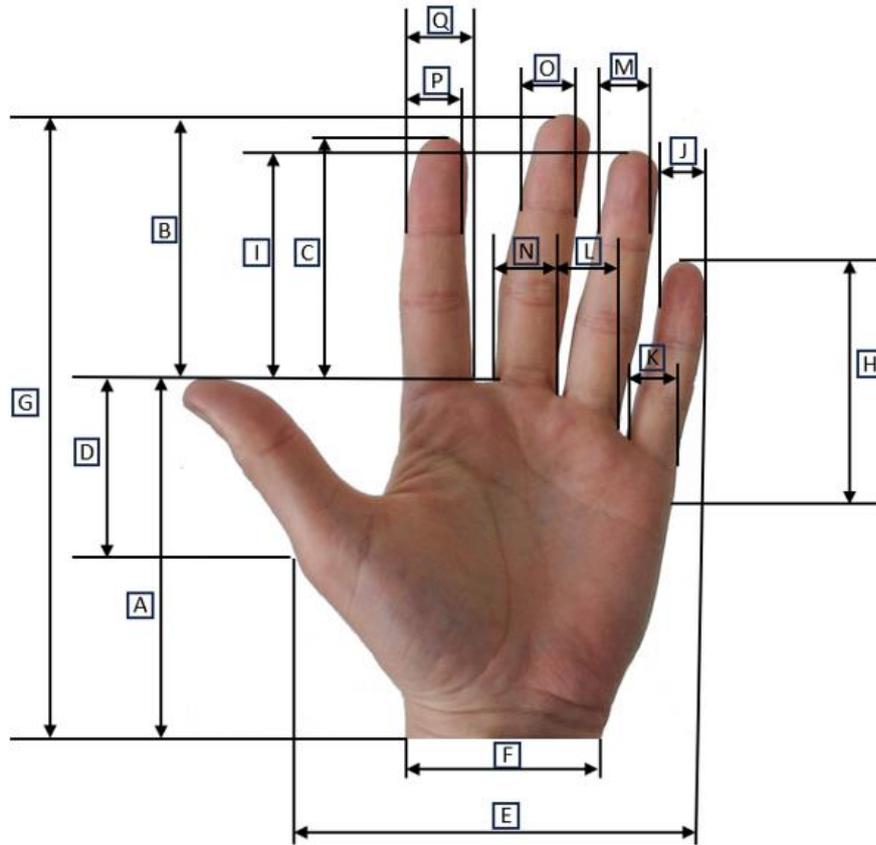


Figura 11-3. Toma de medidas de la mano.

Realizado por: (Medina E, 2024)

Tabla 2-3 Medidas de cada una de las partes de la mano

Designación		Dimensión (mm)
A	Largo de la palma de mano	105
B	Largo del dedo mayor	118
C	Largo del dedo índice	86
D	Largo del dedo pulgar	68
I	Largo del dedo anular	75
H	Largo del dedo meñique	80
E	Ancho de la muñeca	105
F	Ancho de la mano	145
G	Largo total de la mano	223
J	Ancho del meñique próximo a la yema	18
L	Ancho del dedo anular próximo a la yema	19
N	Ancho del dedo mayor próximo a la yema	21
P	Ancho del dedo índice próximo a la yema	19
K	Ancho del dedo meñique en la palma de la mano	20
M	Ancho del dedo anular en la palma de la mano	21
O	Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	22
Q	Ancho del dedo índice en la palma de la mano	22

Realizado por: (Medina E, 2023)

3.2.6.2. Diseño del esqueleto de la mano.

El esqueleto de la mano se lo realizó mediante el uso del software SolidWorks, manteniendo las dimensiones de la mano, tomas del paciente.

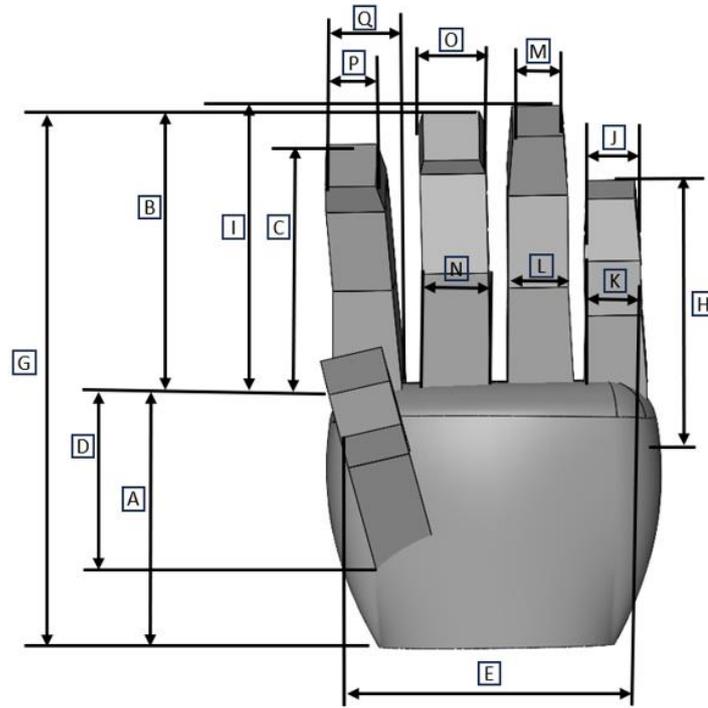


Figura 12-3. dimensionamiento de la mano.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.3. Diseño de la mano mediante esculpido digital.

En el diseño de la prótesis de la mano, se empleó un sofisticado software de esculpido digital. La herramienta permitió modelar las formas complejas y detalladas de una mano, con el objetivo de lograr una parecida a una mano real.

El software de esculpido herramientas fáciles de usar para poder diseñar las formas orgánicas y detalladas de la mano. se logró esculpir cada detalle, desde los contornos generales hasta las articulaciones.

Además, se mantuvo las dimensiones de la mano real durante todo el proceso de diseño. Esto implicó un cuidadoso ajuste y refinamiento del modelo digital para asegurar que las proporciones y formas de la prótesis coincidieran exactamente con las de la mano real del paciente.



Figura 14-3. Esculpido digital.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.3.1. *Fases de diseño de la mano.*

Este proceso de diseño digital, combinado con la atención al detalle en el dimensionamiento, resultó en una prótesis de mano que no sólo se parece a una mano real, sino que también se mueve y funciona como tal. Este nivel de realismo y funcionalidad tiene el potencial de mejorar significativamente la calidad de vida del paciente, permitiéndole interactuar con el mundo de una manera más natural y sin esfuerzo. Este enfoque de diseño centrado en el paciente subraya la importancia de la precisión y la personalización en la creación de prótesis eficaces y satisfactorias.

- Fase 1: diseño mediante esculpido digital de la mano semicerrada, este diseño se lo hizo por la necesidad de la prótesis estética, para que el paciente se acostumbre a la prótesis y al acople del socket al muñón.

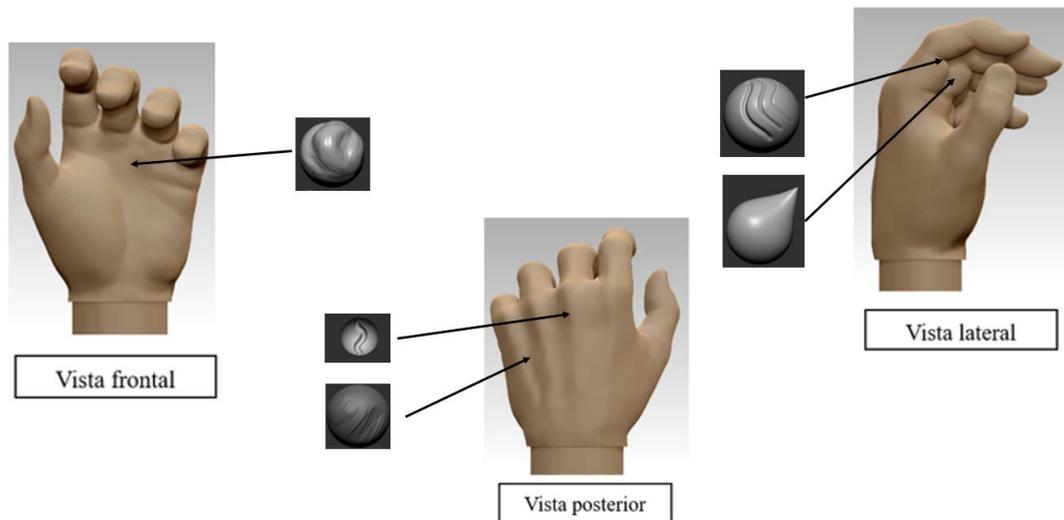


Figura 15-3. Fase 1 del diseño de la mano semicerrada.

Realizado por: (Medina E, 2024)

- Simetría (Obtención de la mano derecha):

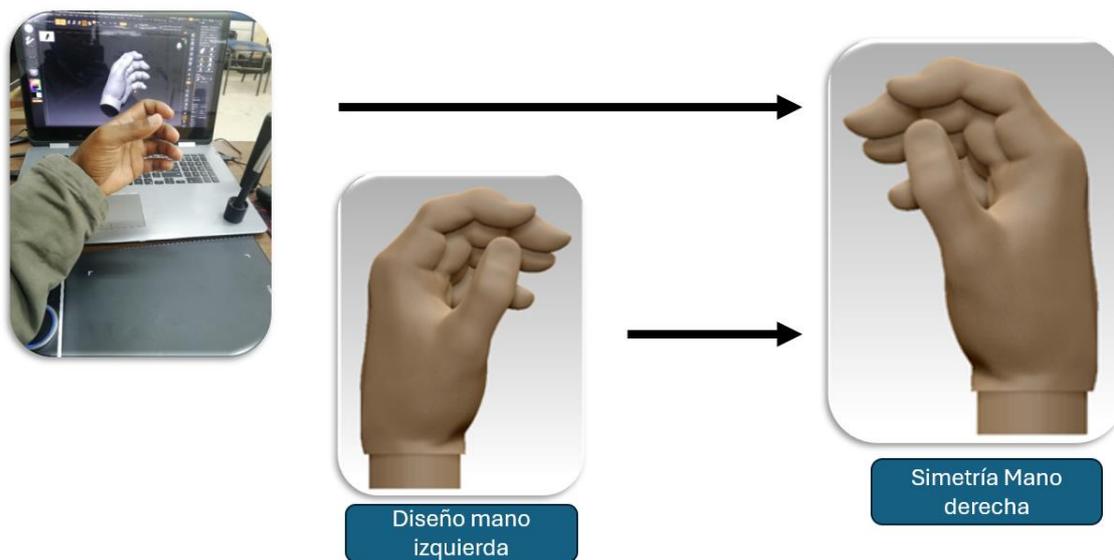


Figura 16-3. Fase 1 del diseño de la mano semicerrada (Simetría).

Realizado por: (Medina E, 2024)

- Fase 2: diseño mediante esculpido digital de la mano abierta, este diseño se lo hizo por la necesidad de la prótesis mioeléctricas, para el diseño de las articulaciones mecánicas fue necesario abrir la mano de la fase 1, y disminuir los detalles orgánicos para un mejor acople de los mecanismos.

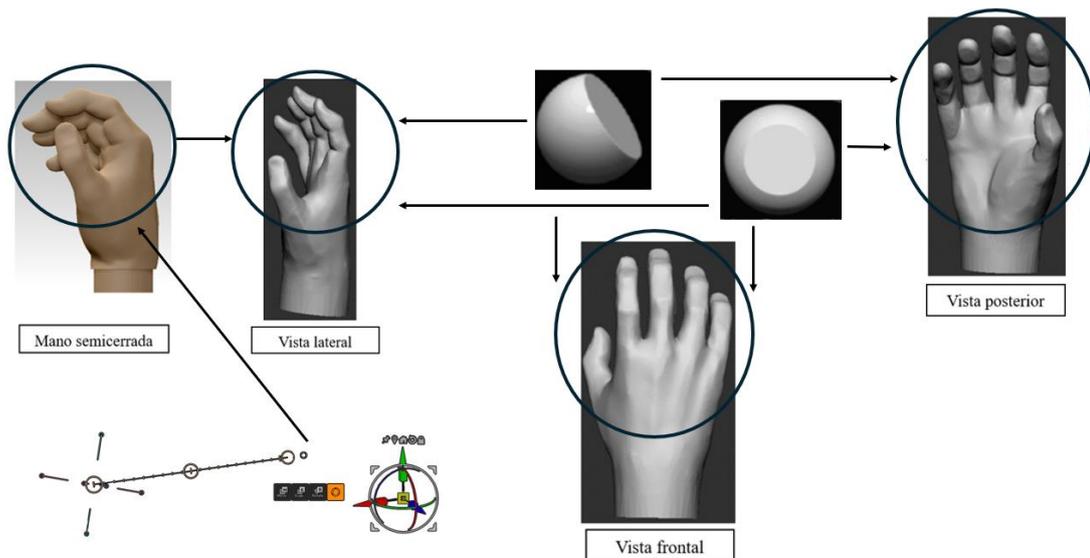


Figura 17-3. Fase 2 del diseño de la mano abierta.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.4. Conversión de malla triangular a malla cuadrada.

La conversión de malla triangular a malla cuadrada permitió transformar la representación digital de una superficie formada por triángulos en otra formada por cuadrados. Para convertir la malla triangular en malla cuadrada, Fusion 360 tiene una función integrada llamada “Convertir”, con el cual se transformó los triángulos en cuadrados manteniendo la forma y el volumen de la superficie original. El resultado de esta conversión es una malla.

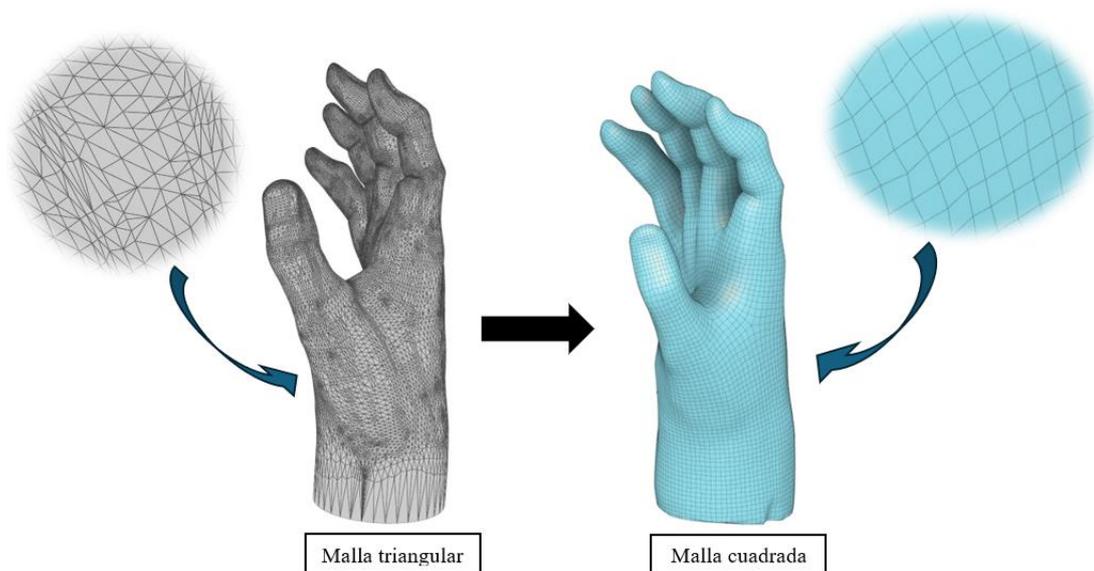


Figura 18-3. Conversión de malla triangular a malla cuadrada del diseño de la mano.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.5. Conversión de malla cuadrada a sólido (prt)

La conversión de malla cuadrada a sólido es un proceso que permitió transformar la geometría de malla, compuesta por cuadriláteros, en un sólido paramétrico, que se puede editar y modificar con mayor facilidad. Esta conversión se la realizo con el software, Fusion 360.

Los pasos para convertir una malla cuadrada a sólido son los siguientes:

- Importar el archivo de malla cuadrática al programa CAD.
- Seleccionar el objeto de malla y elegir la opción de convertir a sólido.

La conversión de malla cuadrada a sólido tiene varios beneficios, como:

- Permite trabajar con geometrías más complejas y detalladas, que pueden provenir de escaneos 3D, impresiones 3D o modelos generativos.
- Facilita la edición y modificación del sólido, ya que se pueden aplicar operaciones como extrusión, revolución, corte, redondeo, etc.
- Mejora la calidad y precisión del diseño, ya que se reduce el número de caras y se eliminan los huecos o las intersecciones entre las caras.
- Aumenta la compatibilidad y la interoperabilidad entre diferentes programas CAD, ya que se pueden utilizar formatos estándar y universales.

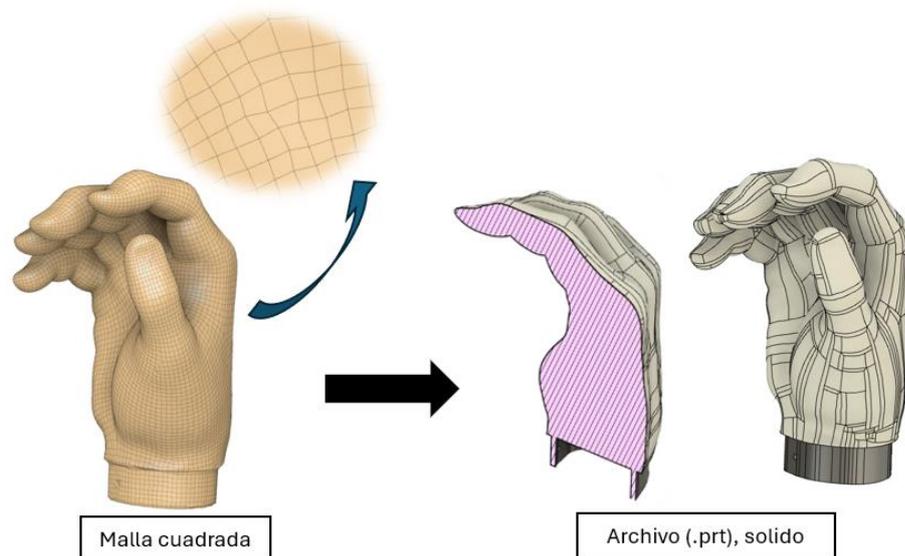


Figura 19-3. Conversión de malla cuadrada a sólido del diseño mano.

Realizado por: (Medina E, 2024)

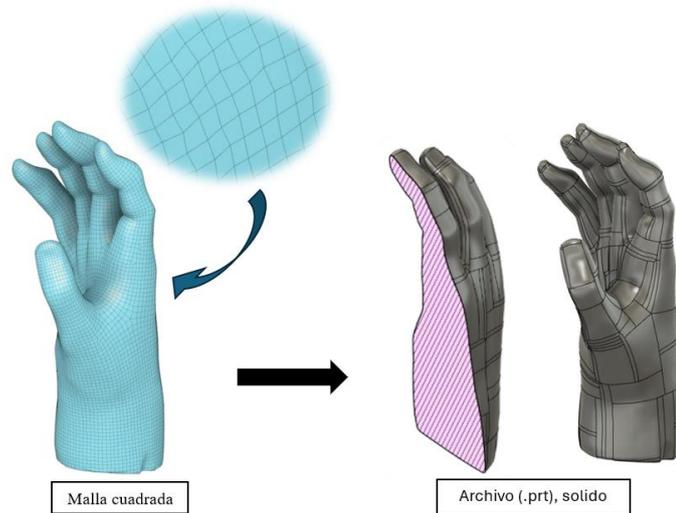


Figura 20-3. Conversión de malla cuadrada a sólido (mano).

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.6. Diseño del antebrazo.

El diseño del antebrazo resulta de la unión del socket con la mano, la longitud del antebrazo depende la longitud total de la prótesis desde el codo hasta la periferia de la mano en posición semicerrada.

Las secciones del antebrazo en la muñeca y cerca del codo depende de la sección de la muñeca y la sección del socket en la parte inferior.

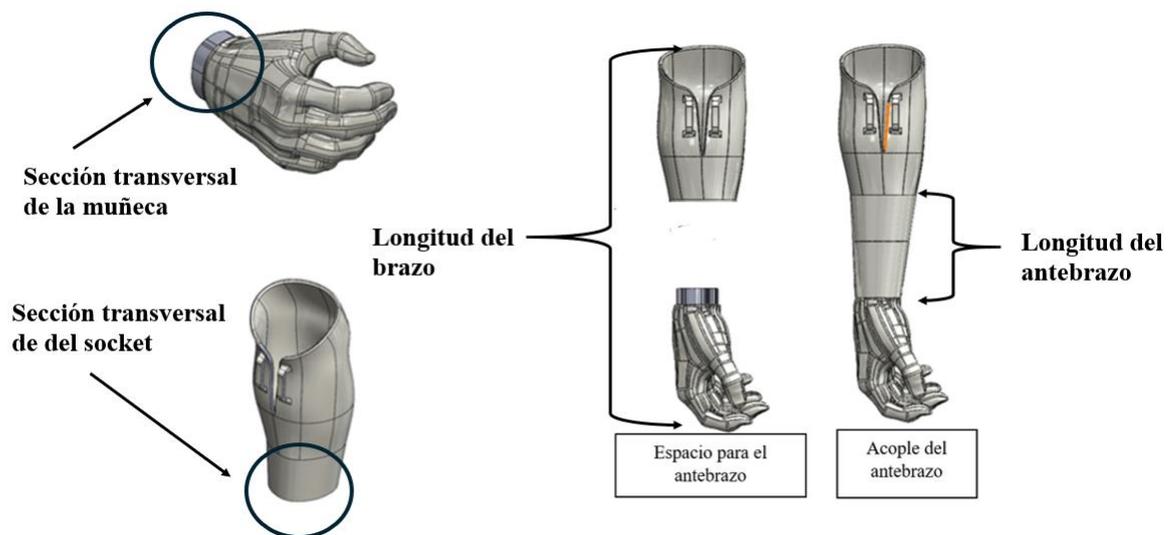


Figura 21-3. Diseño del antebrazo (Prótesis completa).

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.7. Diseño de los mecanismos.

El diseño 3D de los mecanismos permitió a la mano de la prótesis realizar los movimientos generando así los tres grados de libertad para cada dedo.

Estos mecanismos son una variedad de componentes mecánicos, como articulaciones que permiten el movimiento en un eje específico, fueron accionados mediante cuerdas que transmiten fuerza y movimiento. Al diseñar estos mecanismos, nos aseguramos de que la prótesis pueda imitar los movimientos naturales de la.

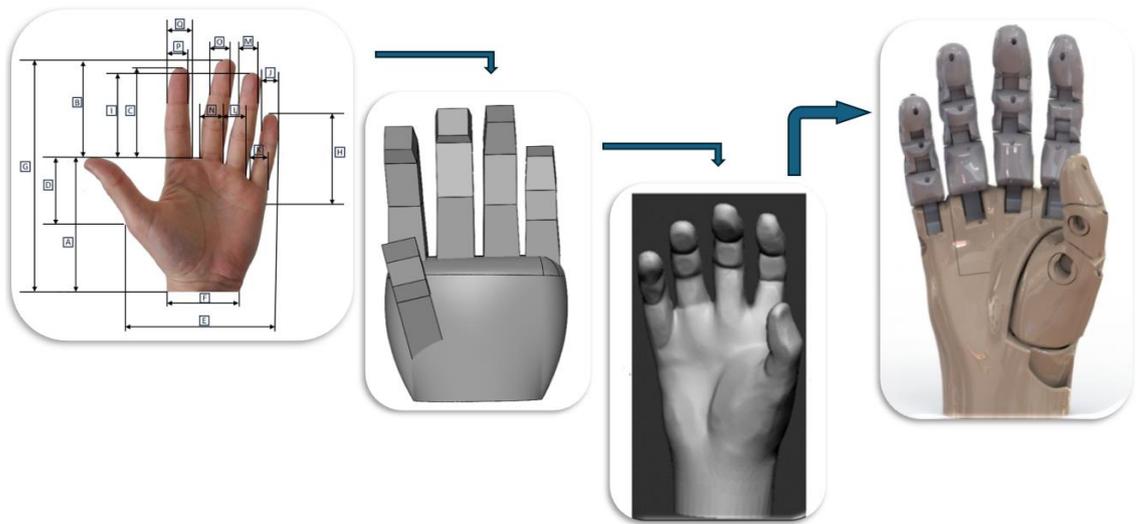


Figura 22-3. Diseño del mecanismo.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.7.1. Obtención de los mecanismos.

Los mecanismos fueron diseñados de tal forma que se integren en el modelo 3D de la prótesis. Se presta especial atención a la manera en que estos mecanismos interactúan entre sí para asegurar movimientos suaves y coordinados de la prótesis.

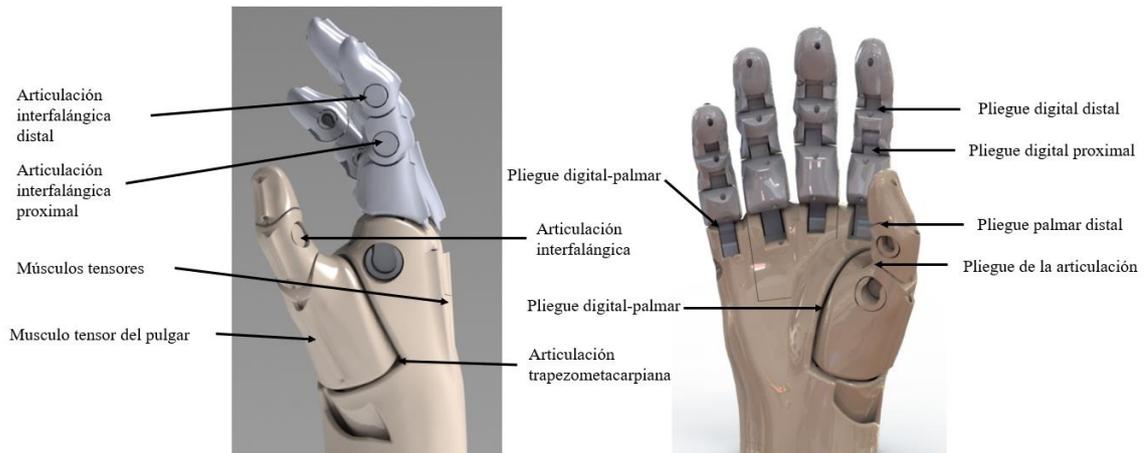


Figura 23-3. Diseño y configuración del mecanismo.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.7.2. Verificación de los tres grados de libertad para el dedo índice.

Según la ecuación de Grübler el conjunto de articulaciones que conforman el mecanismo para la movilidad del dedo índice da cumpliendo los tres grados de libertad para este mecanismo.

$$F = 3(N - 1) - 2P_1 - P_2$$

N = Número de elementos

P_1 = Pares cinemáticos de 1 grado de libertad

P_2 = Pares cinemáticos de 2 grados de libertad

$$N = 4$$

$$P_1 = 3$$

$$P_2 = 0$$

$$F = 3(4 - 1) - 2(3) - (0)$$

$$F = 9 - 6$$

$$F = 3$$

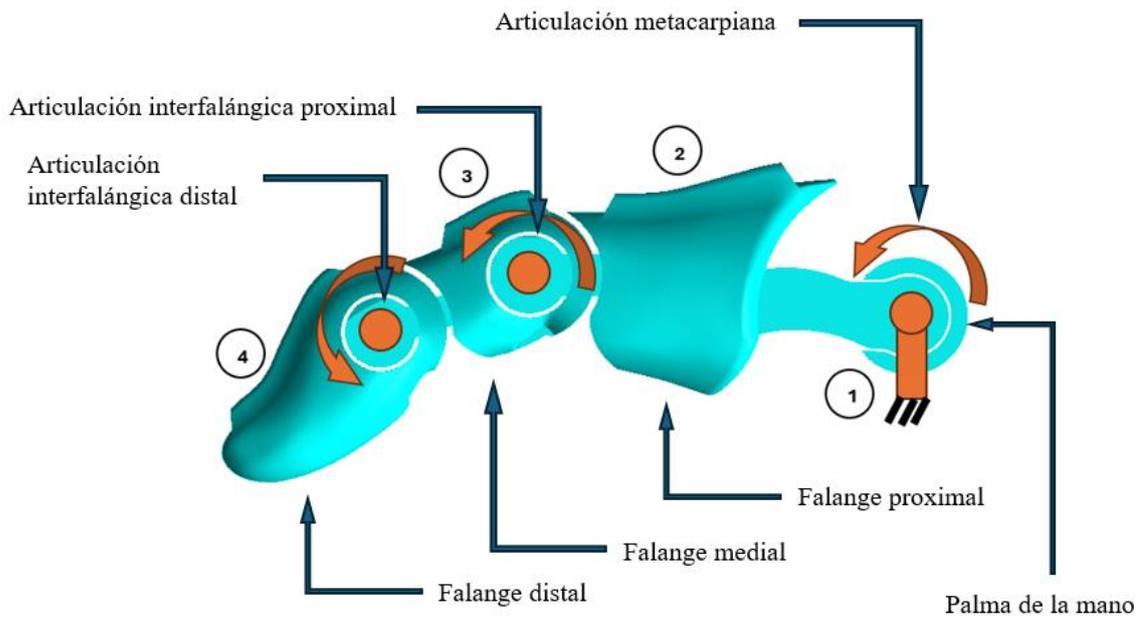


Figura 24-3. Verificación tres grados de libertad.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.7.3. Verificación de los tres grados de libertad para el dedo índice.

Según la ecuación de Grübler el conjunto de articulaciones que conforman el mecanismo para la movilidad del dedo índice da cumpliendo los tres grados de libertad para este mecanismo.

N = Número de elementos

P_1 = Pares cinemáticos de 1 grado de libertad

P_2 = Pares cinemáticos de 2 grados de libertad

$$N = 4$$

$$P_1 = 3$$

$$P_2 = 0$$

$$F = 3(N - 1) - 2P_1 - P_2$$

$$F = 3(4 - 1) - 2(3) - (0)$$

$$F = 9 - 6$$

$$F = 3$$

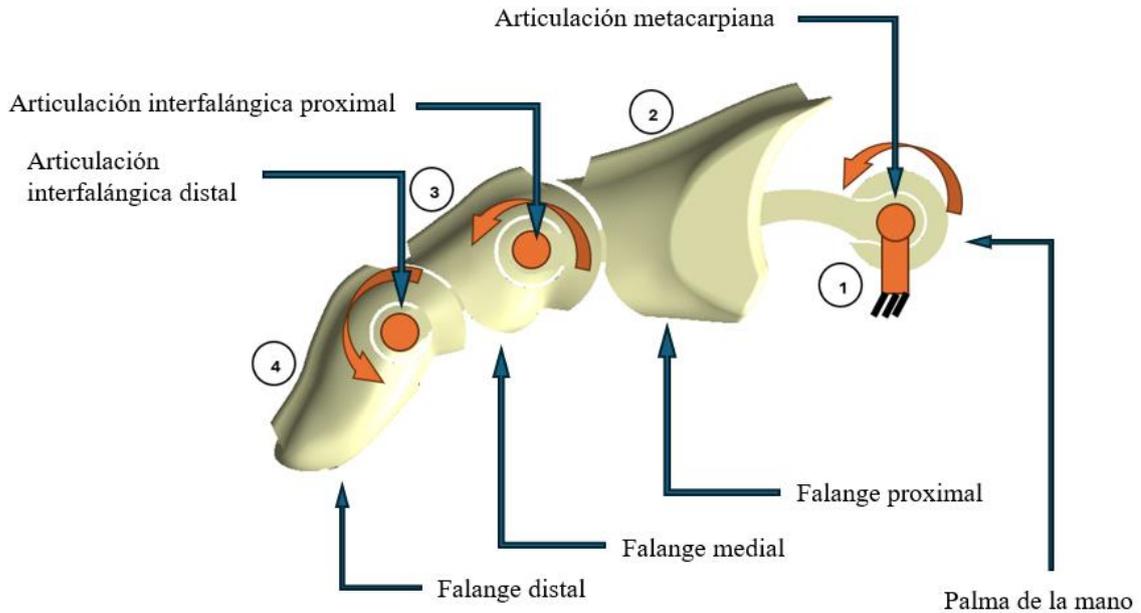


Figura 25-3. Verificación tres grados de libertad.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.7.4. Verificación de los tres grados de libertad para el dedo anular.

Según la ecuación de Grübler el conjunto de articulaciones que conforman el mecanismo para la movilidad del dedo índice da cumpliendo los tres grados de libertad para este mecanismo.

N = Número de elementos

P_1 = Pares cinemáticos de 1 grado de libertad

P_2 = Pares cinemáticos de 2 grados de libertad

$$N = 4$$

$$P_1 = 3$$

$$P_2 = 0$$

$$F = 3(N - 1) - 2P_1 - P_2$$

$$F = 3(4 - 1) - 2(3) - (0)$$

$$F = 9 - 6$$

$$F = 3$$

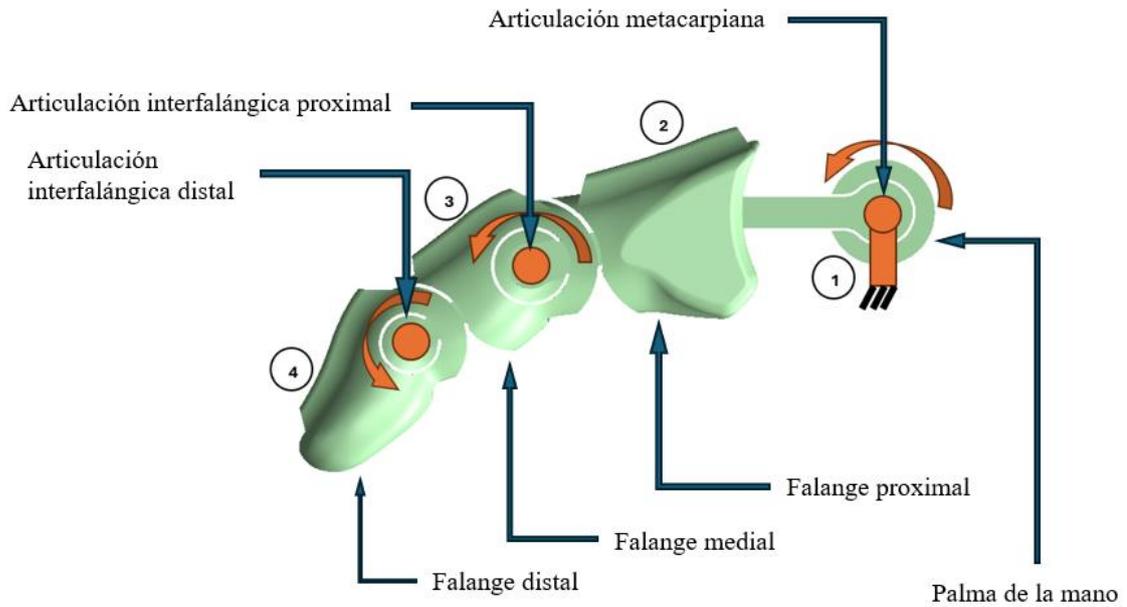


Figura 26-3 verificación tres grados de libertad.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.7.5. Verificación de los tres grados de libertad para el dedo meñique.

Según la ecuación de Grübler el conjunto de articulaciones que conforman el mecanismo para la movilidad del dedo índice da cumpliendo los tres grados de libertad para este mecanismo.

$N =$ Número de elementos

$P_1 =$ Pares cinemáticos de 1 grado de libertad

$P_2 =$ Pares cinemáticos de 2 grados de libertad

$$N = 4$$

$$P_1 = 3$$

$$P_2 = 0$$

$$F = 3(N - 1) - 2P_1 - P_2$$

$$F = 3(4 - 1) - 2(3) - (0)$$

$$F = 9 - 6$$

$$F = 3$$

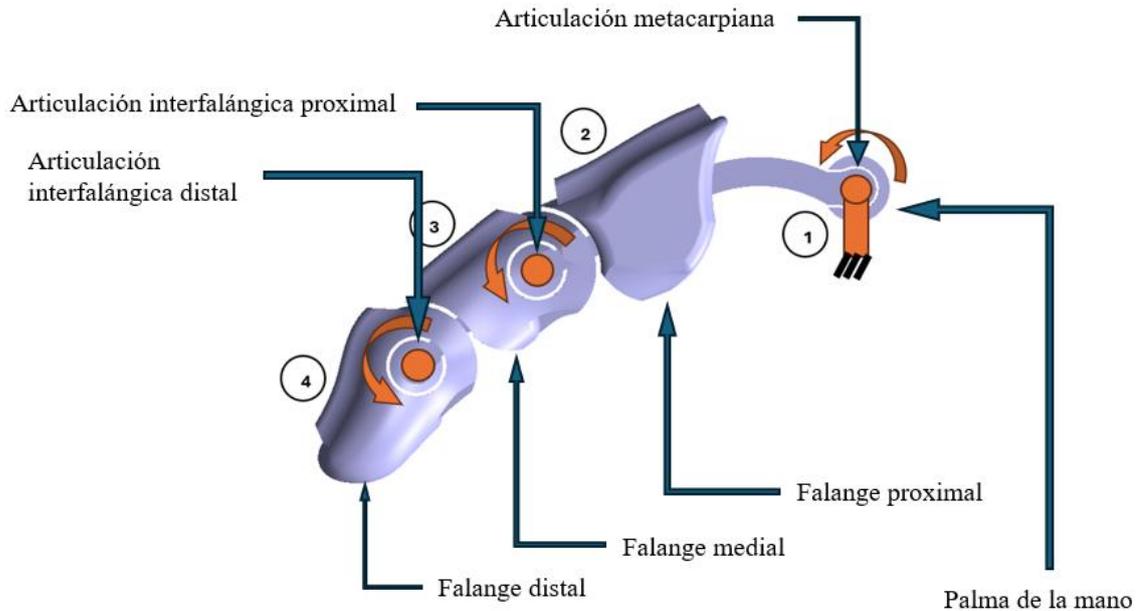


Figura 27-3. verificación tres grados de libertad.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.7.6. Verificación de los tres grados de libertad para el dedo pulgar.

Según la ecuación de Grübler el conjunto de articulaciones que conforman el mecanismo para la movilidad del dedo índice da cumpliendo los tres grados de libertad para este mecanismo.

$N =$ Número de elementos

$P_1 =$ Pares cinemáticos de 1 grado de libertad

$P_2 =$ Pares cinemáticos de 2 grados de libertad

$$N = 4$$

$$P_1 = 3$$

$$P_2 = 0$$

$$F = 3(N - 1) - 2P_1 - P_2$$

$$F = 3(4 - 1) - 2(3) - (0)$$

$$F = 9 - 6$$

$$F = 3$$

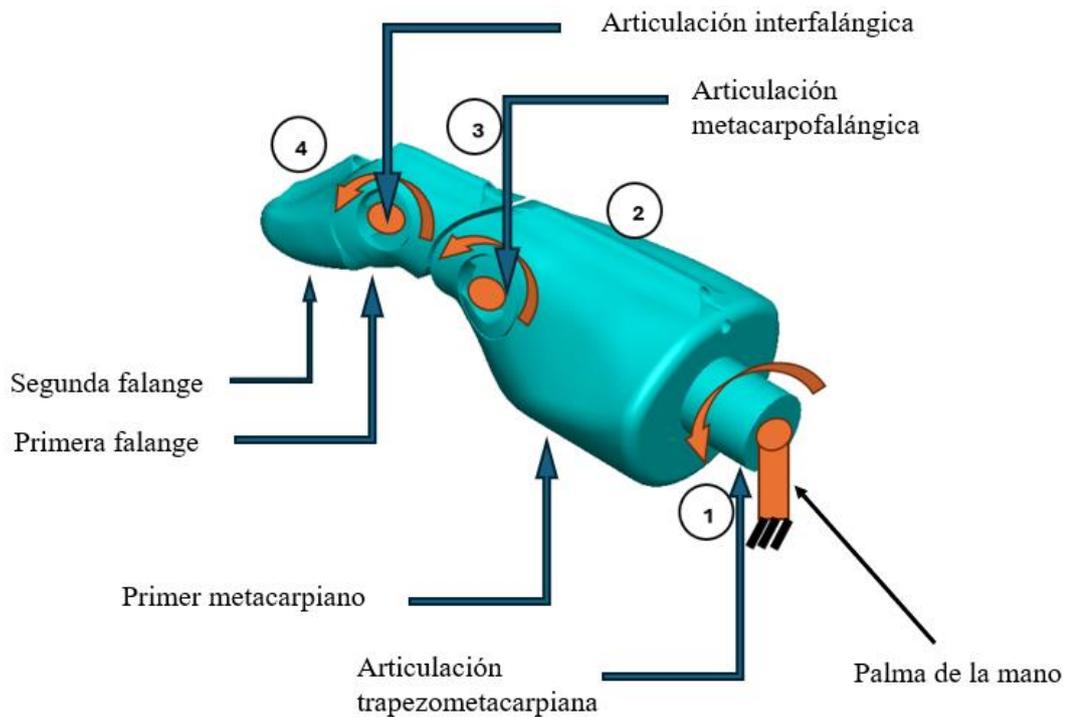


Figura 28-3. verificación tres grados de libertad.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.8. Validación del mecanismo del diseño mediante elemento finito.

Para validar el movimiento del mecanismo , se utilizó la herramienta del software ANSYS WORKBENCH, el módulo de MOTION.

3.2.6.8.1. Mallado de la geometría.

Para realizar el análisis MEF se realizó un mallado de la geometría con un tamaño de elemento de 2mm.

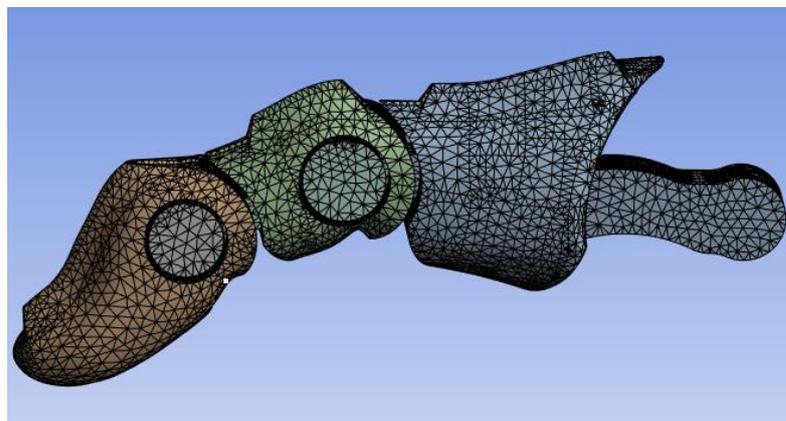


Figura 29-3. Mallado de la geometría para el análisis.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.8.2. Calidad del mallado.

La calidad de la malla es un factor crucial para la precisión de los análisis numéricos. Se emplea el método Element Quality para evaluar la calidad de la malla utilizada. Este método utiliza una barra de colores para indicar la calidad de cada elemento:

- **Azul:** Indica una calidad de elemento buena.
- **Rojo:** Indica una calidad de elemento mala.

Adicionalmente, el método Element Quality proporciona un valor numérico que representa la calidad general de la malla. Un valor cercano a 1 indica una malla de buena calidad, mientras que un valor cercano a 0 indica una malla de mala calidad.

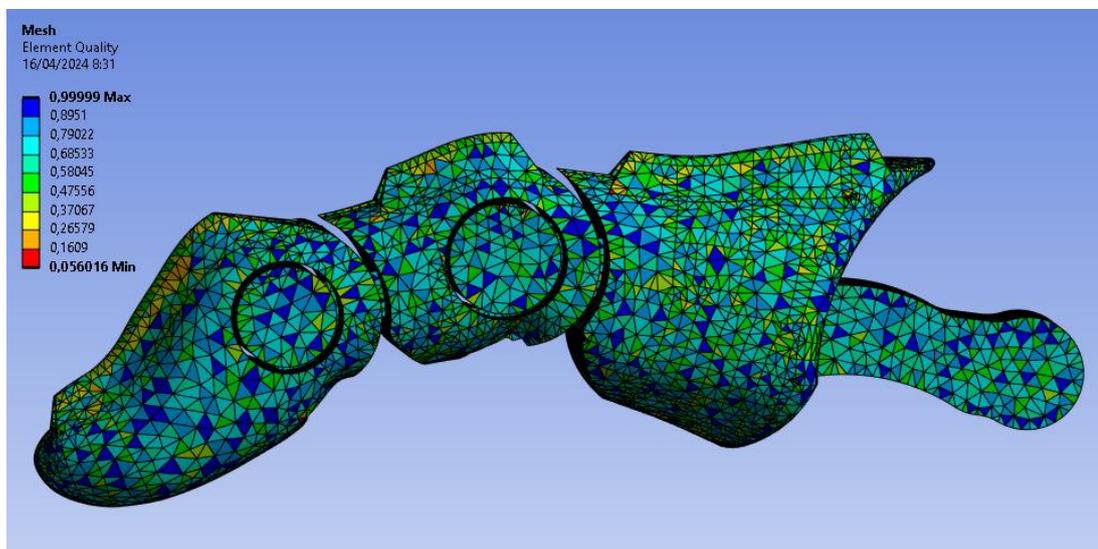


Figura 30-3. Calidad de la malla.

Realizado por: (Medina E, 2024)

La evaluación de la calidad de la malla mediante la métrica del mallado ha demostrado que la mayoría de los elementos se encuentran por encima de un valor de 0.5. Este resultado indica que la malla utilizada posee una calidad adecuada para realizar el análisis con precisión.

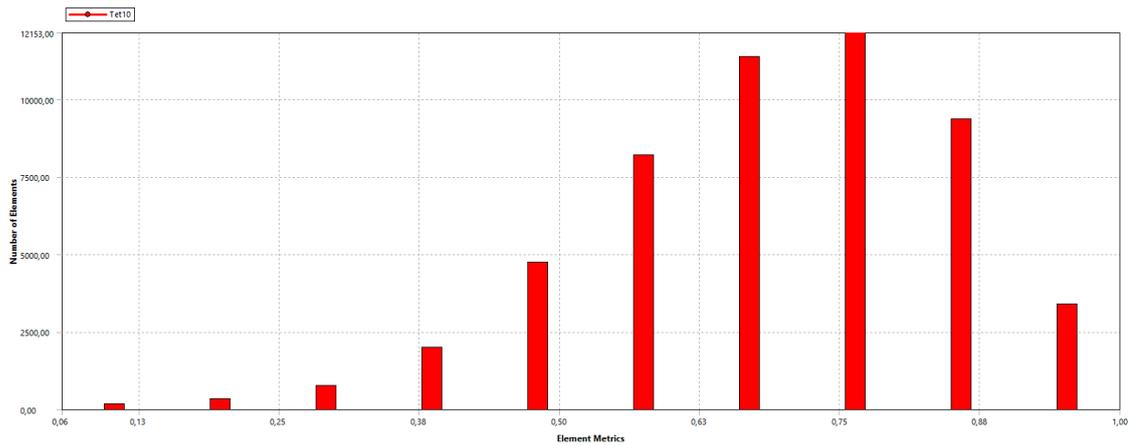


Figura 31-3. Métrica de la calidad de la malla.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.6.8.3. *Análisis del desplazamiento en función del tiempo.*

El desplazamiento se concentra en la falange distal del dedo índice, siendo resultado de su rotación durante el ciclo de cierre. A medida que avanza el tiempo, su desplazamiento aumenta progresivamente.

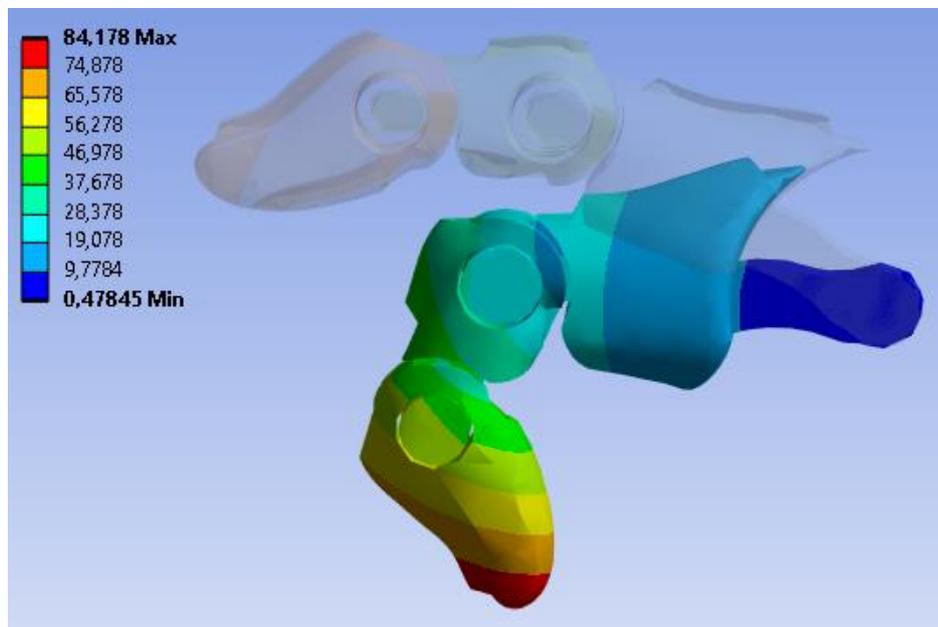


Figura 32-3 Análisis del desplazamiento total.

Realizado por: (Medina E, 2024)

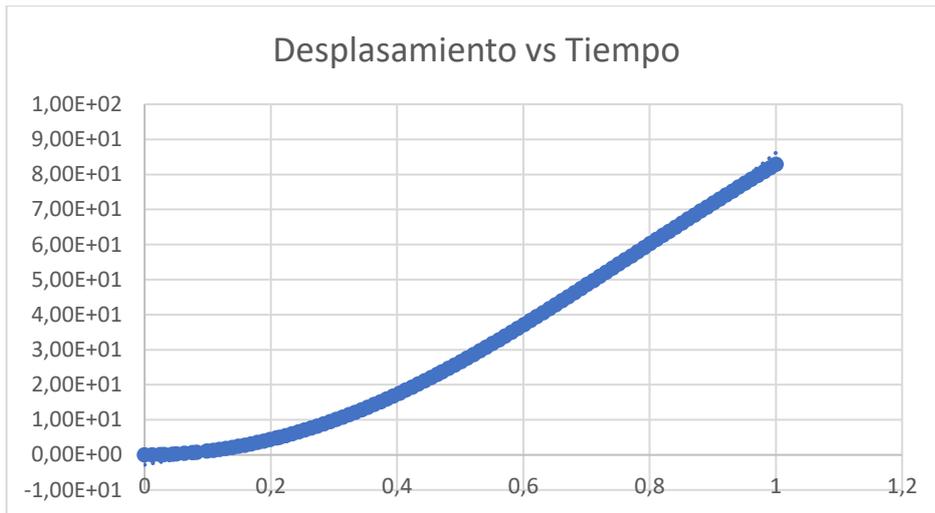


Figura 33-3. Análisis de la curva del desplazamiento total.

Realizado por: (Medina E, 2024)

$$S = 59,998t^2 + 28,958t - 2,7959$$

$$R^2 = 0,9976$$

3.2.6.8.4. Análisis de la velocidad en función del tiempo.

La máxima velocidad se registra en la falange distal del dedo índice, siendo resultado de su rotación durante el ciclo de cierre. A medida que avanza el tiempo, su velocidad aumenta progresivamente.

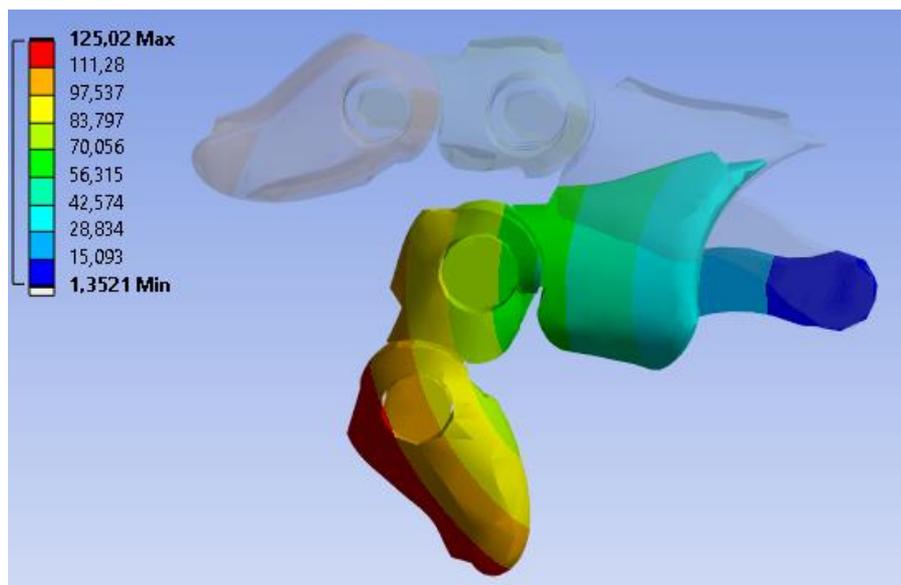


Figura 34-3. Análisis de la velocidad total.

Realizado por: (Medina E, 2024)



Figura 35-3. Análisis de la curva de la velocidad total.

Realizado por: (Medina E, 2024)

$$V = -104,02t^2 + 193,23t - 0,4104$$

$$R^2 = 0,9969$$

3.2.6.8.5. Análisis de la aceleración en función del tiempo.

La máxima aceleración se presenta en la falange medial del dedo índice, resultado de su rotación durante el ciclo de cierre. A medida que avanza el tiempo, esta aceleración tiende a aumentar, contribuyendo a una mayor velocidad del movimiento.

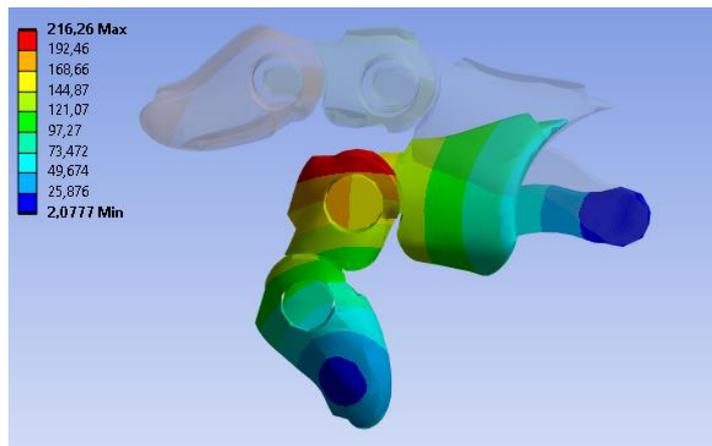


Figura 36-3. Análisis de la aceleración total.

Realizado por: (Medina E, 2024)

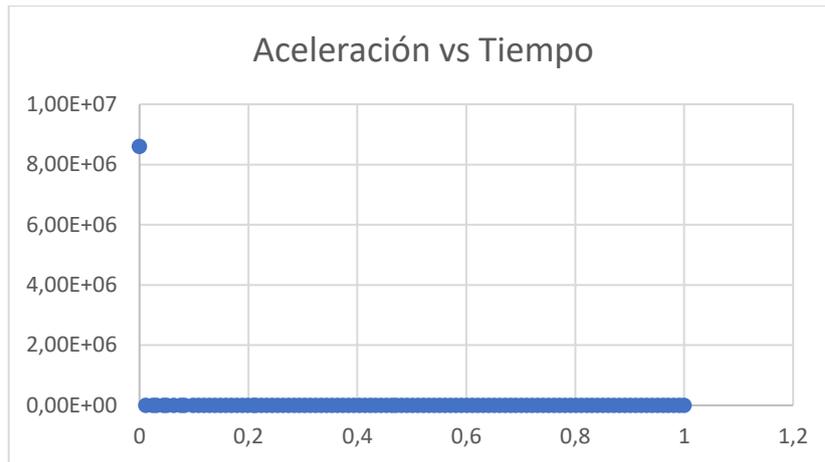


Figura 37-3. Análisis de la curva de la aceleración total.

Realizado por: (Medina E, 2024)

$$a = 336,25e^{-0,78t}$$

$$R^2 = 0,0389$$

3.2.6.8.6. Fuerza de reacción de la articulación de la falange proximal.

Una vez determinada la aceleración se calcula la fuerza de reacción en cada uno de los puntos de las articulaciones que enlazan los eslabones del mecanismo del dedo, que permiten el movimiento, y se analiza esta fuerza de reacción en función del tiempo observando así su comportamiento durante el ciclo de cierre de la mano a medida que avanza el tiempo.

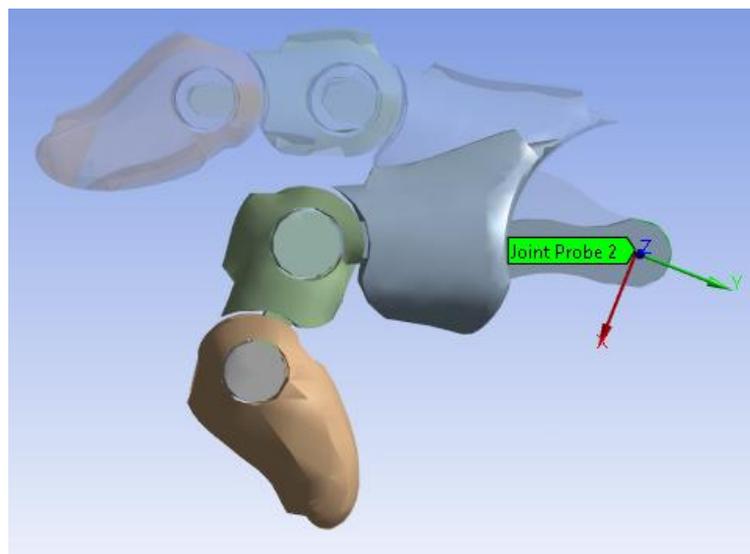


Figura 38-3. Análisis de la fuerza de reacción en la falange proximal.

Realizado por: (Medina E, 2024)

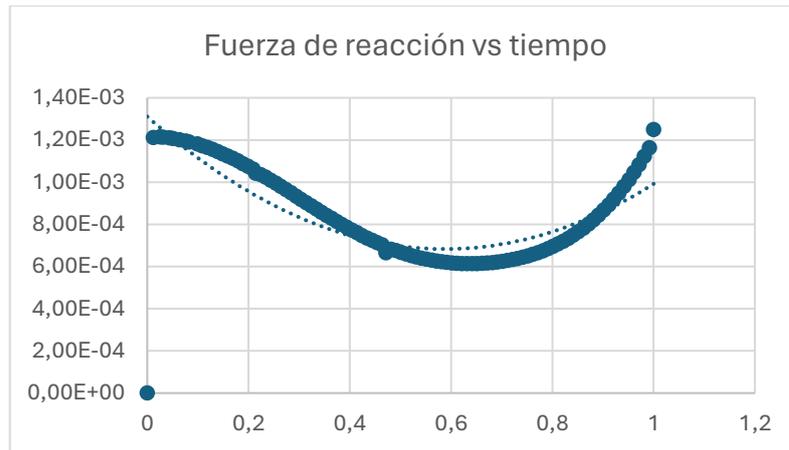


Figura 39-3. Análisis de la curva de fuerza de reacción.

Realizado por: (Medina E, 2024)

$$N = 0,0018t^2 - 0,0021t + 0,0013$$

$$R^2 = 0,5366$$

3.2.6.8.7. Fuerza de reacción de la articulación de la falange medial.

Una vez determinada la aceleración se calcula la fuerza de reacción en cada uno de los puntos de las articulaciones que enlazan los eslabones del mecanismo del dedo, que permiten el movimiento, y se analiza esta fuerza de reacción en función del tiempo observando así su comportamiento durante el ciclo de cierre de la mano a medida que avanza el tiempo.

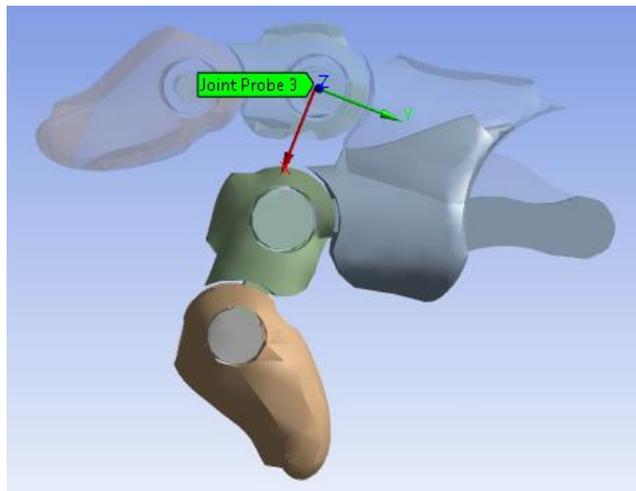


Figura 40-3. Análisis de la fuerza de reacción en la falange medial.

Realizado por: (Medina E, 2024)

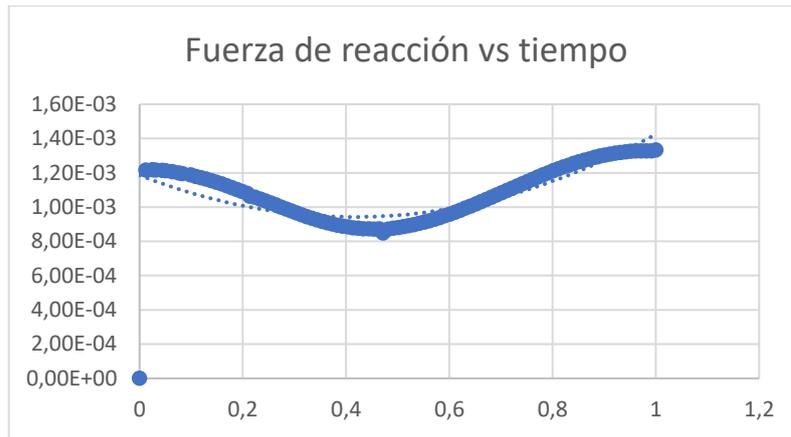


Figura 41-3. Análisis de la curva de fuerza de reacción.

Realizado por: (Medina E, 2024)

$$N = 0,0014t^2 - 0,0012t + 0,0012$$

$$R^2 = 0,4873$$

3.2.6.8.8. *Fuerza de reacción de la articulación de la falange distal.*

Una vez determinada la aceleración se calcula la fuerza de reacción en cada uno de los puntos de las articulaciones que enlazan los eslabones del mecanismo del dedo, que permiten el movimiento, y se analiza esta fuerza de reacción en función del tiempo observando así su comportamiento durante el ciclo de cierre de la mano a medida que avanza el tiempo.

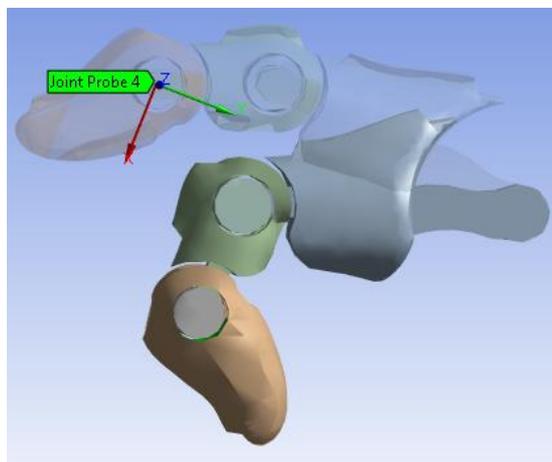


Figura 42-3. Análisis de la fuerza de reacción en la falange distal.

Realizado por: (Medina E, 2024)

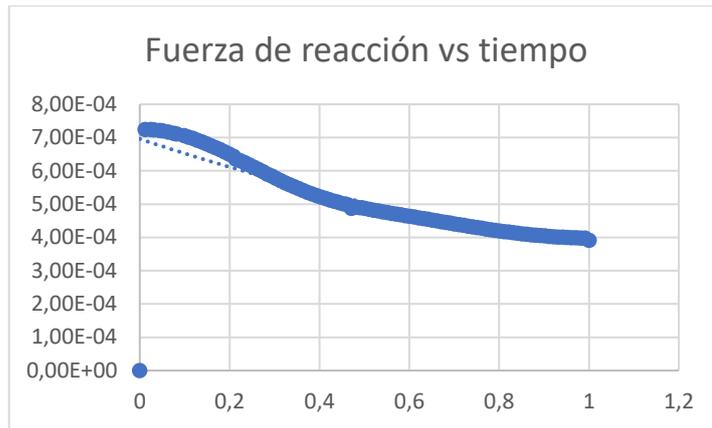


Figura 43-3. Análisis de la curva de fuerza de reacción.

Realizado por: (Medina E, 2024)

$$N = 0,0001t^2 - 0,0004t + 0,0007$$

$$R^2 = 0,6144$$

3.2.7. Prototipado.

Para el prototipado de todos los componentes de las prótesis se hizo uso de la tecnología de impresión 3d o manufactura aditiva.

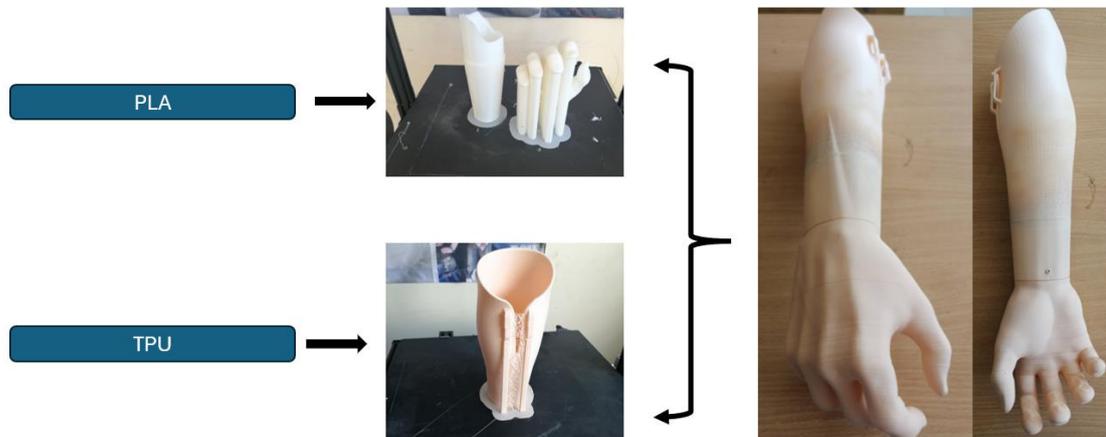


Figura 44-3. Socket impreso en 3D.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.7.1. Manufactura aditiva del socket en material PLA (Prótesis estética).

Este proceso permitió fabricar el encaje protésico que se adapta a la forma del muñón del paciente, utilizando la tecnología de manufactura aditiva o impresión 3D.

Para la impresión del socket rígido se ocupó el material de impresión 3d PLA, siendo el material más común utilizado en la impresión 3D FDM, se ocupó una impresora 3D Rostock Max V3 y el software de configuración de impresión que se utilizó en el Matter Control.

Tabla 3-3 Configuración de impresión 3D para filamento PLA

Temperaturas de impresión	
Temperatura de extrusor	220 °C
Temperatura de la cama	60 °C
Velocidad de relleno	
Velocidad de capa inicial	15 mm/s o %
Relleno	20 mm/s
Relleno sólido superior	25 mm/s
Velocidades perimetrales	
Perímetros interiores	35 mm/s
Perímetro exterior	30 mm/s o %
Otras velocidades	
Material de soporte	30 mm/s
Capa de interfaz puentes	60 mm/s
Puentes	50 mm/s
Viaje	140 mm/s
Velocidad mínima de impresión	10 mm/s

Realizado por: (Medina E, 2023)

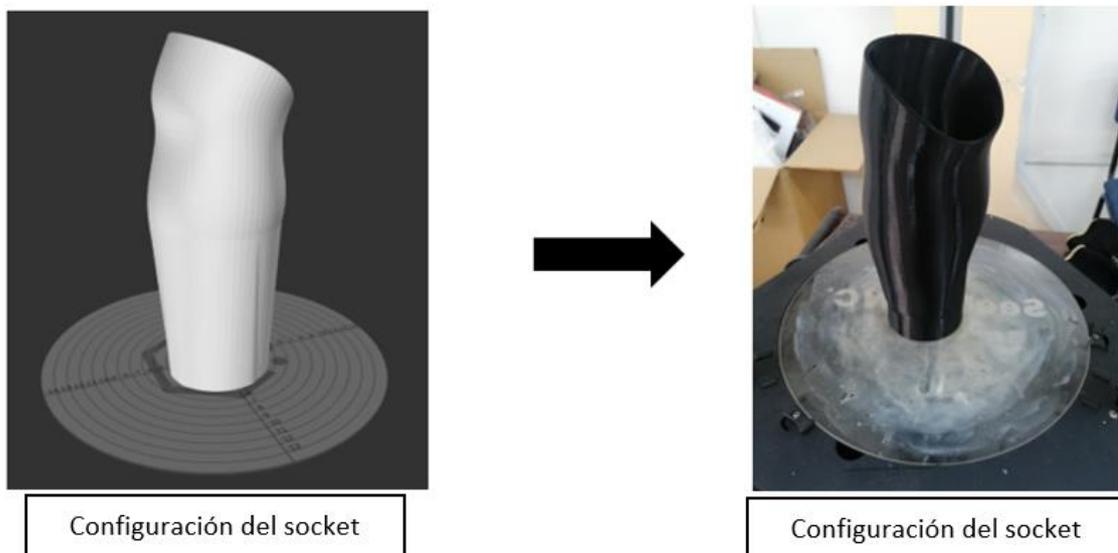


Figura 45-3. Socket impreso en 3D, material PLA.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.7.2. Manufactura aditiva del socket en material PEG (Prótesis estética).

Este proceso permitió fabricar el encaje protésico que se adapta a la forma del muñón del paciente, utilizando la tecnología de manufactura aditiva o impresión 3D.

Para la impresión del socket flexible se ocupó el material de impresión 3D PEG, se ocupó una impresora 3D Rostock Max V3 y el software de configuración de impresión que se utilizó en el Matter Control.

Tabla 4-3 Configuración de impresión 3D para filamento PEG

Temperaturas de impresión	
Temperatura de extrusor	225 °C
Temperatura de la cama	60 °C
Velocidad de relleno	
Velocidad de capa inicial	12 mm/s o %
Relleno	12 mm/s
Relleno sólido superior	25 mm/s
Velocidades perimetrales	
Perímetros interiores	12 mm/s
Perímetro exterior	12 mm/s o %
Otras velocidades	
Material de soporte	12 mm/s
Capa de interfaz puentes	60 mm/s
Puentes	15 mm/s
Viaje	140 mm/s
Velocidad mínima de impresión	10 mm/s

Realizado por: (Medina E, 2023)

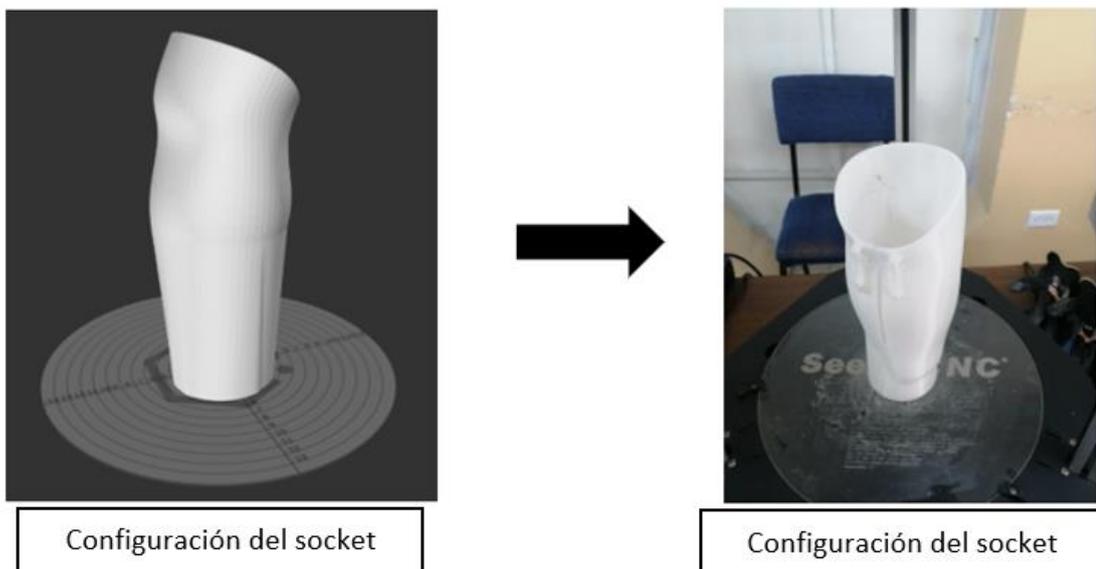


Figura 46-3. Socket impreso en 3D, material TPU.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.7.3. Manufactura aditiva de la mano y el antebrazo en material PLA (Prótesis estética).

Este proceso permitió fabricar el encaje protésico que se adapta a la forma del muñón del paciente, utilizando la tecnología de manufactura aditiva o impresión 3D.

Para la impresión del socket rígido se ocupó el material de impresión 3d PLA, siendo el material más común utilizado en la impresión 3D FDM, se ocupó una impresora 3D Creality CR-10 MAX y el software de configuración de impresión que se utilizó en el Ultimaker Cura.

Tabla 5-3 Configuración de impresión 3D para filamento PLA

Temperaturas de impresión	
Temperatura de extrusor	220 °C
Temperatura de la cama	60 °C
Velocidad de relleno	
Velocidad de capa inicial	15 mm/s o %
Relleno	20 mm/s
Relleno sólido superior	25 mm/s
Velocidades perimetrales	
Perímetros interiores	35 mm/s
Perímetro exterior	30 mm/s o %
Otras velocidades	
Material de soporte	30 mm/s
Capa de interfaz puentes	60 mm/s
Puentes	50 mm/s
Viaje	140 mm/s
Velocidad mínima de impresión	10 mm/s

Realizado por: (Medina E, 2023)



Figura 47-3. Mano y antebrazo impreso en 3D.

Fuente: (Medina E, 2024)

3.2.7.4. Manufactura aditiva del socket en material PEG (Prótesis mioeléctrica).

Este proceso permitió fabricar el encaje protésico que se adapta a la forma del muñón del paciente, utilizando la tecnología de manufactura aditiva o impresión 3D.

Para la impresión del socket flexible se ocupó el material de impresión 3D PEG, se ocupó una impresora 3D Creality CR-10 MAX y el software de configuración de impresión que se utilizó en el Matter Control.

Tabla 6-3 Configuración de impresión 3D para filamento PEG

Temperaturas de impresión	
Temperatura de extrusor	225 °C
Temperatura de la cama	60 °C
Velocidad de relleno	
Velocidad de capa inicial	12 mm/s o %
Relleno	12 mm/s
Relleno sólido superior	25 mm/s
Velocidades perimetrales	
Perímetros interiores	12 mm/s
Perímetro exterior	12 mm/s o %
Otras velocidades	
Material de soporte	12 mm/s
Capa de interfaz puentes	60 mm/s
Puentes	15 mm/s
Viaje	140 mm/s
Velocidad mínima de impresión	10 mm/s

Realizado por: (Medina E, 2023)



Figura 48-3. Socket impreso en 3D material TPU.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.7.5. *Manufactura aditiva de los mecanismos que conforman la mano, en material PLA (Prótesis mioeléctrica).*

Para la impresión 3D de los mecanismos de la mano, se imprime cada parte de la mano forma individual.

Este proceso permitió fabricar el encaje protésico que se adapta a la forma del muñón del paciente, utilizando la tecnología de manufactura aditiva o impresión 3D.

Para la impresión del socket rígido se ocupó el material de impresión 3d PLA, siendo el material más común utilizado en la impresión 3D FDM, se ocupó una impreso 3D Ender 3 NEO 2, y el software de configuración de impresión que se utilizó en el Ultimaker Cura.

Tabla 7-3 Configuración de impresión 3D para filamento PLA

Temperaturas de impresión	
Temperatura de extrusor	220 °C
Temperatura de la cama	60 °C
Velocidad de relleno	
Velocidad de capa inicial	15 mm/s o %
Relleno	20 mm/s
Relleno sólido superior	25 mm/s
Velocidades perimetrales	
Perímetros interiores	35 mm/s
Perímetro exterior	30 mm/s o %
Otras velocidades	
Material de soporte	30 mm/s
Capa de interfaz puentes	60 mm/s
Puentes	50 mm/s
Viaje	140 mm/s
Velocidad mínima de impresión	10 mm/s

Realizado por: (Medina E, 2023)

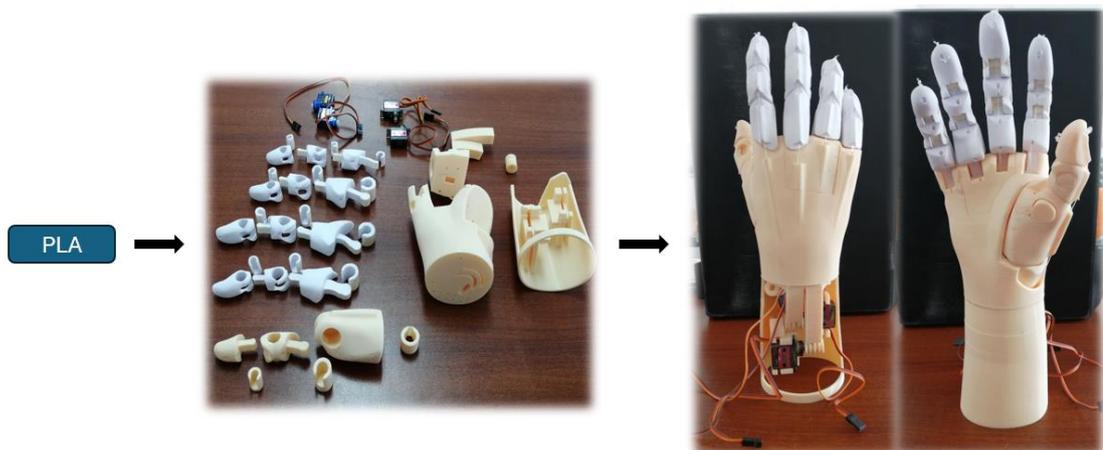


Figura 49-3. Impresión en 3D de los mecanismos que conforman la mano.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.8. Diseño del control de la prótesis.

La figura muestra el diagrama de bloques del sistema de control de la prótesis, con un sensor de Electromiografía (EMG) que detecta las señales mioeléctricas y las envía al microcontrolador ATMEGA328P (Arduino nano) que procesa la señal para enviar al microcontrolador el comando correspondiente para mover el brazo a través del protocolo I2C (Inter-Integrated Circuit) para mover el servo correspondiente.

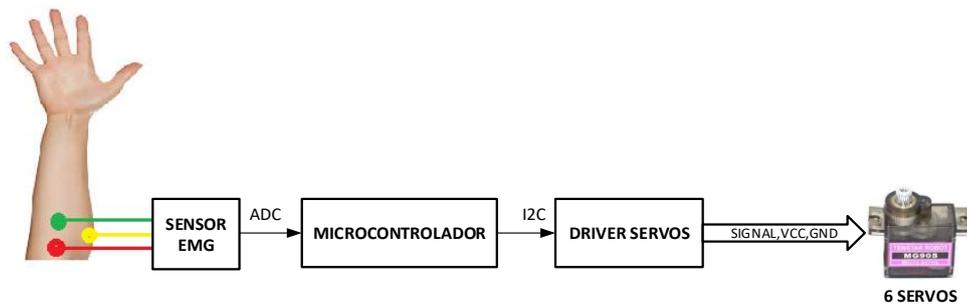


Figura 50-3. Diagrama de bloques del sistema de control del brazo.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.8.1. Detector de señales EMG.

El módulo AD8832 que se muestra en la figura detecta las señales generadas por el Brazo a través del amplificador de instrumentación AD8226 y TL084 que amplifican la señal electromiografica para que el microcontrolador ATMEGA328P a través de la entrada analógica A0 pueda convertirla en una señal digital en un rango de (0-1023) por el conversor ADC de 10 bits que posee el microcontrolador.

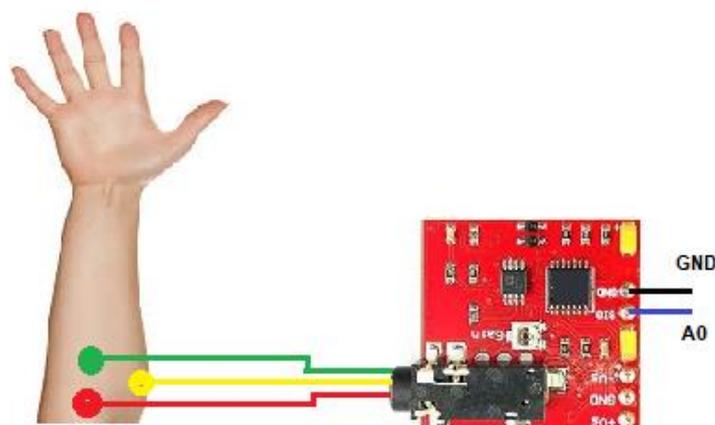


Figura 51-3. PCB detector de señales EMG.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.8.2. Microcontrolador ATMEGA328P (Arduino Nano)

La figura muestra la conexión del sensor de señales EMG (AD8832) que necesita una fuente simétrica de +9VDC y -9VDC para su funcionamiento, el pin SIG del AD8832 se conecta a la entrada Analógica A0 del microcontrolador ATMEGA328P para que procese la información.

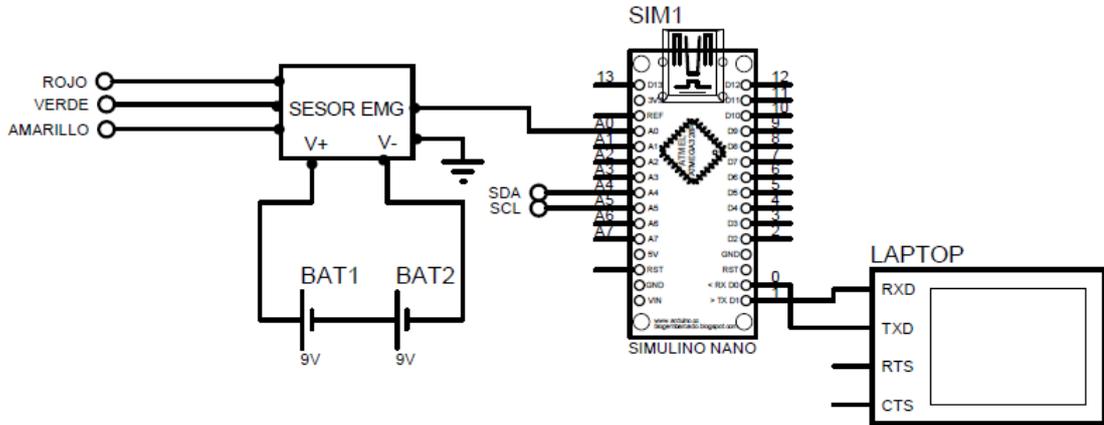


Figura 52-3. Circuito de control.

Realizado por: (Medina E, 2024)

La figura muestra el diagrama de flujo del programa realizado para el microcontrolador, donde la señal obtenida por puerto analógico A0 mediante el comando `AnalogRead(A0)` asignada a la variable `Señal_EMG` para calcular el voltaje y almacenarlo en la variable `V_sensor`. La variable `V_sensor` que genera un tipo de señal permitirá realizar la acción correspondiente por objeto a sujetar y enviar los comandos correspondientes a los servos mediante el protocolo I2C.

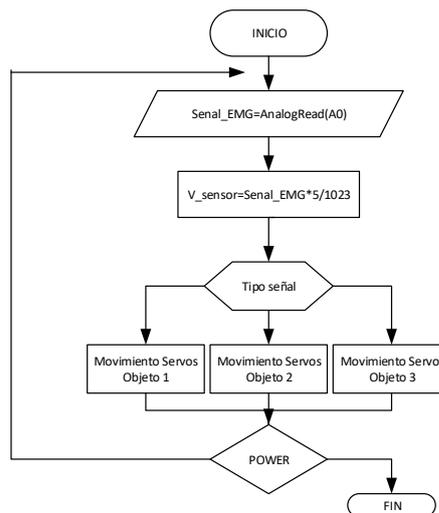


Figura 53-3. Diagrama de flujo.

Realizado por: (Medina E, 2024)

3.2.8.3. Controlador de servos.

La figura muestra el circuito de control de servos con el circuito integrado PCA9685, que recibe la información de los servos a mover según la orden del microcontrolador. El PCA9685 recibe la información mediante el protocolo I2C para saber que servos debe mover y genera una señal PWM de 50Hz de frecuencia que es 20ms de periodo, con un ancho de pulso que varía entre 0.5ms a 2.5ms controla el servo de 0 a 180 grados según la orden establecida por el circuito integrado.

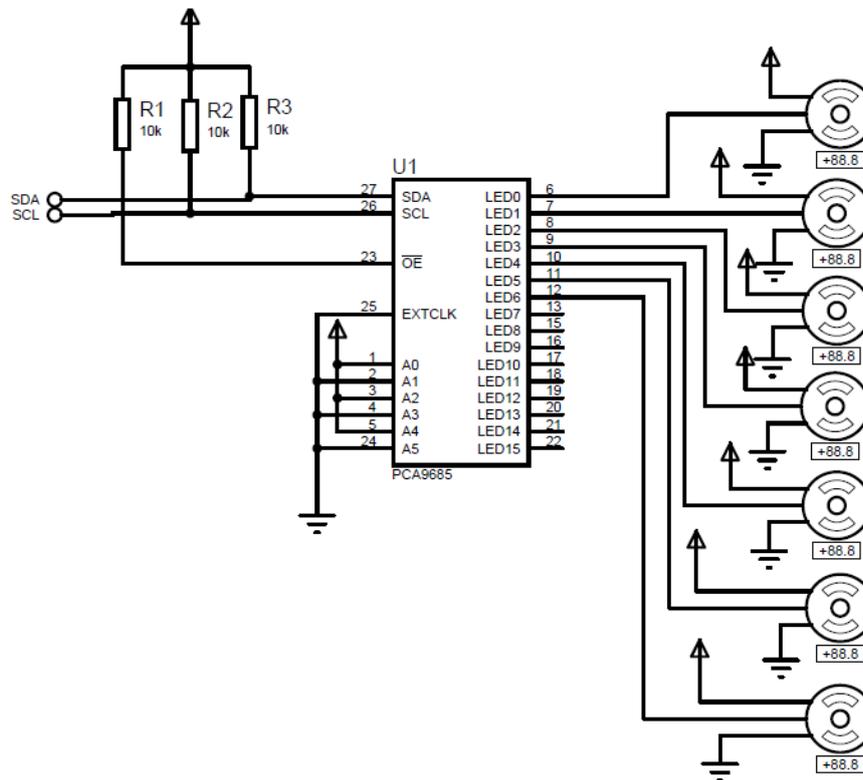


Figura 54-3. Circuito de control de servos.

Realizado por: (Medina E, 2024)

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Funcionamiento de la prótesis mioeléctrica y acople del socket.

La prótesis mioeléctrica de tres grados de libertad para amputación trasradial funciona mediante la tensión de cables que están sujetas al mecanismo de la mano estos cables son accionados según el sentido de giro de los microservos, que se activan mediante las pulsaciones musculares del usuario mediante la obtención de señales EMG que se obtienen con sensores EMG.

La prótesis se sujeta al muñón residual del miembro amputado, a través del socket obtenido del escaneo del muñón mediante escaneo 3D, el método de escaneo se utilizó para que el ajuste del socket y el muñón sea lo más ergonómica posible en términos de comodidad, y términos de ajuste para que el socket se acople al muñón mediante succión de tal manera que se pueda acoplar y desacoplar la prótesis del muñón residual con facilidad y sin causar ninguna molestia, evitando así el uso de correas para sujetar la prótesis al miembro amputado.

4.1.1. Validación del prototipo.

Finalizado el prototipo, se realizan pruebas para validar su funcionalidad. De igual forma, se comprueba si los microservos pueden controlarse correctamente mediante señales mioeléctricas aptadas por las pulsaciones musculares y si la prótesis puede agarrar diversos objetos. También se realizan pruebas para validar los tres grados de libertad de la prótesis.

Además, se realizan pruebas de ergonomía y ajuste con el paciente para asegurar que la prótesis se acopla correctamente en el muñón y no causa molestias.

4.1.1.1. Prueba de ajuste del socket.

El socket se adapta correctamente al muñón del paciente, sin causar dolor, rozaduras o lesiones. El socket es la parte de la prótesis que se conecta directamente con el muñón, acoplándose y desacoplándose de manera sencilla.

Los criterios para evaluar el ajuste del socket fueron los siguientes:

- El socket debe acoplarse y desacoplarse fácilmente del muñón, sin necesidad de forzarlo o tirar de él.
- El socket debe distribuir la presión de forma uniforme sobre el muñón, evitando las zonas de alta o baja presión que puedan provocar daños en el tejido.
- El socket debe mantener una buena alineación con el muñón, sin producir desplazamientos, rotaciones o inclinaciones indeseadas.

- El socket debe permitir una buena circulación sanguínea y una adecuada transpiración del muñón, evitando la acumulación de calor o humedad.



Figura 1-4. Prueba de ajuste con el material PEG y PLA

Realizado por: (Medina E, 2024)

Las recomendaciones para realizar la prueba de ajuste del socket fueron las siguientes:

- Utilizar el tipo y la cantidad adecuada de medias, calcetines, forros o calcetas protésicas, según las indicaciones del profesional.
- Realización de pruebas de succión, que consistió en mantener el codo recto y halar el socket, para comprobar que este no se desacople del muñón. El socket se debe desacoplar solo cuando se flexione el codo.
- Realización de la prueba de marcha, que consistió en caminar con la prótesis, para comprobar que el socket no genere molestias, ruidos o movimientos anormales.
- Comunicar al profesional cualquier inconveniente, duda o sugerencia que se tenga sobre el ajuste del socket, para que este pueda realizar los ajustes necesarios.

4.1.1.2. Ángulo de apertura y cierre de la mano.

Mediante las señales EMG se activan los microservos que a su vez genera fuerza en los mecanismos permitiendo que la mano de la prótesis se abra y se cierre.

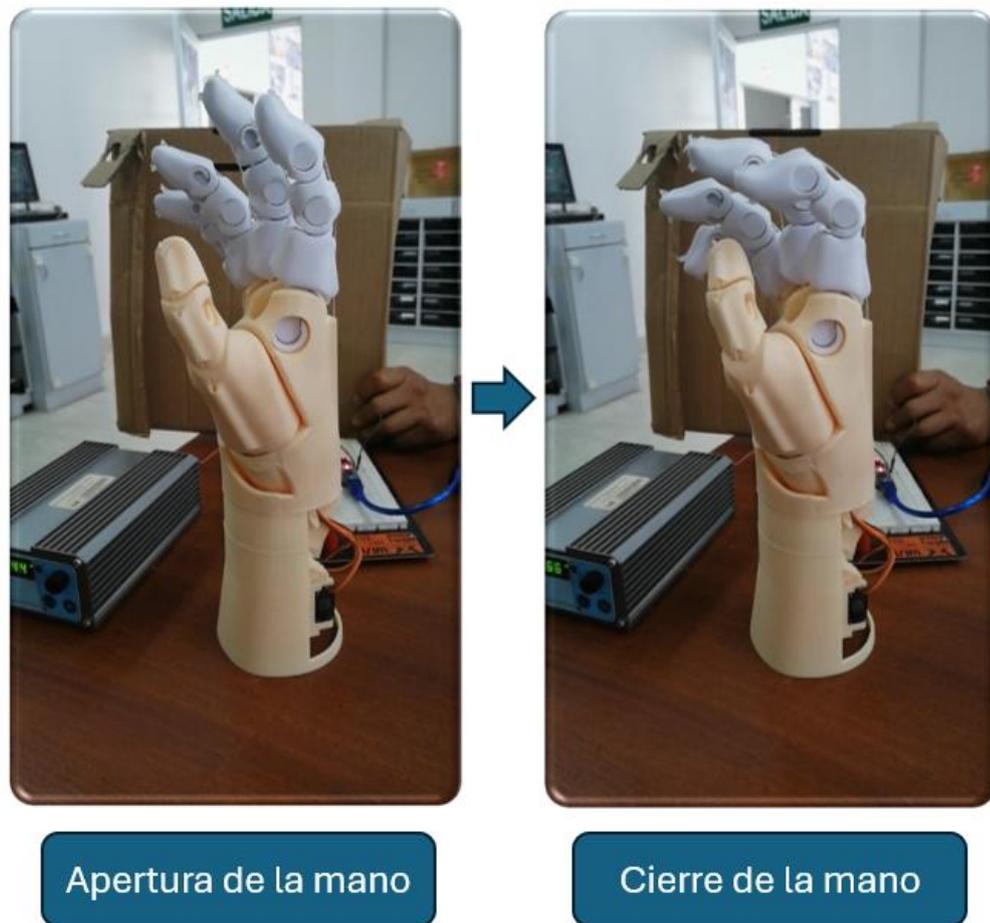


Figura 2-4. Apertura y cierre de la mano

Realizado por: (Medina E, 2024)

4.1.1.3. Ángulo de apertura y cierre del dedo anular y meñique.

Mediante las señales EMG se activan los microservos que permite el movimiento de los dedos anular y meñique, permitiendo así la apertura y cierre de los mismos.

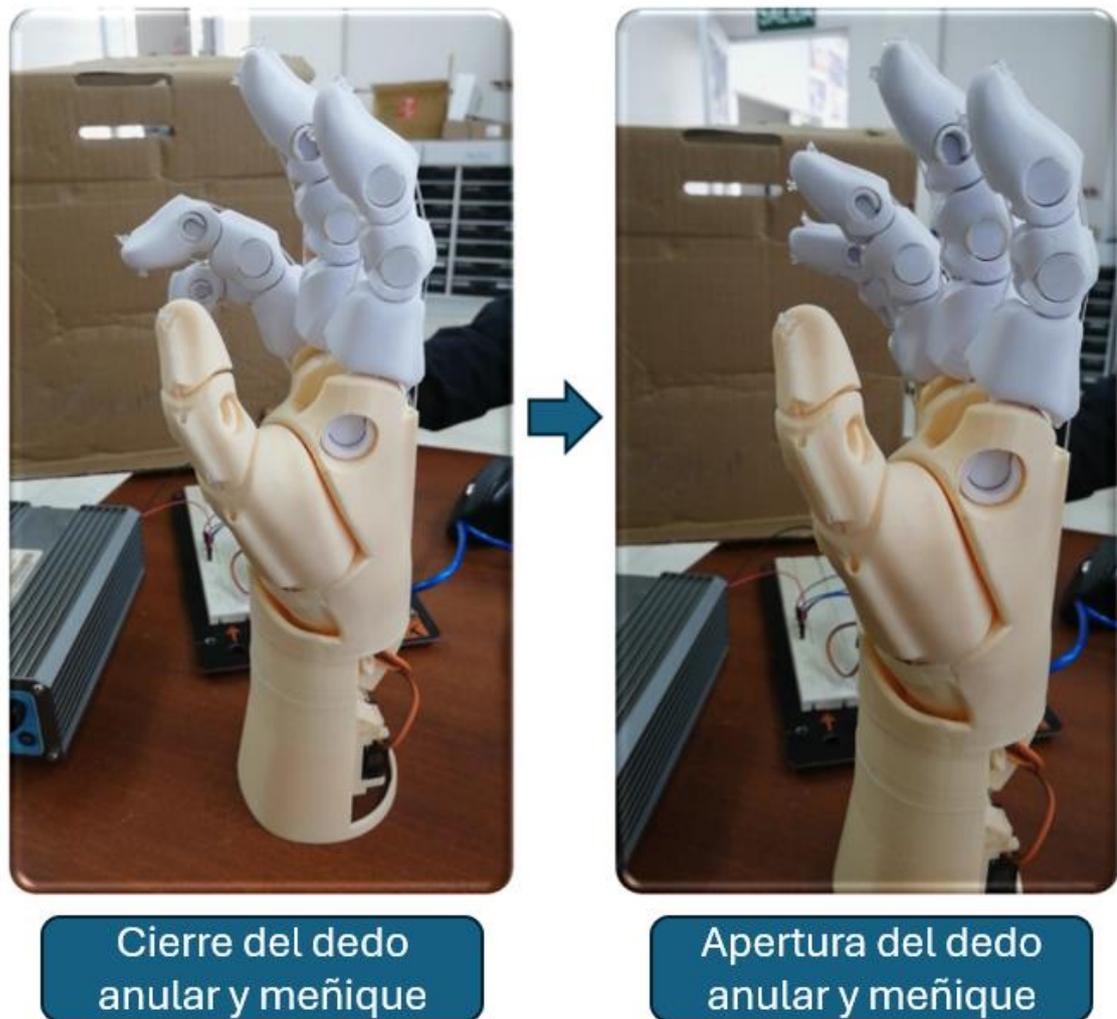


Figura 3-4. Apertura y cierre del dedo anular y meñique

Realizado por: (Medina E, 2024)

4.1.1.4. Ángulo de apertura y cierre del dedo índice y medio.

Mediante las señales EMG se activa el microservo que permite variar el ángulo del dedo índice y medio, permitiendo así la apertura y cierre de estos.

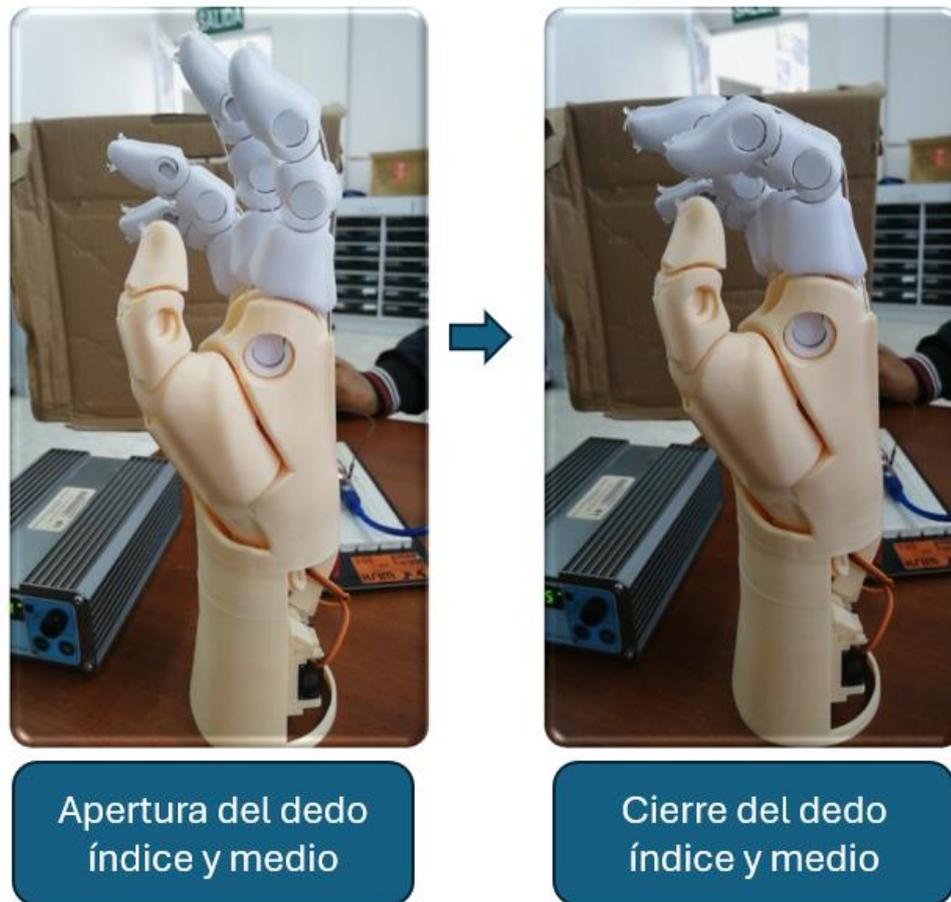


Figura 4-4. Apertura y cierre del dedo índice y medio

Realizado por: (Medina E, 2024)

4.1.1.5. Ángulo de apertura y cierre del dedo pulgar.

Mediante las señales EMG se activa el microservo que permite variar el ángulo del pulgar, permitiendo así la apertura y cierre de este.

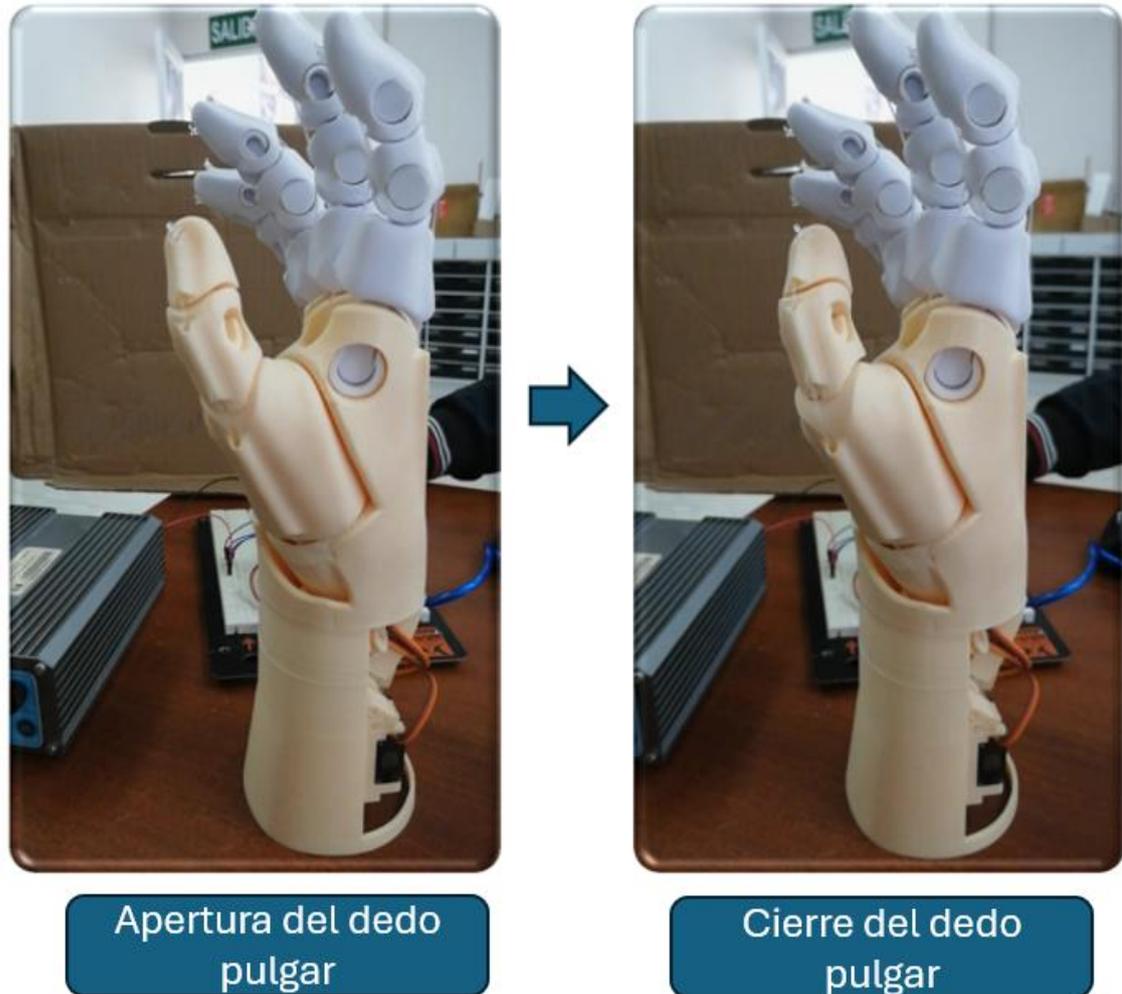


Figura 5-4. Ángulo de apertura del pulgar

Realizado por: (Medina E, 2024)

4.1.1.6. Ángulo de rotación del dedo pulgar.

Mediante las señales EMG se activa el microservo permitiendo así la rotación del pulgar, esta rotación la realiza para el agarre de objetos cilíndricos.

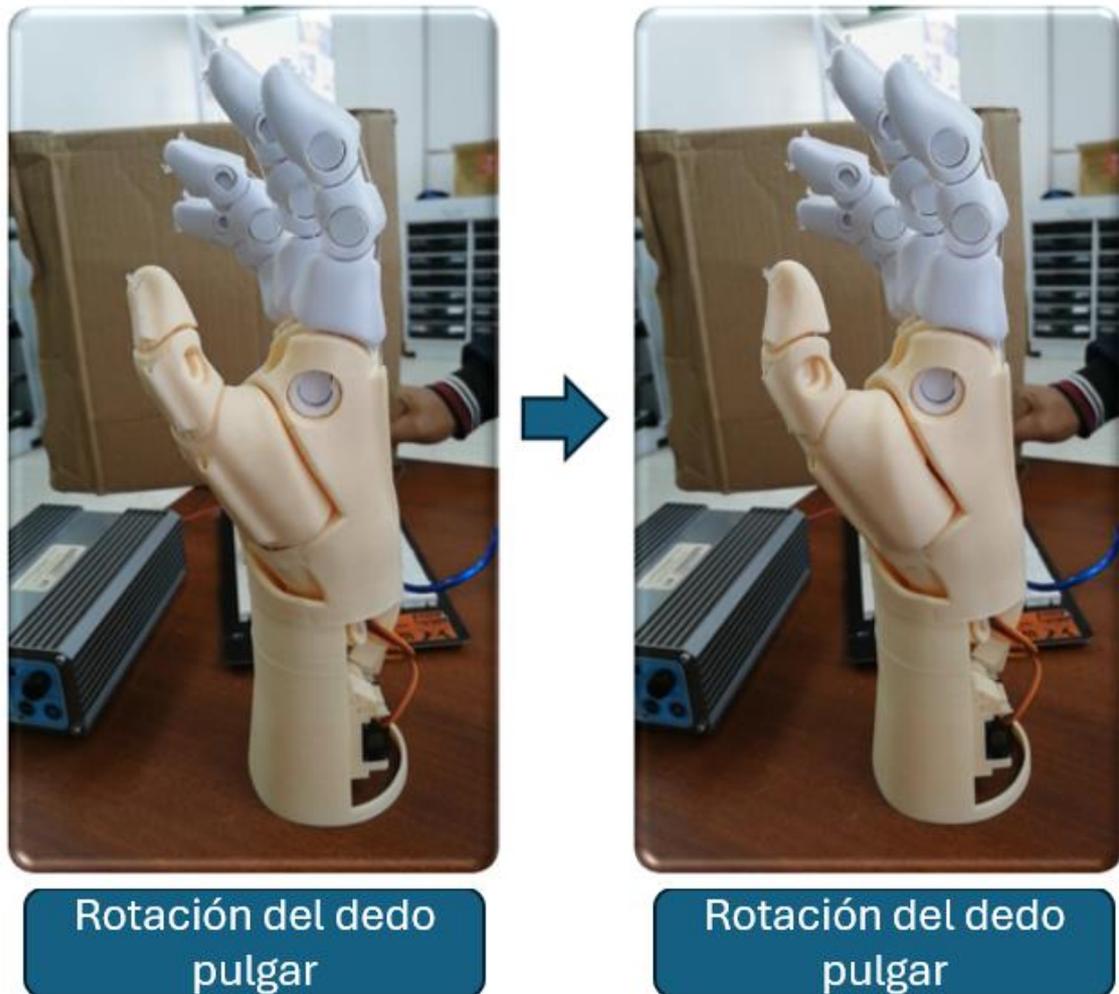


Figura 6-4. Ángulo de rotación del pulgar

Realizado por: (Medina E, 2024)

CAPÍTULO V

5. PROPUESTA.

5.1 Introducción.

En este capítulo se realiza un análisis sobre el proceso de fabricación, materiales para la construcción de la prótesis transradial, determinando la necesidad de la implantación de equipos de manufactura aditiva, para tecnificar la fabricación de prótesis de miembro superior.

5.2 Dimensionamiento de la prótesis adaptada a cada paciente

Las dimensiones de la prótesis están enfocadas a las medidas y antropometría de cada paciente, para comodidad del paciente.

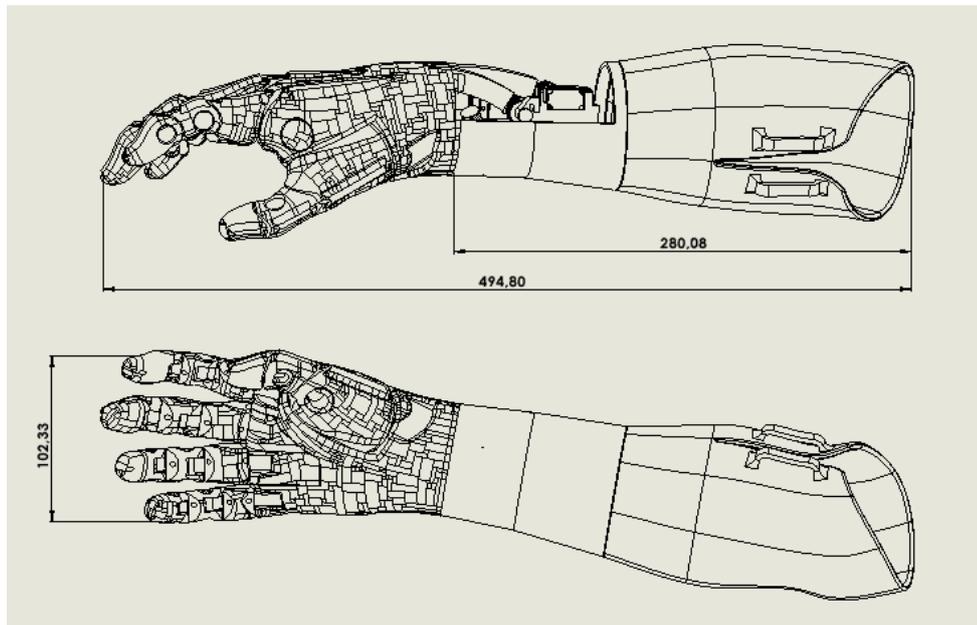


Figura 1-5. Dimensiones de la prótesis.

Realizado por: (Medina E, 2024)

5.3 Procesos de fabricación y ensamblaje

5.3.1 Equipos y herramientas para la fabricación

Para la fabricación de una prótesis mioeléctrica se requiere de los siguientes equipos, y materiales.

- Impresora 3D
- Software de diseño 3D
- Calibrador pie de rey
- Cinta métrica

5.3.2 Materiales para la fabricación

- Materiales de Impresión 3D
 - Filamento para Impresión 3d PLA
 - Filamento para Impresión 3d TPU
- Materiales para el sistema electrónico

- Microservos Sg90
- Microservos MG90S
- Amplificador de señal
- Arduino
- Electrodo

5.3.3 flujograma de construcción

Permite conocer el orden de fabricación de la prótesis.

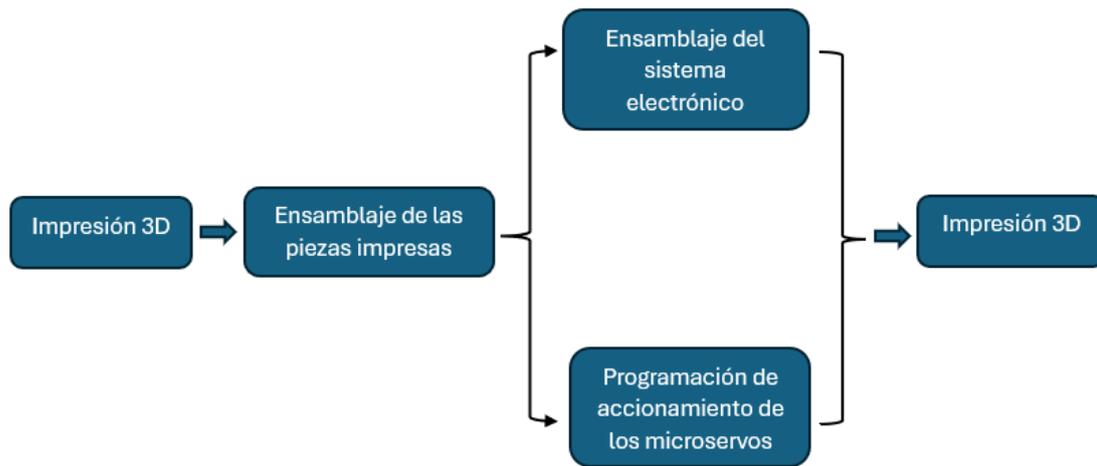


Figura 2-5. Flujograma de construcción de la prótesis.

Realizado por: (Medina E, 2024)

5.3.4 Ajuste del socket

El ajuste correcto del socket permitirá que el usuario pueda acoplar y desacoplar el socket de manera fácil y rápida y no necesitar de un arnés para la sujeción de la prótesis.



Figura 3-5. Verificación de ajuste del socket.

Realizado por: (Medina E, 2024)

5.3.5 Ensamble de la prótesis y acople de los microservos

Cada elemento debe ser ensamblado como se muestra en el diseño 3D.

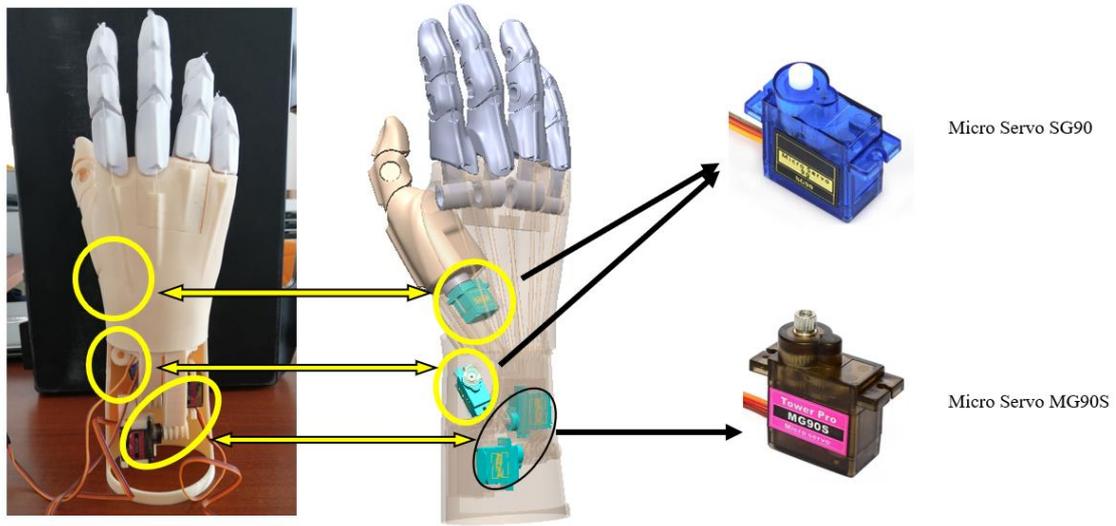


Figura 4-5. Acoplamiento de los microservos.

Realizado por: (Medina E, 2024)

5.3.6 Diseño del control para los microservos

El control electrónico permitirá el accionamiento de los microservos mediante las pulsaciones musculares.

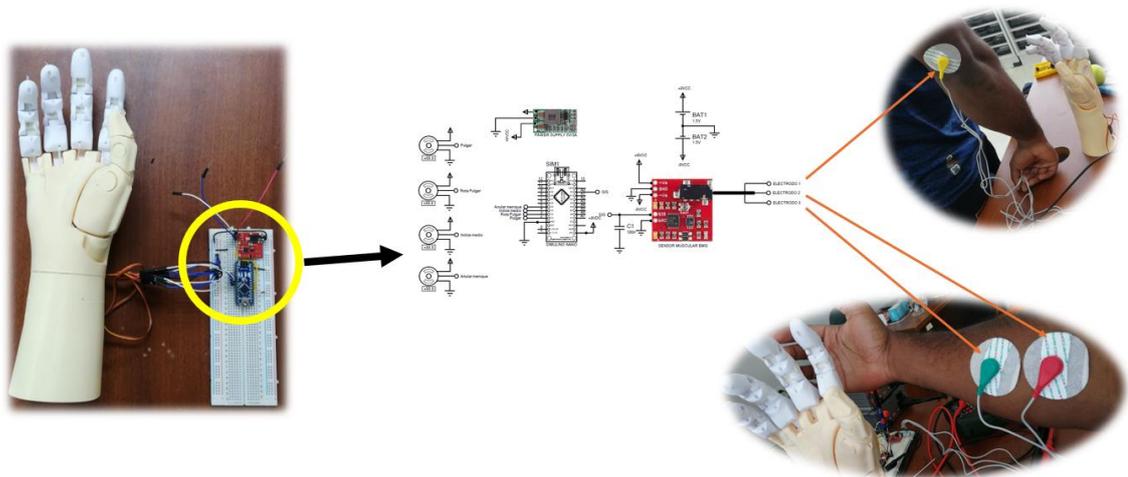


Figura 5-5. Integración del control para los microservos.

Realizado por: (Medina E, 2024)

CONCLUSIONES

- La Obtención diseño 3D del socket se adaptó perfectamente al muñón del paciente, así como el diseño 3D del antebrazo y mano, con la obtención del socket se logró eliminar la necesidad de utilizar arneses u otros elementos de sujeción.
- Mediante la obtención de las articulaciones de la mano de la prótesis, se logró el movimiento de tres grados de libertad los cuales son necesarios para el funcionamiento de la prótesis. Para el prototipado de estos mecanismos se utilizó el método de fabricación de manufactura aditiva o impresión 3D, utilizando materiales biodegradables como el PLA (material rígido) y TPU (material flexible).
- Mediante la obtención de señales mioeléctricas, se diseñó un sistema de control que permite la activación de los microservos de la prótesis. El sistema permitió adquirir las pulsaciones musculares del paciente en comandos precisos para generar fuerza y controlar los movimientos mediante el accionamiento de los microservos permitiendo el agarre de diversos objetos.
- El desarrollo del protocolo de pruebas permitió validar los tres grados de libertad de la prótesis, permitiendo verificar los movimientos básicos de la mano con el accionamiento de los servos. Conjuntamente se validó el ajuste del socket en diferentes situaciones permitiendo así que la prótesis se acople de manera correcta al muñón del usuario.

RECOMENDACIONES

- Continuar mejorando los diseños 3D y los mecanismos articulados para mejorar la ergonomía y la estética de la prótesis. Considerando aspectos como el peso, el tamaño y la estética para garantizar una experiencia de uso más cómoda y satisfactoria para el usuario.
- Actualizarse con la metodología de prototipado de manufactura aditiva en resina, con la finalidad de mejorar los tiempos de impresión y poder experimentar con una gran variedad de materiales para fabricación de prótesis.
- Trabajar con materiales que no sean dañinos al medio ambiente o incluso que puedan ocasionar algún tipo de lesión al usuario

BIBLIOGRAFÍA

BRITO GUARICELA, Joffre Luis, et al. Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha. [En línea]. (Trabajo de titulación). Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca, Cuenca-Ecuador. 2013. págs. 30-132. [Consulta: 2023-09-22]. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/13709/1/UPS-CT002743.pdf>

BAÑEGIL COLLADO, Raquel & SAINZ DE ROBLES, Federico. Investigación de los materiales para impresión 3d de los tejidos. [En línea]. (Trabajo de titulación) (Maestría). Universidad Politécnica de Madrid. Madrid-España. 2022. págs. 8-48. [Consulta: 2023-09-10]. Disponible en: https://oa.upm.es/71120/3/TFM_RAQUEL_BANEGIL_COLLADO.pdf

CHRISTOPH, Rainer, et al. “Manufactura aditiva”. *ResearchGate* [en línea], 2017, (El salvador), págs. 97-104. [Consulta: 20 de septiembre 2023]. ISSN 1992-6510. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/315879628_Manufactura_Aditiva

ENCALADA SEMINARIO, Gabriel Ángel. Análisis cinemático de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía. [En línea]. (Trabajo de titulación). Universidad de Politécnica Salesiana Sede Cuenca. Cuenca-Ecuador. 2018. págs. 23-112. [Consulta: 2023-09-30]. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/16530/1/UPS-CT008023.pdf>

E3D+VET. “Guía técnica de impresión 3d”. *Erasmus3d+* [en línea], 2017, (Unión Europea), vol. 1, págs. 1-32. [Consulta: 22 de octubre 2023]. Disponible en: <https://www.e3dplusvet.eu/wp-content/docs/O1A1-ES-RES.pdf>

LINARES ENRÍQUEZ, Alejandro & ROSAS ACOSTAS, Daniel. “Desarrollo de prótesis electromecánica de miembro superior”. *Ecorfan* [en línea], 2019, (Taiwán), vol. 3, págs. 1-8. [Consulta: 10 de octubre 2023]. Disponible en: https://www.ecorfan.org/taiwan/research_journals/Ingenieria_Biomedica_y_Biotecnologia/vol3_num10/Revista_de_Ingenier%C3%ADa_Biom%C3%A9dica_y_Biotecnol%C3%B3gica_V3_N_10_4.pdf

LOPESINO RIVERA, Daniel. Análisis y mejora del diseño de una mano protésica. [En línea]. (Trabajo de titulación). Universidad Politécnica de Madrid. Madrid-España. 2018. págs. 9-19. [Consulta: 2023-10-12]. Disponible en: https://oa.upm.es/50450/1/TFG_DANIEL_LOPESINO_RIVERA.pdf

MUÑOZ BRAVO, Laura María. Diseño y mejora de dispositivos de asistencia robóticos para personas con amputación de miembro superior. [En línea]. (Trabajo de titulación). Universidad de Antioquia. Antioquia-Colombia. 2023. págs. 17-43. [Consulta: 2023-10-12]. Disponible en:

https://bibliotecadigital.udea.edu.co/bitstream/10495/34033/4/MunozLaura_2023_DispositivoAsistenciaRobotico.pdf

OLAYA ESCOBAR, Erika Sofía, et al. “Despliegue de la función calidad (QFD): beneficios y limitaciones detectados en su aplicación al diseño de prótesis mioeléctrica de mano”. *Unal* [en línea], 2005, (Colombia), vol. 1, págs. 30-38. [Consulta: 10 de octubre 2023]. Disponible en: <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/28669>

REINO FLORES, Manuel & GALAN MARIN, Gloria. *Cinemática de mecanismos planos. Teoría y Problemas resueltos* [en línea]. 1ª ed. Cáceres-ESPAÑA: Universidad de extrema dura. Servicio de publicaciones, 2020. [Consulta: 05 octubre 2023]. Disponible en: <https://dehesa.unex.es/bitstream/10662/11670/1/978-84-09-25222-0.pdf>

ROMERO RINCON, Iván Manuel & PEREZ BERTEL, Iván Gabriel. Diseño y construcción de una prótesis de miembro superior. [En línea]. (Trabajo de titulación). Universidad pontificia bolivariana escuela de ingeniería y administración facultad de ingeniería mecánica. Bucaramanga-Colombia. 2007. págs. 31-79. [Consulta: 2023-10-01]. Disponible en: https://repository.upb.edu.co/bitstream/handle/20.500.11912/130/digital_15505.pdf?sequence=1&isAllowed=y

ROSES, Rodolfo Edgar, et al. *Dibujo y Diseño Asistido por Computadora* [en línea]. ARGENTINA: Facultad de Ingeniería, 2018. [Consulta: 11 octubre 2023]. Disponible en: <https://www.unsj.edu.ar/unsjVirtual/dibujoasistido/wp-content/uploads/Teor%C3%ADa-y-Pr%C3%A1ctica-DAC-2018.pdf>

ROSSI, Hernán Gustavo. Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado. [En línea]. (Trabajo de titulación). Universidad nacional de San Martín. 2019. págs. 14-47. [Consulta: 2023-11-12]. Disponible en: <https://ri.unsam.edu.ar/bitstream/123456789/1323/1/TING%20ESCYT%202019%20RHG.pdf>

VARGAS, Oscar, et al. “Construcción y pruebas de funcionamiento de un prototipo robótico para prótesis humana”. *Espirales* [en línea], 2019, (España), págs. 1-10. [Consulta: 22 de septiembre 2023]. e-ISSN 2550-6832. Disponible en: <https://www.revistaespirales.com/index.php/es/article/view/712>

Total 14 referencias bibliográficas