



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS
PARA AMPUTACIÓN TRANSHUMERAL DE DOS GRADOS DE
LIBERTAD MEDIANTE CONTROL DE VOZ Y ACTIVACIÓN
POR ALEXA**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERA/O MECÁNICA/O

AUTORES:

SHIRLEY KATHERINE REINOSO SALAZAR

CARLOS DAVID VILLA SAMANIEGO

Riobamba – Ecuador

2023



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE MECÁNICA

CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS
PARA AMPUTACIÓN TRANSHUMERAL DE DOS GRADOS DE
LIBERTAD MEDIANTE CONTROL DE VOZ Y ACTIVACIÓN
POR ALEXA**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERA/O MECÁNICA/O

AUTORES: SHIRLEY KATHERINE REINOSO SALAZAR

CARLOS DAVID VILLA SAMANIEGO

DIRECTOR: ING. GEOVANNY GUILLERMO NOVILLO ANDRADE

Riobamba – Ecuador

2023

© 2023, Shirley Katherine Reinoso Salazar; Carlos David Villa Samaniego

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 del Autor.

Nosotros, Shirley Katherine Reinoso Salazar y Carlos David Villa Samaniego, declaramos que el presente Trabajo de Integración Curricular es de nuestra autoría y los resultados de este son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autores asumimos la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Integración Curricular; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 04 de diciembre de 2023



Shirley Katherine Reinoso Salazar
180466624-4



Carlos David Villa Samaniego
060440026-7

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El Trabajo de Integración Curricular; Tipo: Proyecto Técnico, **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN TRANSHUMERAL DE DOS GRADOS DE LIBERTAD MEDIANTE CONTROL DE VOZ Y ACTIVACIÓN POR ALEXA**, realizado por la señorita **SHIRLEY KATHERINE REINOSO SALAZAR** y el señor **CARLOS DAVID VILLA SAMANIEGO**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Dr. Marco Homero Almendariz Punte PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2023-12-04
Ing. Geovanny Guillermo Novillo Andrade DIRECTOR DE TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2023-12-04
Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba ASESOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2023-12-04

DEDICATORIA

A mi hija cuyo amor ha sido la fuerza impulsadora detrás de mi éxito académico. A mi familia, les agradezco por su constante aliento, por inculcarme valores sólidos y por ser mi inspiración para perseguir mis sueños. A mis amigos, les agradezco por su lealtad, por sus palabras de aliento y por ser mi red de apoyo en los momentos difíciles. También dedico este logro a mis maestros y mentores que formaron parte de mi vida estudiantil, cuya guía y conocimiento han sido fundamentales en mi formación académica para poder cumplir una etapa de mi vida. A cada una de estas personas, les agradezco de corazón por ser parte de mi vida y por haber contribuido de alguna manera a este logro. Este trabajo de titulación es el resultado del esfuerzo conjunto de todos ustedes, y lo dedico con profunda gratitud.

Shirley Reinoso

Dedico este trabajo de titulación a las personas que han dejado una huella imborrable en mi camino, brindándonos su amor, apoyo y aliento incondicional. A mi mamá y papá (Magdalena-Marcelo), ustedes han sido la fuente de mi fortaleza desde el principio. Sus sacrificios y orientación me han guiado en cada paso. Gracias por ser mi faro en la oscuridad y mi refugio seguro. A mis queridos hermanos (Renato-Marcela-Rafael), su compañía ha convertido los desafíos en aventuras y los momentos importantes en recuerdos compartidos. Su cariño y complicidad son un regalo que valoramos más allá de las palabras. A mis amigos (Felipe-Leo-Jorge-Shirley-Alexis-Ramon), quienes han llenado mi viaje con risas, ánimo y momentos de respiro. Su amistad ha sido un bálsamo para el alma en los momentos más agotadores. A través de las risas y lágrimas, han estado a mi lado y por ello estoy profundamente agradecido. Cada uno de ustedes ha sido un pilar en este viaje, y este logro lleva un pedacito de su amor y apoyo. Con gratitud infinita, dedicamos este trabajo a aquellos que han hecho posible este capítulo en nuestras vidas.

Carlos Villa

AGRADECIMIENTO

Queremos expresar el más sincero agradecimiento a todas las personas que contribuyeron directa o indirectamente en la realización de este trabajo de titulación al igual que a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, hoy por darnos la oportunidad de obtener una profesión y ser una ayuda para la sociedad. Agradecemos a nuestro director de tesis por su orientación experta, apoyo constante y valiosos comentarios que enriquecieron este trabajo. También queremos agradecer a nuestras familias y amigos por su apoyo incondicional y palabras de aliento durante todo este proceso. Este reconocimiento se extiende a todos los profesores y profesionales que compartieron sus conocimientos y experiencias a lo largo de la carrera. Este logro no habría sido posible sin el valioso respaldo de cada una de estas personas. Gracias a todos por su ayuda y confianza.

Shirley Reinoso & Carlos Villa

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	xii
ÍNDICE DE ANEXOS	xv
RESUMEN.....	xvi
SUMMARY	xvii
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1	DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA	2
1.1	Planteamiento del problema	2
1.2	Justificación.....	3
1.2.1	<i>Justificación teórica</i>	3
1.2.2	<i>Justificación metodológica</i>	4
1.2.3	<i>Justificación socioeconómica</i>	4
1.3	Objetivos.....	4
1.3.1	<i>Objetivo general</i>	4
1.3.2	<i>Objetivos específicos</i>	5

CAPÍTULO II

2	MARCO TEÓRICO	6
2.1	Niveles de amputaciones.....	6
2.1.1	<i>Amputación transhumeral</i>	6
2.2	Historia de la prótesis de brazo	7
2.3	Descripción de necesidades	9
2.3.1	<i>Prótesis transhumeral</i>	9
2.3.2	<i>Prótesis transhumeral con codo estático</i>	10
2.3.3	<i>Prótesis transhumeral con rotación de muñeca</i>	11
2.3.4	<i>Prótesis transhumeral con movimiento de mano tipo garra</i>	12
2.4	Normativa.....	13
2.4.1	<i>RTE INEN 121</i>	13
2.4.2	<i>NTE INEN-ISO 22523</i>	14
2.5	Diseño de materialización	15

2.5.1	Modelado 3D	15
2.5.2	Ingeniería de detalles	16
2.5.2.1	<i>Rediseño mecánico de prótesis de mano</i>	16
2.5.2.2	<i>Diseño mecánico de prótesis de brazo</i>	17
2.5.3	Selección de materiales	17
2.5.3.1	<i>PLA</i>	17
2.5.3.2	<i>PLA+</i>	18
2.5.4	Fabricación y activación	19
2.5.4.1	<i>Impresión 3D</i>	19
2.5.4.2	<i>Actuadores</i>	20
2.5.4.3	<i>ESP8266</i>	21
2.5.4.4	<i>Sistema de activación por voz</i>	21
2.5.4.5	<i>Sistema de reconocimiento de voz</i>	22
2.5.4.6	<i>Controlador de la placa ESP8266</i>	22
2.5.5	Pruebas, tolerancias y ajuste	23
2.5.6	Producto final	23
2.5.6.1	<i>Calidad del producto</i>	23
2.5.6.2	<i>Costos de producción</i>	23

CAPÍTULO III

3	MARCO METODOLÓGICO	25
3.1	Metodología del diseño	25
3.2	Definición del producto	26
3.2.1	<i>Recopilación de información</i>	26
3.2.2	<i>Construcción de la casa de la calidad QFD</i>	27
3.2.2.1	<i>Características técnicas</i>	27
3.2.2.2	<i>Desarrollo de la casa de la calidad</i>	27
3.2.3	<i>Construcción de matriz morfológica de alternativas</i>	29
3.2.3.1	<i>Análisis de alternativas</i>	30
3.2.3.2	<i>Selección de alternativa</i>	30
3.3	Diseño conceptual	30
3.3.1	<i>Funcionamiento del mecanismo</i>	30
3.3.1.1	<i>Mecanismo</i>	30
3.3.1.2	<i>Grados de libertad del mecanismo</i>	33
3.3.2	<i>Funcionamiento del sistema electrónico</i>	36
3.3.2.1	<i>Control electrónico</i>	36

3.4	Diseño de materialización	37
3.4.1	<i>Diseño y construcción de la prótesis</i>	37
3.4.1.1	<i>Modelado de la mano</i>	37
3.4.1.2	<i>Modelado del brazo</i>	42
3.4.1.3	<i>Selección del material</i>	45
3.4.1.4	<i>Parámetros de impresión 3D.....</i>	46
3.4.2	<i>Definición del sistema electrónico</i>	48
3.4.2.1	<i>Definición de módulos</i>	49
3.4.2.2	<i>Selección de los actuadores.....</i>	49
3.5	Diseño de funcionalidad	50
3.5.1	<i>Parámetros de funcionalidad</i>	50
3.5.2	<i>Simulaciones</i>	50
3.5.2.1	<i>Simulación en Adams.....</i>	50
3.5.2.2	<i>Simulación en Ansys</i>	57
3.5.3	<i>Código de programación</i>	62
3.5.3.1	<i>Configuración en Sinric Pro.....</i>	62
3.5.3.2	<i>Configuración en Alexa</i>	69

CAPÍTULO IV

4	ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS.....	72
4.1	Resultados en Adams.....	72
4.2	Resultado en Ansys.....	73
4.3	Construcción del primer prototipo	74
4.4	Parámetros de impresión del prototipo final de la prótesis de brazo	75
4.4.1	<i>Parámetros de impresión 3D</i>	76
4.4.2	<i>Parámetros de la impresora 3D.....</i>	76
4.5	Construcción del prototipo final.....	77
4.5.1	<i>Tamaño de la prótesis transhumeral.....</i>	78
4.5.2	<i>Peso de la prótesis transhumeral.....</i>	78
4.5.3	<i>Parámetros de trabajo de la mano</i>	79
4.5.4	<i>Parámetros de trabajo de la muñeca.....</i>	79
4.5.5	<i>Comandos.....</i>	80
4.6	Código de control para el movimiento de la prótesis de brazo.....	80
4.7	Montaje de la prótesis de brazo.....	84
4.8	Pruebas	86
4.8.1	<i>Objetos seleccionados con sus pesos para pruebas de agarre.....</i>	87

4.8.2	<i>Registro de pruebas de agarre y funcionamiento</i>	90
4.9	Análisis de costos	92
4.9.1	<i>Costos directo</i>	92
4.9.1.1	<i>Costo de mano de obra y transporte</i>	93
4.9.1.2	<i>Costo de equipos y herramientas</i>	93
4.9.1.3	<i>Costo de transporte</i>	93
4.9.1.4	<i>Costo total directo</i>	94
4.9.2	<i>Costos indirectos</i>	94
4.9.3	<i>Costos totales</i>	94

CAPÍTULO V

5	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	94
5.1	CONCLUSIONES	95
5.2	RECOMENDACIONES	96

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2-1:	Clasificación topográfica de Schwartz	6
Tabla 3- 1:	Análisis de competencias	27
Tabla 3- 2:	Matriz morfológica de alternativas.....	29
Tabla 3- 3:	Partes del mecanismo de la mano de la prótesis.....	32
Tabla 3- 4:	Número de eslabones, uniones principales y uniones de orden superior	33
Tabla 3- 5:	Características del servomotor MG995	36
Tabla 3- 6:	Características de la placa ESP32.....	36
Tabla 3- 7:	Cantidad de eslabones en el mecanismo.....	40
Tabla 3- 8:	Selección de tornillos	40
Tabla 3- 9:	Dimensionamiento de los dedos	41
Tabla 3- 10:	Características del PLA+	45
Tabla 3- 11:	Parámetros de impresión del PLA.	46
Tabla 4- 1:	Parámetros de impresión del PLA+.....	76
Tabla 4- 2:	Características de la impresora 3D	76
Tabla 4- 3:	Dimensiones del prototipo de prótesis transhumeral.....	78
Tabla 4- 4:	Especificaciones físicas del sistema motriz.....	78
Tabla 4- 5:	Parámetros de trabajo de la mano.....	79
Tabla 4- 6:	Parámetros de trabajo de la muñeca.	79
Tabla 4- 7:	Lista de comandos.	80
Tabla 4- 8:	Pasos y tiempos promedio de montaje.	84
Tabla 4- 9:	Objetos de prueba.	87
Tabla 4- 10:	Objetos seleccionados para las pruebas de agarre.	87
Tabla 4- 11:	Cumplimiento de pruebas de agarre y funcionamiento	91
Tabla 4- 12:	Costos de materiales.....	92
Tabla 4- 13:	Costos de mano de obra.....	93
Tabla 4- 14:	Costos de equipos y herramientas	93
Tabla 4- 15:	Costos de mano de obra.....	93
Tabla 4- 16:	Costos totales directos	94
Tabla 4- 17:	Costos indirectos	94
Tabla 4- 18:	Costos totales.....	94

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1-1:	Total de personas con discapacidad física en el Ecuador.....	2
Ilustración 2-1:	Amputación transhumeral	7
Ilustración 2-2:	Evolución de prótesis	8
Ilustración 2-3:	Prótesis de Unyq	8
Ilustración 2-4:	Prótesis transhumeral	10
Ilustración 2-5:	Ángulo de transporte de la articulación del codo	11
Ilustración 2-6:	Comparativa de propiedades técnicas de materiales para impresión 3D	18
Ilustración 2-7:	Material PLA para impresión 3D	19
Ilustración 2-8:	Impresión 3D.....	20
Ilustración 2-9:	ESP8266.....	21
Ilustración 2-10:	Prótesis activada mediante el celular.....	22
Ilustración 2-11:	Prototipo de prótesis de mano	24
Ilustración 3-1:	Metodología de diseño de la prótesis transhumeral	26
Ilustración 3-2:	Casa de la calidad.....	28
Ilustración 3-3:	Mecanismo de la prótesis de mano	31
Ilustración 3-4:	Ensamble del mecanismo de apertura y cierre de la mano.....	33
Ilustración 3- 5:	Clase, grados de libertad, esquema, nombre y símbolo de pares	35
Ilustración 3-6:	Modelado 3D de prótesis de mano	38
Ilustración 3-7:	Diseño de eslabones	39
Ilustración 3- 8:	Palma de la mano en Ultimaker Cura.....	41
Ilustración 3- 9:	Bosquejo de la prótesis del codo	42
Ilustración 3- 10:	Opción para generar el plano de corte en Meshmixer.....	43
Ilustración 3- 11:	Modelado del brazo y asignación de cortes.....	43
Ilustración 3- 12:	Opciones de corte en Meshmixer	44
Ilustración 3- 13:	Inserción de figura rectangular con el tamaño del servomotor	44
Ilustración 3- 14:	Extrusión de corte para la ubicación del servomotor	45
Ilustración 3- 15:	Parámetros de impresión 3D mediante Ultimaker Cura.....	47
Ilustración 3- 16:	Vista previa del prototipo de brazo en Ultimaker Cura.....	47
Ilustración 3- 17:	Circuito electrónico de prótesis transhumeral	48
Ilustración 3- 18:	Descripción de funcionalidad.....	49
Ilustración 3- 19:	Estructura modular	49
Ilustración 3- 20:	Ensamble para simulación en Adams.....	51
Ilustración 3- 21:	Exportación en formato “.Step” del ensamble a Adams	51
Ilustración 3- 22:	Aplicación de restricciones en el brazo.....	52

Ilustración 3- 23: Aplicación de restricciones en el codo	52
Ilustración 3- 24: Aplicación de restricciones en el antebrazo	52
Ilustración 3- 25: Aplicación de restricciones en la palma y dorso de la mano.....	53
Ilustración 3- 26: Aplicación del comando revolute joint para la simulación	53
Ilustración 3- 27: Asignación de movimiento mediante rotational joint motion	54
Ilustración 3- 28: Verificación del movimiento rotacional de muñeca en Adams.....	54
Ilustración 3- 29: Selección para modificación del movimiento	55
Ilustración 3- 30: Ventana para modificar el movimiento	55
Ilustración 3- 31: Ventana simulation control de Adams	56
Ilustración 3- 32: Ventana de visualización de curvas de movimiento	56
Ilustración 3- 33: Pasos para la obtención de curvas de movimiento en Adams.....	56
Ilustración 3- 34: Eslabón curvo del mecanismo de la mano.	57
Ilustración 3- 35: Asignación de la malla al eslabón curvo.....	58
Ilustración 3- 36: Deformación total del eslabón curvo [0.39218mm].....	58
Ilustración 3- 37: Esfuerzo equivalente del eslabón curvo en MPa.....	59
Ilustración 3- 38: Selección del servomotor para cambio de material en Ansys.	59
Ilustración 3- 39: Pasos para visualización del método de malla.	60
Ilustración 3- 40: Pasos para la especificación del tamaño de la malla.	60
Ilustración 3- 41: Pasos para la refinación de la malla.	61
Ilustración 3- 42: Resultados del mallado.....	61
Ilustración 3- 43: Selección de fixed suport.	61
Ilustración 3- 44: Asignación de fuerzas.	62
Ilustración 3- 45: Pasos para la visualización de resultados en Ansys.	62
Ilustración 3- 46: Ventana de inicio de sesión de Sinric Pro.....	63
Ilustración 3- 47: Configuración de la plantilla de Sinric Pro.	63
Ilustración 3- 48: Valores de modo en la apertura y cierre de la mano.	64
Ilustración 3- 49: Valores de modo en el giro de la mano.	64
Ilustración 3- 50: Configuración del dispositivo en Sinric Pro.....	65
Ilustración 3- 51: Configuración del dispositivo en Sinric Pro.....	65
Ilustración 3- 52: Código de programación denominado “main.ino” de Sinric Pro	67
Ilustración 3- 53: Código de programación denominado “Comandosdelbrazo.h”	68
Ilustración 3- 54: Ventada de comandos de Sinric Pro desde el celular.....	69
Ilustración 3- 55: Skill o habilidad de Sinric Pro para Alexa	69
Ilustración 3- 56: Activación de Skill o habilidad de Sinric Pro en Alexa	70
Ilustración 3- 57: Ventana del dispositivo “Brazo” en Alexa.....	70
Ilustración 3- 58: Ventana para establecimiento de rutinas en Alexa.....	71

Ilustración 4- 1:	Gráfica de posición vs tiempo de la muñeca de la prótesis.....	72
Ilustración 4- 2:	Gráfica de velocidad vs tiempo de la muñeca de la prótesis.....	72
Ilustración 4- 3:	Gráfica de aceleración vs tiempo de la muñeca de la prótesis.	73
Ilustración 4- 4:	Deformación total de la muñeca.....	73
Ilustración 4- 5:	Esfuerzo tensor de la muñeca.....	74
Ilustración 4- 6:	Esfuerzo von-Mises de la muñeca.....	74
Ilustración 4- 7:	Primer prototipo de prótesis de brazo.	75
Ilustración 4- 8:	Prototipo final de la mano.	77
Ilustración 4- 9:	Prototipo final del brazo.....	77
Ilustración 4- 10:	Código final de programación.....	83
Ilustración 4- 11:	Carga del código de programación a la placa wifi ESP32.	84
Ilustración 4- 12:	Pruebas de funcionamiento de la prótesis de brazo.....	92

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: PLANOS DE PRÓTESIS DE MANO DERECHA

ANEXO B: PLANOS DE PALMA & DORSO

ANEXO C: PLANOS DE PULGAR & ÍNDICE

ANEXO D: PLANOS DE CORAZÓN, ANULAR & MEÑIQUE

ANEXO E: PLANOS DE F. ÍNDICE & F. MEDIO

ANEXO F: PLANOS DE F. ANULAR & F. MEÑIQUE

ANEXO G: PLANOS DE ESLABONES

RESUMEN

El trabajo de integración curricular tuvo como objetivo principal desarrollar un prototipo de prótesis transhumeral de dos grados de libertad activada mediante control de voz y Alexa. La prótesis cuenta con dos movimientos los cuales son la apertura y cierre de la mano como también el giro a pronación y supinación de esta. Mediante las medidas antropométricas de uno de los autores, se diseñó un prototipo estético y funcional que cumple con las medidas de tolerancia y ajuste adecuadas. Se dio uso de distintos softwares CAD, CAM y CAE donde se creó modelados en 3D, se optimizó los procesos de fabricación mediante el uso de impresoras 3D y se simuló el análisis cinemático y de resistencia estructural del mecanismo. Con respecto a la funcionalidad se programó y configuró el prototipo mediante el uso de aplicaciones ya existentes y gratuitas para llevar a cabo la activación mediante control de voz para el agarre de objetos facilitando el aprendizaje de utilización del prototipo para los usuarios además que ellos pueden ingresar más comandos de voz personalizados a sus necesidades. El diseño y construcción de este prototipo de prótesis busca mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones superiores al proporcionarles una funcionalidad básica pero muy necesaria para la autonomía de los usuarios en sus actividades diarias.

Palabras clave: <PROTOTIPO> <PRÓTESIS TRANSHUMERAL> <GRADOS DE LIBERTAD> <CONTROL DE VOZ> <ANTROPOMETRÍA>

0235-DBRA-UPT-2024



SUMMARY

The main objective of the curricular integration work was to develop a prototype of a transhumeral prosthesis with two degrees of freedom activated by voice control and Alexa. The prosthesis has two movements: the opening and closing of the hand and its rotation to pronation and supination. Using the anthropometric measurements of one of the authors, an aesthetic and functional prototype was designed that meets the appropriate tolerance and fit measurements. Different CAD, CAM, and CAE software were used where 3D modeling was created, the manufacturing processes were optimized using 3D printers, and the mechanism's kinematic and structural resistance analysis was simulated. Concerning functionality, the prototype was programmed and configured through the use of already existing and free applications to carry out activation through voice control for grasping objects, facilitating the learning of the use of the prototype for users, in addition to allowing them to enter More voice commands customized to your needs. The design and construction of this prosthesis prototype seek to improve the quality of life of people with upper amputations by providing them with basic but essential functionality for the autonomy of users in their daily activities.

Keywords: <PROTOTYPE> <TRANSHUMERAL PROSTHESIS> <DEGREES OF FREEDOM> <VOICE CONTROL> <ANTHROPOMETRY>.



Lic. Luis Francisco Mantilla Cabrera Mgs.
0603747809

INTRODUCCIÓN

La tecnología de prótesis de brazo que se basan en la automatización y el control electrónico ha avanzado en los últimos años, permitiendo a las personas que hayan perdido un miembro superior debido a diversas circunstancias recuperar en parte la funcionalidad sin olvidar que estos no reemplazan al miembro original, pero si ayudan mejorando la calidad de vida de las personas amputadas. Estas prótesis se han convertido en una herramienta invaluable para elevar el estilo de vida y la autonomía de las personas con discapacidades físicas, y su diseño, construcción y pruebas son procesos críticos en el desarrollo de estas tecnologías.

El trabajo se llevó a cabo debido a la importancia de las prótesis de brazo funcionales ya que para la sociedad son incalculable los beneficios de estas. Permiten a las personas con discapacidades físicas recuperar una funcionalidad limitada o completa en sus extremidades superiores, lo que les permite realizar actividades cotidianas, trabajar y participar en la sociedad de manera más completa. Además, las prótesis de brazo electromecánicas también pueden mejorar la salud emocional y mental del usuario, ya que les permite recuperar su independencia y confianza en sí mismos.

El diseño de la prótesis de brazo electromecánica fue un proceso complejo que implica la combinación de diferentes disciplinas, como la ingeniería mecánica, la electrónica y la robótica, pero debido a los avances tecnológicos cada vez son más simples de llevarse a cabo como es el caso de la domótica permitiendo un comando de voz mediante aplicaciones ya existentes y gratuitas como lo son Sinric Pro y Alexa.

Una vez construida y domotizada, la prótesis debió ser sometida a pruebas rigurosas donde fue posible verificar que sea segura, eficiente y cumpla con las necesidades básicas del usuario. Las pruebas debían incluir pruebas de carga, pruebas de velocidad de respuesta y pruebas de rendimiento, entre otras.

Para el correcto funcionamiento de la prótesis se utilizará información de trabajos realizados anteriormente de calidad donde servirán como base para llevar a cabo un nuevo prototipo con mejoras para un mayor número de usuarios cumpliendo parámetros de diseño como lo es una prótesis funcional, estéticamente agradable y económica para el usuario.

CAPÍTULO I

1 DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del problema

Mediante una investigación de personas con discapacidad en Ecuador existen 131.776 de los cuales el 61,25% que es igual a 78.878 hombres adultos entre los 19 años hasta los 64 años que tienen una discapacidad física entre estas una amputación transhumeral (CONADIS, 2023).

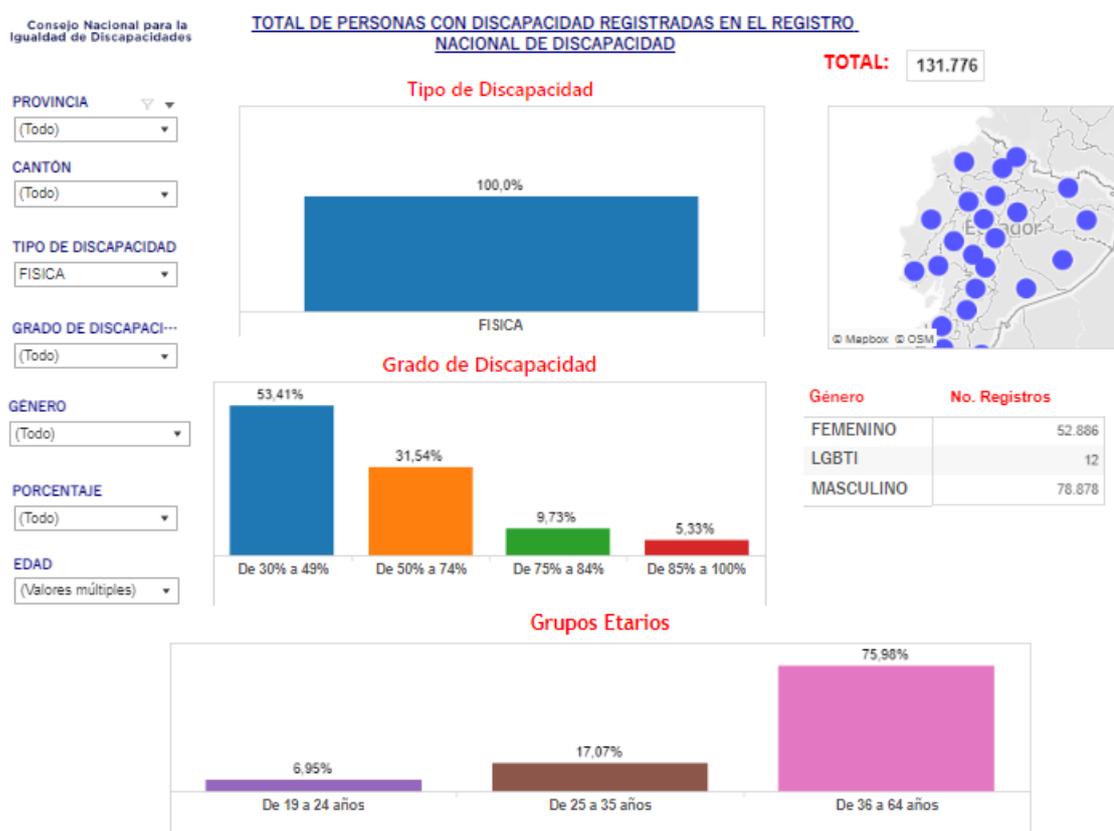


Ilustración 1-1: Personas con discapacidad física en el Ecuador

Fuente: CONADIS, 2023

En Ecuador una prótesis tiene un valor económico entre veinte mil y sesenta mil dólares americanos en el mercado, dependiendo del tipo de amputación y la funcionalidad, existiendo pocas entidades entre públicas y privadas que dan una solución a esta problemática ya que las personas que sufren de alguna mal formación o pérdida de miembros son generalmente de escasos recursos y no son capaces de optar por una prótesis por lo que se encuentran limitados para poder

realizar algunos tipos de trabajos específicos o tener una vida cotidiana relativamente normal, lo que esto en muchas personas no solo provocan un problema físico sino en casi todos los casos lleva además un problema psicológico.

Actualmente, una prótesis útil que sea funcional y estéticamente visible alcanza costos económicos elevados como también una prótesis puramente estética de costos comerciales no es funcional, sin embargo, muchas personas tienen que optar por ellas debido a que no cuentan con los sustentos económicos necesarios para una prótesis funcional. Ante este panorama, se procede a fabricar una prótesis transhumeral con dos grados de libertad que permita realizar una serie de movimientos básicos, funcionales y con costos económicamente moderado por lo que es capaz de estar al alcance de todas las personas brindando una movilidad la cual es de utilidad para poder realizar tareas cotidianas y ayudan de esta manera a las personas a realizar actividades de la vida cotidiana.

La impresión 3D es una tecnología innovadora y accesible para la fabricación de prótesis de brazo. Sin embargo, existen desafíos en el diseño y construcción de prótesis de brazo en impresión 3D que aún deben ser abordados. Estos desafíos incluyen la necesidad de mejorar la resistencia y durabilidad de los materiales utilizados, así como la precisión en la fabricación de piezas las cuales pueden ser personalizadas que encajen perfectamente para proporcionar una mayor funcionalidad y comodidad a cada usuario.

La prótesis tiene un tiempo de vida útil lo cual su carcasa mediante modelado 3D crea un diseño de prótesis ergonómico y mediante la impresión 3D es duradera, precisa y cómoda para el usuario. Como también, en su estructura dando uso de diferentes materiales y técnicas de impresión 3D mejora la calidad y resistencia de las piezas. Con estos esfuerzos, se mejora la accesibilidad y la calidad de las prótesis de brazo en impresión 3D, por lo que tiende a mejorar la calidad de vida y la autonomía de las personas con discapacidades físicas.

1.2 Justificación

1.2.1 Justificación teórica

En el desarrollo del prototipo se considera conocimientos tanto teóricos como prácticos adquiridos en el transcurso de la carrera en el cual es necesario aplicar conocimientos de Mecanismos, Método de Elemento Finito, Diseño de Equipos y Elementos Mecánicos, Electrónica, Materiales y Dinámica para tener un desarrollo completo del prototipo, con todos

estos conocimientos se llega a un prototipo de prótesis funcional y de aspecto estilizado considerando también la ergonomía.

En los últimos años, ha habido un notable avance en el campo de las prótesis, especialmente en términos de diseño y control. La integración de tecnologías como el control de voz y las aplicaciones móviles ofrece nuevas oportunidades para mejorar la funcionalidad y la experiencia de uso de las prótesis, lo cual es importante para aumentar la autonomía y calidad de vida de los usuarios con amputaciones transmurales.

1.2.2 Justificación metodológica

Para el desarrollo del diseño del prototipo se considera conocimientos teóricos y prácticos aplicados por medio de varios softwares como SolidWorks los cuales van a validar dicho prototipo, no solo estético sino también funcional, además se lo construye en su mayoría dando uso de la impresión 3D la cual ayudará a tener un modelo exacto aplicando así un método teórico-práctico para solventar la problemática.

1.2.3 Justificación socioeconómica

Con este trabajo se llega a instituciones, organizaciones y a personas con discapacidades físicas que requieren una prótesis transhumeral a costos moderados, ya que en el Ecuador al ser prótesis funcionales son demasiado costosas por lo que no están al alcance de muchos. Aplicando conocimientos de ingeniería y métodos de construcción innovadores se logra reducir la barrera económica y tener un prototipo de prótesis funcional y de bajo costo dirigido a todo tipo de personas que tengan esta afectación.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo de prótesis para amputación transhumeral de dos grados de libertad mediante control de voz y activación por Alexa.

1.3.2 Objetivos específicos

- Determinar los requerimientos funcionales y parámetros de diseño en base al diseño conceptual.
- Realizar el diseño conceptual de la prótesis mediante software CAD de acuerdo con los requerimientos funcionales.
- Verificación de resistencia de las partes para un hombre adulto ecuatoriano mediante software CAE.
- Construir las partes mediante impresión 3D.
- Analizar el mecanismo y automatización activado mediante control de voz y Alexa.
- Evaluar la capacidad de agarre mediante distintas pruebas de funcionalidad.

CAPÍTULO II

2 MARCO TEÓRICO

2.1 Niveles de amputaciones

Según Rodríguez (2014, p. 24) mientras mayor haya sido el nivel de amputación, más articulaciones pierde, hay una menor potencia, por lo que existe una pérdida muscular con menos palanca para una prótesis. Es por esta razón que se debe preservar en la medida de lo posible una longitud y nivel funcional, es decir, se debe conservar la mayor cantidad de articulaciones posibles.

Tabla 2-1: Clasificación topográfica de Schwartz

Clasificación topográfica de Schwartz	
Miembros superiores	Miembros Inferiores
Interescapulotorácico	Hemipelvectomía
Desarticulación de hombro	Desarticulación de cadera
Amputación por encima de codo (A.E.)	Amputación por encima de la rodilla (A.K.)
Desarticulación de codo	Desarticulación de rodilla
Amputación muy corta bajo codo	Amputación corta bajo rodilla
Amputación por debajo de codo (B.E.)	Amputación por debajo de rodilla (B.K.)
Amputaciones parciales de mano	Amputaciones parciales de pie

Fuente: Gonzales, 2017

2.1.1 Amputación transhumeral

Para Zúñiga (2018, p. 4) cuando la extirpación del brazo es presentada por encima del codo es denominada amputación transhumeral, es decir, a través del humero. El nivel de la amputación es determinado por la altura del corte del cual depende la funcionalidad que adquiere el muñón o remanente del brazo, ya que tendrá que sostener un socket para el uso de una prótesis, ya que en ciertos niveles los movimientos como flexo-extensión (movimiento del codo) y pronosupinación (rotación de la muñeca) requerirán de otro tipo de accionamiento como el caso de dar uso de una prótesis (Oxolón, 2018).



Ilustración 2-1: Amputación transhumeral

Fuente: Efisioterapia, 2016

2.2 Historia de la prótesis de brazo

Empleando las palabras de Escrivá (2019, p.16), sobre la historia de las prótesis, una de las primeras prótesis fue registrada entre 950 y 710 a. C. siendo este un dedo de madera y cuero funcional que se encontraba en una momia egipcia femenina. En Italia, Capua se descubrió una prótesis con forma de pierna que data del año 300 a. C. El caso del General romano Marcus Sergius, mismo que usó una mano de hierro durante la Segunda Guerra Púnica (218-210 a. C.) con la que llevaba su espada, esta es la primera mano de hierro registrada. En la Edad Media aquellos Caballeros de oficio con amputaciones ya sea mano o pierna se le diseñó una prótesis que era ideal para soportar el escudo o a su vez la pierna en el estribo del caballo, siendo así uno de los primeros diseños funcionales con muy poca atención.

Durante ese tiempo, las prótesis generalmente fueron hechas con hierro, acero, cobre o madera. En vista de la gran cantidad de amputados por la guerra fue que comenzaron a tomar importancia sobre los diseños que permitan más movimiento. El cirujano de tropas Ambroise Paré, inventó una mano de hierro con muñeca y dedos móviles articulados, pero el pulgar se mantuvo rígido, mientras que la posición del resto de los dedos podría fijarse utilizando una serie de mecanismos, lo que permitió el agarre de plumas o espadas (Escriba, 2019, p.17).

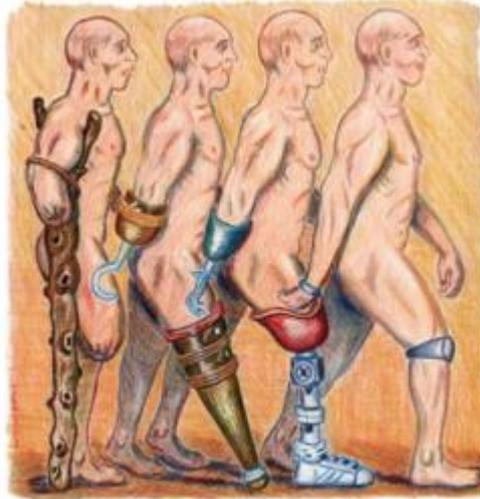


Ilustración 2-2: Evolución de prótesis

Fuente: Escrivá, 2019

La FDM es un modelado por deposición fundida en la impresión 3D volviéndolo el más popular, económico y el más conocido en la actualidad hecho por Evan Kuester siendo el “Ivania 2.0” el modelo no mecánico que fue impreso en 3D durante 45 horas. En los últimos tiempos existen prótesis utilizado el FDM en materiales tales como: ABS y Poliamida. El ABS de la empresa Unyq Style que tiene cubiertas impresas en 3D y, el de Poliamida que es elaborado por Unyq Performance del mismo modo (Escrivá, 2019, p.20).



Ilustración 2-3: Prótesis de Unyq

Fuente: Sevilla World

2.3 Descripción de necesidades

El objetivo de una prótesis es reemplazar la falta total o partes de un órgano o miembro. En este caso, parte del brazo y la mano completa, en vista de ello se toman en cuenta las siguientes necesidades a contemplar en la prótesis para llevar a cabo el diseño.

- Estética: es la parte atractiva de la prótesis a la vista del usuario.
- Dimensiones: son consideradas en esta investigación en base a usuarios hombres adultos ecuatorianos.
- Material: este es económico, cómodo para el usuario, no tóxico y de material reciclable.
- Ergonomía: es una característica esencial en el diseño de cada uno de los movimientos que puede generar el usuario bajo la premisa del mínimo esfuerzo.
- Peso: es considerada una característica externa al cuerpo proyectando el peso de la prótesis, igualando o aproximando el peso de un brazo humano.
- Duración: es una característica que prevé su funcionalidad, resistencia y fácil mantenimiento a futuro.

2.3.1 *Prótesis transhumeral*

La prótesis transhumeral se utiliza para lesiones por encima del codo, por lo tanto, el funcionamiento de la prótesis tiene una relación directa de las cualidades de diseño y fabricación. Sin embargo, se pueden encontrar pautas generales para este tipo de prótesis, como la fuerza óptima utilizada para la prótesis debido a sus materiales de fabricación, la disposición de apoyos en el codo y hombro; se considera una desventaja las medidas preventivas y los sistemas de apoyo a la prótesis debido a que esta dependencia de mantenimiento debido a que puede ser ineficaz. (Romero y Pucha, 2020)

La prótesis transhumeral están indicada para algún paciente que hayan sufrido algún tipo de amputación traumática a nivel proximal medio o distal del húmero o en su defecto, para pacientes que requieran su uso por sufrir algún tipo de malformación congénita. Los componentes para este tipo de prótesis existen desde los que son movidos por tracción de cables y también los que son activados por el principio mio – eléctrico. Los materiales en los que se pueden encontrar las fabricaciones de estos son en surline color piel o transparente, resinas con fibras de alta tecnología para disminuir el peso de la prótesis haciéndola más confortable por tiempos más prolongados la desventaja de estos es que son de costos elevados (Protex).



Ilustración 2-4: Prótesis transhumeral

Fuente: Protex

2.3.2 *Prótesis transhumeral con codo estático*

Una prótesis de brazo con codo estático o también denominado prótesis sin movimiento de flexo-extensión es un dispositivo diseñado para reemplazar un brazo o parte de él que se ha perdido debido a una amputación. A diferencia de una prótesis con codo articulado, una prótesis de brazo con codo estático no tiene movimiento en la articulación del codo y permanece en una posición fija (Lopesino, 2018). Tomando en cuenta que la mano si tiene movimiento y articulaciones funcionales que facilitan realizar actividades al usuario también denominado activo.

La funcionalidad y los usos de una prótesis de brazo con codo estático pueden variar dependiendo del nivel de amputación y las necesidades individuales del usuario. Como por ejemplos:

- **Estabilidad y soporte:** Una prótesis de brazo con codo estático ofrece estabilidad y soporte en el extremo amputado, lo que permite al usuario realizar actividades diarias que no requieren un movimiento del codo. Proporciona una base sólida para sujetar objetos, sostener cosas y realizar tareas cotidianas.
- **Estética:** Además de su funcionalidad, una prótesis de brazo con codo estático también puede tener un propósito estético. Puede ayudar a mejorar la apariencia externa del individuo y proporcionar una sensación de equilibrio y simetría.
- **Actividades ligeras:** Una prótesis de brazo con codo estático puede ser útil para realizar actividades ligeras que no requieran movimientos específicos del codo, como sostener una taza, comer, cepillarse los dientes o peinarse.
- **Ayuda en el equilibrio:** La prótesis de brazo con codo estático puede proporcionar cierto grado de equilibrio y estabilidad al realizar tareas que implican sostener o apoyar objetos con el brazo amputado.

Es importante tener en cuenta que la funcionalidad de una prótesis de brazo con codo estático puede ser limitada en comparación con una prótesis con codo articulado. Sin embargo, para ciertos individuos con necesidades o actividades específicas, esta prótesis puede ser adecuada y brindar un apoyo valioso en su vida diaria. La elección de la prótesis dependerá de las preferencias y necesidades individuales, así como de la evaluación del médico y del especialista en prótesis. Para tener una prótesis con codo estático se analiza el ángulo en el que este se encuentra para que sea ergonómico para un hombre adulto ecuatoriano. Tomando en cuenta la anatomía clínica del paciente, el ángulo de transporte de la articulación codo para un hombre es entre los 10 y 15 grados el cual este ángulo está formado por los ejes del brazo y del antebrazo cuando el codo está totalmente extendido (Moor, y otros, 2010, p. 873).

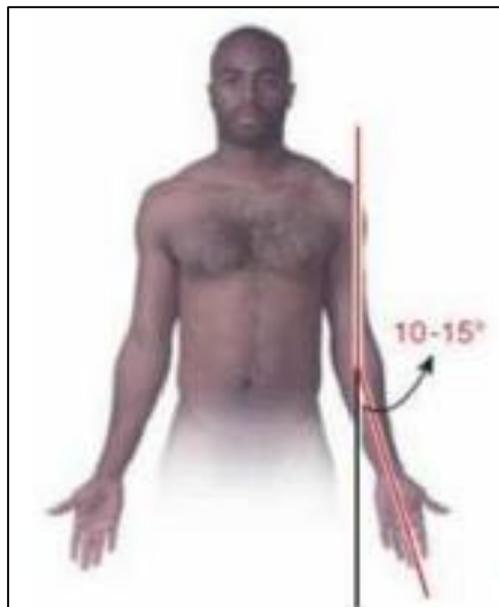


Ilustración 2-5: Ángulo de transporte de la articulación del codo

Fuente: Moor et al., 2010, p.873

2.3.3 Prótesis transhumeral con rotación de muñeca

Una prótesis de brazo con movimiento de muñeca rotacional o también denominado prótesis con movimiento de pronosupinación es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte o todo el brazo que ha sido amputado. Esta prótesis cuenta con un sistema de articulación rotacional que permite el movimiento de la muñeca, lo que proporciona mayor flexibilidad y versatilidad en las actividades diarias. A continuación, se presentan algunos usos y funcionalidades de una prótesis de brazo con movimiento de muñeca:

- Mejora en la manipulación de objetos: Con una prótesis de brazo con movimiento rotacional de muñeca, los usuarios pueden tener una mejor capacidad para manipular objetos y sostenerlos con mayor precisión y seguridad. Esto puede ser especialmente útil en tareas como sujetar una taza de café o agarrar herramientas.
- Mayor autonomía: Una prótesis de brazo con movimiento rotacional de muñeca puede proporcionar a los usuarios una mayor autonomía en la realización de actividades diarias. Al permitir un rango más amplio de movimientos y una mayor capacidad de agarre, la prótesis puede ayudar a las personas a llevar a cabo tareas que antes eran imposibles sin ayuda.
- Mayor calidad de vida: La capacidad de realizar actividades cotidianas con mayor facilidad puede mejorar significativamente la calidad de vida de los usuarios de prótesis de brazo con movimiento de muñeca. Esto puede incluir actividades simples, como cepillarse los dientes o peinarse el cabello, hasta tareas más complejas como cocinar o conducir un automóvil.
- Oportunidades de empleo: Una prótesis de brazo con movimiento rotacional de muñeca puede permitir a los usuarios desempeñar trabajos que antes eran inaccesibles debido a la amputación. Los trabajos que requieren habilidades manuales, como la mecánica o la carpintería, pueden ser más accesibles gracias a la prótesis.
- Mejora en la autoestima: La capacidad de realizar actividades cotidianas con mayor facilidad puede mejorar la autoestima de los usuarios de prótesis de brazo con movimiento de muñeca. La prótesis puede ayudar a los usuarios a sentirse más independientes y seguros en su vida diaria.

2.3.4 Prótesis transhumeral con movimiento de mano tipo garra

Este tipo de prótesis imita el funcionamiento de una garra, con dedos articulados que se abren y cierran para agarrar objetos. Algunos usos y funcionalidades de una prótesis de brazo con movimiento de mano tipo garra son:

- Agarre y manipulación de objetos: La principal funcionalidad de una prótesis de mano tipo garra es permitir al usuario agarrar y manipular objetos. Los dedos articulados pueden abrirse y cerrarse, lo que brinda la capacidad de sujetar objetos de diferentes formas y tamaños, desde utensilios de cocina hasta herramientas o elementos de uso diario.
- Versatilidad en actividades diarias: Esta prótesis brinda a los usuarios una mayor versatilidad en sus actividades diarias. Pueden realizar tareas como recoger objetos, sostener una taza, manejar utensilios, escribir, utilizar herramientas básicas y realizar actividades que requieren un agarre firme y seguro.
- Actividades de precisión: Aunque no cuenta con la misma precisión que una mano humana, una prótesis de mano tipo garra puede permitir a los usuarios realizar actividades que

requieren cierto grado de precisión, como abotonar camisas, manipular pequeños objetos o sostener un lápiz para escribir.

- Estabilidad en el agarre: La forma de garra de esta prótesis proporciona un agarre más estable y seguro en comparación con otras prótesis de mano. Esto puede ser especialmente útil para levantar objetos pesados o realizar actividades que requieren un agarre más fuerte y seguro.
- Apariencia estética: Además de su funcionalidad, una prótesis de mano tipo garra también puede tener un propósito estético. Esta prótesis está diseñada para tener un aspecto más estilizado o personalizable, lo que puede ayudar a los usuarios a sentirse más cómodos y confiados con su apariencia externa.

2.4 Normativa

Las siguientes normativas fueron las que se tomaron en cuenta para llevar a cabo dicho diseño, modelado y proyecto, tomando en cuenta las necesidades he referencias y características básicas especificadas en las siguientes normativas:

2.4.1 RTE INEN 121

El RTE INEN 121 - “Prótesis de miembros y órtesis externos” es una norma técnica establecida por el Instituto Ecuatoriano de Normalización (INEN) que entró en vigor el 14 de febrero de 2015 que proporciona requisitos y especificaciones para las prótesis de miembros externos y las órtesis externas. Esta norma tiene como objetivo garantizar la calidad, seguridad y funcionalidad de estos dispositivos médicos.

La norma RTE INEN 121 establece los requisitos generales que deben cumplir las prótesis de miembros externos y las órtesis externas. En este documento el análisis de esta norma se centra en los sistemas protésicos de miembro superior contemplando el reglamento técnico, esto incluye aspectos relacionados con el diseño, materiales, fabricación, marcado y etiquetado, instrucciones de uso y mantenimiento, y pruebas de rendimiento (INEN, 2015).

Algunos de los puntos clave que se abordan en el RTE INEN 121 son:

1. Requisitos del producto: La norma establece de manera general y extendiendo su información a otras normativas los criterios para el diseño y materiales a utilizar de prótesis y órtesis, asegurando que se adapten adecuadamente a las necesidades del usuario y proporcionen la funcionalidad requerida considerando su durabilidad, biocompatibilidad y resistencia.

2. Fabricación: La norma establece pautas para la fabricación de estos dispositivos los cuales deben incluir un ensayo y calibración anexada a otra normativa, incluyendo procesos de producción, control de calidad y trazabilidad de los componentes utilizados.
3. Marcado y etiquetado: Se indican los requisitos de marcado y etiquetado que deben cumplir las prótesis y órtesis, como información sobre el fabricante, fecha de fabricación, instrucciones de uso y advertencias de seguridad.
4. Instrucciones de uso y mantenimiento: Se deben proporcionar instrucciones claras para el uso adecuado de las prótesis y órtesis, así como recomendaciones para su cuidado y mantenimiento.
5. Pruebas de rendimiento: La norma establece anexos del reglamento técnico ecuatoriano donde especifica que se debe incluir un ensayo para evaluar la conformidad de la prótesis y órtesis, asegurando su funcionalidad, resistencia y seguridad.

El cumplimiento de esta norma es fundamental para garantizar la calidad y seguridad de las prótesis de miembros externos y las órtesis externas utilizadas en el Ecuador. Al seguir los requisitos establecidos en el RTE INEN 121, se busca mejorar la vida de las personas que requieren estos dispositivos, brindándoles una mayor funcionalidad y comodidad. En caso del incumplimiento de dicha norma en el apartado 12 de la misma se establecen los regímenes de sanciones bajo ley No. 2007-76 (INEN, 2015).

2.4.2 NTE INEN-ISO 22523

La norma técnica NTE INEN-ISO 22523, titulada “Prótesis de miembros externos y órtesis externas requisitos y métodos de ensayo (ISO 22523:2006, IDT)” ha sido adoptada por el Instituto Ecuatoriano de Normalización (INEN). Esta norma define los criterios y procedimientos de prueba relacionados con los materiales empleados en la fabricación, en particular aquellos materiales compuestos fortalecidos con fibras de carbono o fibras aramídicas (INEN-ISO, 2014).

Esta norma se fundamenta en la norma global ISO 22523:2006 y su objetivo radica en asegurar la calidad, seguridad y desempeño de los materiales compuestos empleados en diversas aplicaciones constructivas, como estructuras, elementos de transporte y maquinarias industriales. El NTE INEN-ISO 22523 establece los criterios generales que deben cumplir los materiales compuestos fortalecidos con fibras de carbono o fibras aramídicas. Esto abarca áreas concernientes a la composición y configuración del material, características mecánicas, resistencia térmica, propiedades eléctricas y evaluaciones de rendimiento (INEN-ISO, 2014). Algunos de los puntos clave que se abordan en el NTE INEN-ISO 22523 son:

1. Composición y estructura: La norma establece los requisitos para la composición y estructura de los materiales compuestos, incluyendo el tipo y proporción de las fibras de carbono o fibras aramídicas, la matriz y los aditivos utilizados.
2. Propiedades mecánicas: Se especifican los requisitos de resistencia, rigidez, resistencia al impacto y otras propiedades mecánicas relevantes del material compuesto.
3. Resistencia a la temperatura: La norma establece los requisitos de resistencia del material compuesto a altas temperaturas, evaluando su estabilidad dimensional y propiedades mecánicas en condiciones de calor.
4. Propiedades eléctricas: Se indican los requisitos para las propiedades eléctricas de los materiales compuestos, como la resistividad y la conductividad eléctrica.
5. Métodos de ensayo: La norma proporciona los métodos de ensayo específicos para evaluar las propiedades y el rendimiento del material compuesto, como pruebas de tracción, flexión, impacto y resistencia a la temperatura.

Al adherirse a los criterios definidos en el NTE INEN-ISO 22523, se persigue asegurar la resistencia, seguridad y operatividad de las estructuras y piezas fabricadas a partir de diversos materiales (INEN-ISO, 2014).

2.5 Diseño de materialización

El diseño de materialización, que se llevó a cabo tomando en cuenta el proceso de desarrollo de la prótesis, los aspectos considerados son: funcionalidad, ergonómica, fabricación, materialización física y estética.

El objetivo principal del diseño de materialización es optimizar el proceso de fabricación de la prótesis, considerando factores como la eficiencia, la viabilidad técnica, los recursos requeridos y la calidad del producto final. Por lo que implica tomar decisiones de diseño que faciliten la construcción, reduzcan los costos, minimicen errores y mejoren la funcionalidad.

Algunos aspectos clave del diseño de materialización considerados son:

2.5.1 Modelado 3D

El software de diseño asistido por computadora (CAD) más ampliamente empleado para llevar a cabo este tipo de modelados tridimensionales es el SolidWorks. Este software se utiliza para abordar el desarrollo completo de sistemas mecatrónicos. En la fase inicial, la aplicación se emplea para la planificación, visualización conceptual, modelado, evaluación de factibilidad,

creación de prototipos y gestión de proyectos. Posteriormente, se utiliza para diseñar y construir elementos mecánicos, eléctricos y de software. Finalmente, el software puede ser empleado para funciones de gestión, que incluyen administración de dispositivos, análisis, automatización de datos y servicios en la nube. Los ingenieros en campos mecánicos, eléctricos y electrónicos emplean las soluciones de software SolidWorks para desarrollar diseños que abarquen múltiples áreas de la ingeniería en un único sistema interconectado (Guerrero & Tonelanda, 2022, p.11).

Para el modelado de la prótesis de brazo transversal mediante SolidWorks es necesario el modelado de eslabones, pasadores, dedos de la prótesis, palma y transverso de la mano de la prótesis siendo éste el revestimiento y modelado del brazo. Al realizar el ensamble de todos estos componentes es posible obtener como resultado una prótesis de brazo transversal cumpliendo la ideación visual y valoración de viabilidad para la creación del prototipo de prótesis.

2.5.2 Ingeniería de detalles

El diseño de la prótesis debe ser fácil y rentable de fabricar. Esto implica considerar los procesos de fabricación disponibles, las capacidades de software, maquinaria y accesibilidad para la eficiencia en la producción.

Se busca simplificar el diseño y favorecer el modularidad para facilitar la fabricación, el ensamblaje y el mantenimiento. El uso de componentes estándar y la minimización de piezas complejas simplifican el proceso de producción, tiempo, minimizar residuos y reducir costos por lo que el uso de la impresión 3D es la opción para el desarrollo de los objetivos planteados en este trabajo.

2.5.2.1 Rediseño mecánico de prótesis de mano

En el caso del diseño mecánico de la prótesis de mano fue solucionado gracias al trabajo realizado por Saltos y Velasco (2023) el cual plantea un mecanismo por medio de eslabones que cumplen la función de huesos y tendones para llevar a cabo el movimiento tipo pinza de los dedos para una prótesis de mano. El mecanismo de mano se considera un modelado disponible y factible fabricar tomando en cuenta también el lado estético, el cual es viable para rediseñar y adaptar dicho mecanismo para cumplir el objetivo de realizar una prótesis transhumeral con movimiento de muñeca a partir del mecanismo inicial el cual es una prótesis de mano.

2.5.2.2 Diseño mecánico de prótesis de brazo

La prótesis de brazo evaluando el rediseño de la muñeca de la prótesis de mano necesarios para que dicha prótesis tenga la capacidad de rotar facilitando el agarre de objetos el cual es añadir un grado de libertad tiene una adaptación de la prótesis de mano a un brazo el cual internamente a la altura de la muñeca está ubicado el servomotor MG995 con piñonería metálica y dando uso del accesorio circular disponible en el kit que acompaña al servomotor fue posible dar movimiento rotacional a la mano e internamente del brazo ubicar los demás elementos del circuito como es la placa wifi receptora de información ESP8266.

Desde el punto de vista estético se opta por el material con las propiedades más adecuadas para cumplir con los objetivos propuestos siendo el PLA+ con sus fibras en un color similar a la piel de un hombre de tez blanca o amarilla.

2.5.3 Selección de materiales

Los materiales analizados que se consideran adecuados para el prototipo de la prótesis, considerando sus propiedades, disponibilidad, costo y viabilidad de fabricación y de gran uso comercial se toman en cuenta a los materiales PLA y PLA+ para la carcasa ya que son los materiales compatibles con los métodos de producción y factibilidad que es la impresión 3D por lo que también cumple con los requisitos de calidad y rendimiento. En el caso estructural se requiere de un material que mejor presente propiedades como resistencia, dureza, durabilidad y precisión de construcción en el movimiento de la prótesis, por lo que se vio necesario dar información adicional de estos materiales a continuación:

2.5.3.1 PLA

Fue en 1930 cuando Wallace Carothers lo desarrolló, pero fue en los años 80 que la empresa Cargill lo introdujo en la vida diaria. Este polímero termoplástico se fabrica mediante la fermentación de fuentes de carbohidratos, como el almidón de maíz, y puede ser mezclado con ácido o monómeros lácticos. El PLA se caracteriza por su comportamiento de flujo (su viscosidad disminuye con la tensión aplicada). En la industria de impresión 3D, el filamento PLA es ampliamente aceptado debido a su facilidad de uso en el proceso de impresión. Es un material semicristalino con un punto de fusión de 180 °C, lo que significa que no es necesario contar con una plataforma de impresión calefactada para su uso (Contreras, 2023).

2.5.3.2 PLA+

El PLA+ conocido como Touch PLA en BCN3D (2022), o a nivel comercial también conocido como PLA plus, varía en ciertos aspectos al PLA. Técnicamente hablando, sus propiedades técnicas y estéticas son notablemente superiores al PLA, además tiene variación con respecto a la facilidad de impresión coste.

La resistencia mecánica del PLA+ es 8 veces más resistente que el PLA común por lo que es considerablemente mejor ya que llega a resistir impactos de hasta 22 KJ/m². Además, su módulo de Young es ligeramente superior, y su elongación de rotura llega a un valor próximo al 20%, convirtiéndose en un material menos rígido (BCN3D, 2022).

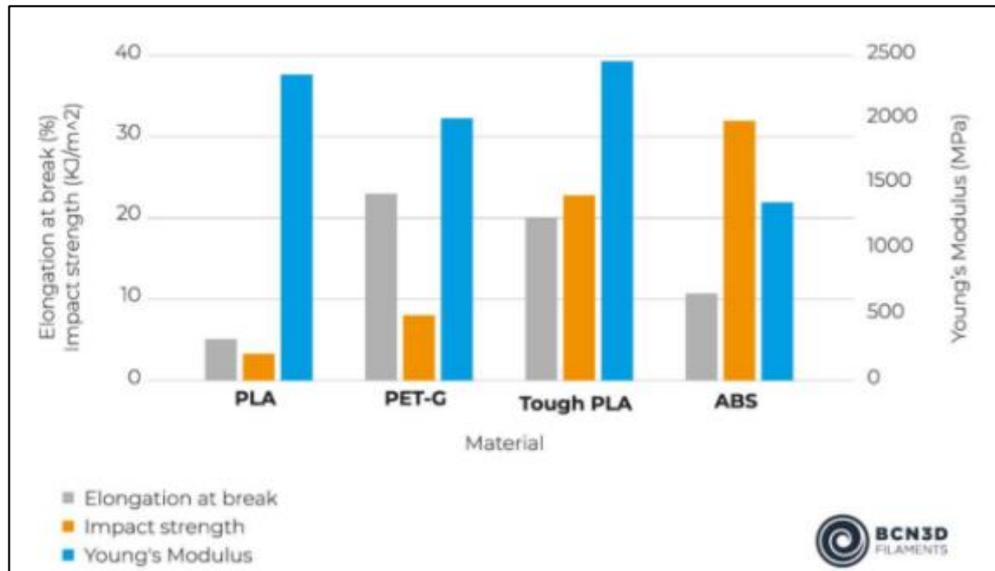


Ilustración 2-6: Comparativa de propiedades técnicas de materiales para impresión 3D

Fuente: (BCN3D, 2022)

En relación con las cualidades que se visualizan en la **Ilustración 2-7**, esta consideración depende más de preferencias personales o de los usos previstos. Una de las diferencias notables en las propiedades físicas entre PLA+ y PLA convencional es que el PLA+ presenta un acabado mate, mientras que el PLA común exhibe un acabado brillante. En resumen, se puede afirmar que el PLA+ sobresale en términos de su resistencia térmica y mecánica en comparación con el PLA estándar. Sin embargo, la variada selección de colores, acabados y precios disponibles en el PLA es inigualable en comparación con cualquier otro material (BCN3D, 2022).



Ilustración 2-7: Material PLA para impresión 3D

Fuente: Contreras L., 2023.

2.5.4 Fabricación y activación

2.5.4.1 Impresión 3D

Impresión 3D hace referencia a la manufactura aditiva, que consiste en la creación de objetos tridimensionales sólidos a partir de un archivo digital. El proceso implica la construcción progresiva del objeto a través de la adición sucesiva de capas de material. Cada una de estas capas se puede visualizar como una sección transversal que forma parte del objeto final (Vázquez, 2019).

La impresión 3D presenta diversas ventajas en comparación con los procedimientos convencionales de producción, aunque es poco probable lograr una implementación total. Proporciona un diseño rápido y preciso de materiales funcionales. Una de las ventajas principales de esta técnica reside en la manera en que las piezas se generan, ya que el objeto puede estar listo en cuestión de minutos. Esto conlleva un ahorro de tiempo sustancial en comparación con los métodos tradicionales, que pueden requerir días o semanas para la creación de prototipos.

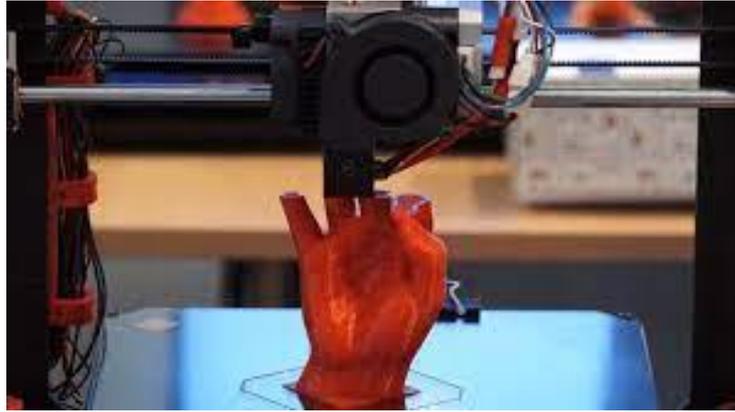


Ilustración 2-8: Impresión 3D

Fuente: Vázquez M., 2019

2.5.4.2 *Actuadores*

Los actuadores o servomotores son componentes esenciales en el diseño y funcionamiento de prótesis biónicas, ya que permiten el movimiento y control preciso de las articulaciones artificiales (Guerrero & Tonelanda, 2022, p.11). Algunos de los servomotores más utilizados en prótesis biónicas son:

- Servomotores de corriente continua (DC): Estos servomotores son ampliamente utilizados en prótesis biónicas debido a su respuesta rápida, alta precisión y capacidad de control. Se componen de un motor DC y un circuito de retroalimentación que permite regular la velocidad, posición y torque del motor. Además, pueden funcionar con baterías, lo que los hace ideales para aplicaciones portátiles.
- Servomotores con control PID: Se emplea el control proporcional-integral-derivativo (PID) con el fin de conseguir una regulación más precisa y fluida de los movimientos en prótesis biónicas. Los servomotores gestionados por un control PID ajustan los parámetros del motor de manera automática para reducir los errores en la posición y potenciar la estabilidad de las articulaciones artificiales.
- Actuadores lineales: Además de los servomotores rotativos, los actuadores lineales también se utilizan en prótesis biónicas para generar movimiento lineal en lugar de rotacional. Estos actuadores pueden ser eléctricos, hidráulicos o neumáticos, y se utilizan para controlar articulaciones como las rodillas o los tobillos en las prótesis de extremidades inferiores.
- Actuadores musculares artificiales: Los actuadores musculares artificiales, como los polímeros electroactivos y los cables activados por fluido, son una opción emergente en el campo de las prótesis biónicas. Estos actuadores se basan en la contracción y expansión de materiales especiales cuando se les aplica un estímulo eléctrico o de otro tipo. Aunque aún

están en desarrollo, ofrecen un potencial interesante para replicar la funcionalidad muscular en prótesis biónicas.

2.5.4.3 ESP8266

El ESP8266, incorpora un microcontrolador Tensilica L106 de 32 bits en su interior. Este microcontrolador permite un consumo de energía extremadamente bajo y alcanza una velocidad de reloj máxima de 160MHz. En el contexto del NodeMCU, el ESP8266 forma parte de un System on a Chip (SoC), donde la MCU (Unidad Central de Procesamiento) se encarga de gestionar todas las entradas, salidas y cálculos necesarios para ejecutar el programa cargado en el dispositivo. Con un total de 32 pines disponibles, de los cuales 17 son GPIO (Entrada/Salida de Propósito General), 1 es un ADC (Convertidor Analógico-Digital), y los demás están destinados a la alimentación y control del ESP8266 (Rosas Cruz, 2021, p. 35, 38). Dando funcionalidad para aplicaciones, conectividad WiFi, junto con una variada selección de interfaces periféricas incluyendo su procesador, conectividad inalámbrica y eficiencia energética, ha ganado popularidad como elección común en proyectos de desarrollo de IoT (Internet de las cosas). Esto se debe a su versatilidad y capacidad operativa (Bruno, 2019).

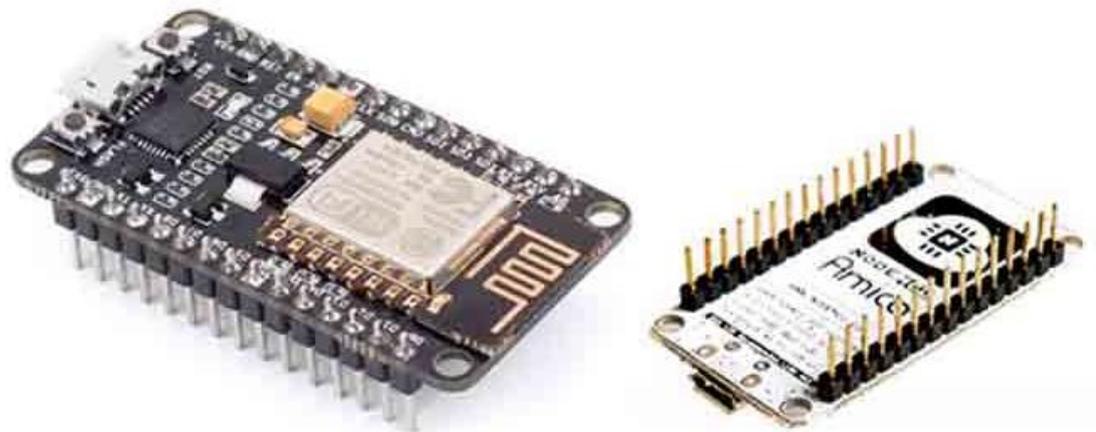


Ilustración 2-9: ESP8266

Fuente: Rosas Cruz, 2021, p. 35, 38)

2.5.4.4 Sistema de activación por voz

Los sistemas de activación por voz se encuentran en teléfonos inteligentes y tabletas los cuales ya cuentan con funciones de control por voz incorporadas que permiten activar ciertas funciones o realizar tareas sin necesidad de tocar la pantalla. Esto incluye la realización de llamadas, el envío de mensajes de texto, la reproducción de música y la búsqueda en Internet.

2.5.4.5 Sistema de reconocimiento de voz

Sistema de reconocimiento de voz especializados que permiten a personas con discapacidades físicas controlar dispositivos mediante comandos de voz. Estos sistemas suelen utilizar técnicas de reconocimiento de voz avanzadas y se pueden integrar con prótesis, sillas de ruedas motorizadas u otros dispositivos de asistencia.

2.5.4.6 Controlador de la placa ESP8266

La manera simple de controlar las placas de desarrollo IOT como ESP8266, ESP32, RP2040, RaspberryPi o Arduino con Amazon Alexa, Google Home, SmartThings o Node-RED es la aplicación Sinric Pro la cual se presenta con su emblema “Domótica para todos” permitiendo su configuración desde el computador además que también puede ser usado desde cualquier sistema operativo ya sea Android o iOS para llevar a cabo los comandos de funcionalidad (SinricPro, 2022).

- *Sinric Pro*: Es una plataforma de desarrollo que permite a los creadores y desarrolladores integrar la funcionalidad de voz en sus dispositivos y aplicaciones. Con Sinric Pro, se puede crear dispositivos inteligentes compatibles con Amazon Alexa y Google Assistant, lo que permite a los usuarios controlar esos dispositivos utilizando comandos de voz. Ofrece herramientas y APIs que facilitan la creación de experiencias de voz interactivas y personalizadas.
- *Alexa*: Es un asistente virtual desarrollado por Amazon. Es capaz de responder preguntas, reproducir música, brindar información en tiempo real, configurar alarmas y temporizadores, controlar dispositivos domésticos inteligentes y realizar una variedad de tareas utilizando comandos de voz. Alexa se encuentra en dispositivos como altavoces inteligentes Amazon Echo y se basa en el procesamiento del lenguaje natural y la inteligencia artificial para entender y responder a las interacciones de los usuarios.



Ilustración 2-10: Prótesis activada mediante el celular

Fuente: Oyanedel, 2013

2.5.5 Pruebas, tolerancias y ajuste

Se establece tolerancias y ajustes adecuados en el diseño para garantizar un ajuste preciso de las partes y componentes durante la fabricación y el ensamblaje ya que requiere de movimientos con fluides para mejorar su eficiencia. Esto evita problemas como interferencias, holguras excesivas o dificultades en el montaje.

2.5.6 Producto final

2.5.6.1 Calidad del producto

La evaluación de la calidad de un prototipo se basa en su capacidad para alcanzar los objetivos funcionales predefinidos. En el contexto de una prótesis, su eficacia se mide por su habilidad para proveer un nivel adecuado de movilidad, fuerza y habilidad, permitiendo al usuario desempeñar actividades diarias y mejorar su calidad de vida. En este sentido, para evaluar la funcionalidad, se consideran los parámetros establecidos por Cybathlon, un evento competitivo centrado en prótesis biónicas, donde se requiere el cumplimiento de estándares mínimos como seguridad, funcionalidad, ergonomía, comodidad y resistencia. Es importante tener en cuenta que estos desafíos están en consonancia con el contexto "hágalo usted mismo" en el que se desenvuelve el trabajo (Cybathlon, 2023).

2.5.6.2 Costos de producción

Al abordar la simplicidad y modularidad de la prótesis de brazo, se produce de manera indirecta una reducción en los costos de producción. Sin dejar de lado el análisis de costos personalizado, que abarca elementos como el costo de materiales, la mano de obra y el tiempo dedicado al diseño y construcción. Además, es esencial tener en cuenta los gastos de mantenimiento y reparación a largo plazo. Un análisis integral de costos permite al usuario tomar decisiones fundamentadas sobre el tipo de prótesis deseada y los recursos económicos que se deben asignar. Por ejemplo, en el caso de una prótesis de mano con mecanismo mecánico, el costo final del prototipo ascendió a 699,50 dólares estadounidenses (Saltos & Velazco, 2023, p.74). Gracias a este minucioso análisis y las consideraciones mencionadas, se logra obtener un costo final de prótesis de brazo que resulta asequible para la gran mayoría de las personas que las necesitan.



Ilustración 2-11: Prototipo de prótesis de mano

Fuente: Saltos D., Velasco E. 2023

CAPÍTULO III

3 MARCO METODOLÓGICO

3.1 Metodología del diseño

Con el propósito de lograr un funcionamiento efectivo de la prótesis de brazo transhumeral con dos grados de libertad, se ha elaborado un diseño detallado que abarca los aspectos constructivos y los mecanismos, los cuales han sido exhaustivamente probados. Este diseño busca asegurar que la prótesis cumpla su objetivo funcional de manera satisfactoria. Basándose en la investigación previa realizada por Saltos y Velasco (2023), donde se enfocaron en la construcción de la mano protésica, el presente capítulo presenta de manera coherente el rediseño de la muñeca y la creación del brazo protésico. Asimismo, se aborda la evaluación de la viabilidad de construcción, la validación del movimiento del mecanismo y el funcionamiento del sistema electrónico.

Este sistema electrónico involucra la creación de una aplicación que permite activar los movimientos de la prótesis mediante comandos de voz, abordando las necesidades inherentes a esta actividad específica.

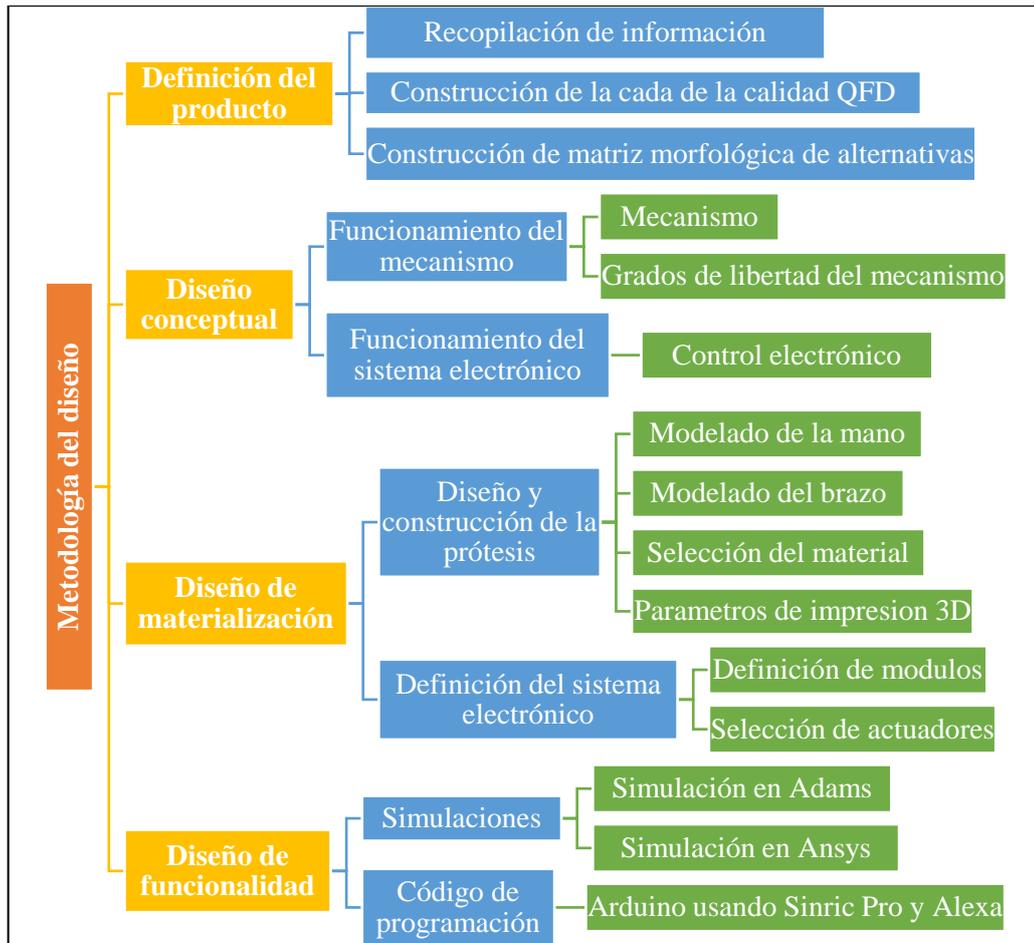


Ilustración 3-1: Metodología de diseño de la prótesis transhumeral

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.2 Definición del producto

3.2.1 *Recopilación de información*

La prótesis debe cumplir con los parámetros de funcionalidad de movimientos básicos de dos grados de libertad de una prótesis (abrir y cerrar mano, rotación de muñeca), centrándose en sujetar objetos con los movimientos de mano y muñeca, mediante el análisis llevado a cabo en el marco teórico se constata la elección del diseño transhumeral de dos grados de libertad de la prótesis mecánica. La investigación de Saltos y Velasco (2023) es una referencia base del prediseño del mecanismo y funcionalidad de la mano como también parámetros de aprobación a la cual está regida la prótesis.

La prótesis de brazo transhumeral consta con referencias de diseño a las normativas INEN 121 y a la INEN-ISO 22523, permitiendo estandarizar algunos de los parámetros de diseño y

construcción de la prótesis y su viabilidad a ser usada por las personas que lo requieran según las normativas establecidas por el INEN.

3.2.2 Construcción de la casa de la calidad QFD

Al analizar la matriz de calidad o también nombrada casa de la calidad permite considerar diversos parámetros de la calidad del producto a realizar cerciorándose que cumpla las necesidades y mejore la calidad de vida de los individuos a la cual va dirigido el proyecto. Dispone de una estructura clara que utiliza la guía de identificar los niveles de importancia y satisfacer los principales parámetros ayudando así a tener una idea del tipo de características necesarias y posibles de realizar para el proceso de diseño y construcción.

3.2.2.1 Características técnicas

Dada las necesidades que presenta el usuario y los ingenieros en convenio para la funcionalidad es considerar las siguientes alternativas y sus consideraciones, características e implementos correspondientes, a fin de seleccionar la elección óptima que cumpla los parámetros y las ponderaciones de importancia del usuario.

Tabla 3- 1: Análisis de competencias

Voz del usuario		Voz del ingeniero
Comodidad	B	Ergonomía
Estética	B	Dimensiones
Funcionalidad	O	Control eléctrico
Buena resistencia	E	Diseño mecánico
Automatizada	E	Servomotores
Velocidad de respuesta	O	Aplicación de celular
Fácil operación	B	Comando de voz
Garantía	O	Vida útil

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.2.2.2 Desarrollo de la casa de la calidad

Para llegar al prototipo base de prótesis que se anhela diseñar y construir, se determina que productos ya se encuentran en el mercado por medio de una investigación para definir las características de este producto y así identificar las similitudes entre ellos con respeto a las características que se analizaron en el capítulo 2 sobre las competencias de la voz del usuario y la voz del ingeniero conectándose directamente.

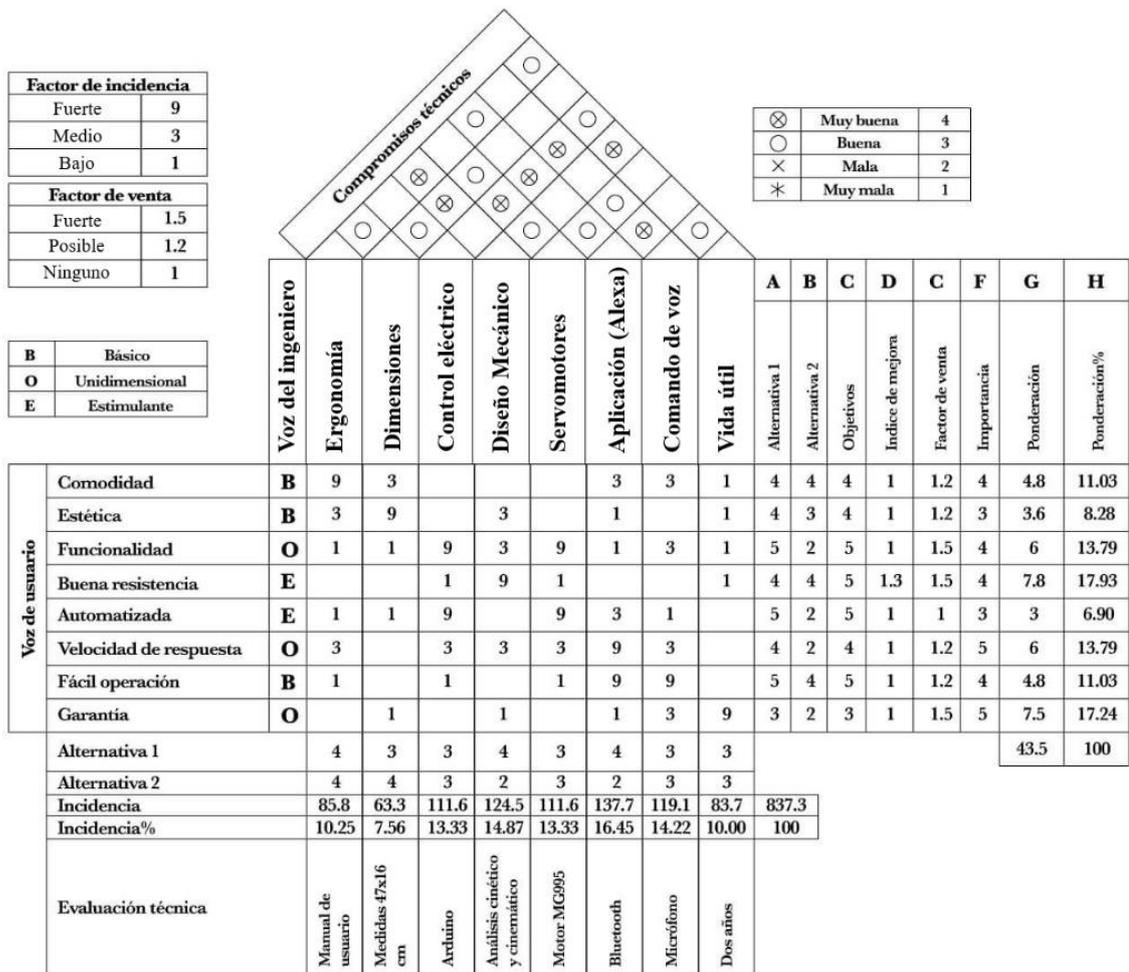


Ilustración 3-2: Casa de la calidad

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

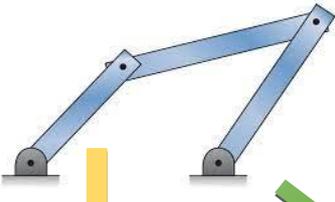
Mediante un análisis de los diversos puntos analizados mediante la voz del usuario y del ingeniero definiendo así las metras de los autores del proyecto, se consideró las siguientes cualidades:

- Ergonomía: Cumplir con la comodidad del usuario.
- Dimensiones: Aplicar dimensiones equivalentes a la extremidad no amputada.
- Control eléctrico: Usar circuitos simples, pero de alta eficiencia.
- Diseño mecánico: Conjunto de mecanismos que permita movimientos básicos de la prótesis transhumeral los cuales son rotacional de muñeca y traslacional de la mano.
- Servomotores: Dispositivo que transforma la energía eléctrica en mecánica que permite el movimiento de la prótesis con precisión.
- Aplicación de celular: Disponer de una aplicación para dispositivos Android de fácil uso y de rápida velocidad de respuesta mediante el comando de voz.
- Vida útil: Tiempo de uso eficiente de la prótesis.

3.2.3 Construcción de matriz morfológica de alternativas

Mediante la matriz morfológica de alternativas se creó opciones posibles para las características de diseño necesarios para el prototipo, que comprende las necesidades específicas de los usuarios de prótesis de brazo generando así alternativas que implica identificar y especificar la mejor alternativa de una manera más fácil.

Tabla 3- 2: Matriz morfológica de alternativas.

	Opción 1	Opción 2
Mecanismo		
Actuador del sistema		
Tarjeta de adquisición		
Software		
Conexión de la aplicación		
Activador		

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.2.3.1 *Análisis de alternativas*

Las alternativas generadas mediante la matriz morfológica denominados opción 1 y opción 2 se analizan a continuación para poder seleccionar la alternativa más adecuada:

Opción 1: Prototipo que mediante un mecanismo de eslabones debido a la morfología y necesidades de la prótesis de mano da uso de servomotores MG955 como lo especifican Saltos y Velasco (2023, p.21) en su estudio de prototipo de mano el cual estará conectado a un módulo wifi ESP32 para posteriormente mediante una conexión wifi vincularse a la prótesis para ser controlada mediante una aplicación de celular el cual será activado por comando de voz.

Opción 2: Para este prototipo se consideró el mismo mecanismo de eslabones para la prótesis de brazo e igualmente el sistema que permite transformar el sistema eléctrico y movimiento mecánico es de un motor paso a paso dando uso de un Arduino como placa para ser usado con el mismo software Arduino permitiendo hacer una conexión a la aplicación vía bluetooth para posteriormente ser activada por voz.

3.2.3.2 *Selección de alternativa*

En las alternativas presentadas y previamente analizadas, la opción 1 se seleccionó para rediseñar y construir con las diferencias de diseño mecánico considerando que Saltos y Velasco (2023, p.22) modelando la mano en base al análisis de su investigación para realizarla estéticamente visible, por lo que se requiere un rediseño de muñeca y un modelado de brazo ergonómico que permita el ensamble eléctrico a fin de que responda con las características de: velocidad de respuesta, eficiencia, tamaño y peso de los elementos electrónicos siendo así la alternativa más favorable y con elementos de uso comercial.

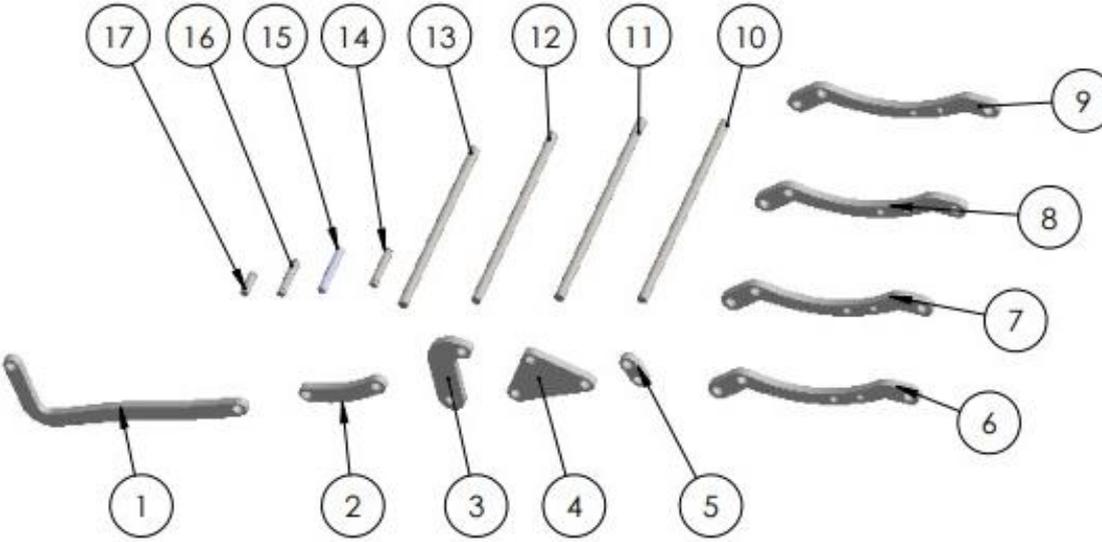
El control de voz y activación por Alexa de la prótesis es favorecido mediante conexión wifi siendo este de uso común y siendo esta cada vez más frecuente en la sociedad, por lo que este prototipo aprovecha las ventajas del mundo moderno.

3.3 **Diseño conceptual**

3.3.1 *Funcionamiento del mecanismo*

3.3.1.1 *Mecanismo*

Tabla 3- 3: Partes del mecanismo de la mano de la prótesis

Partes del mecanismo de la mano de la prótesis	
	
	<p>1 – Eslabón hueso 2 – Eslabón curvo 3 – Eslabón manivela 4 – Eslabón ángulo 5 – Eslabón rotor 6,7,8,9 – Eslabón tendón 10,11,12,13 – Tornillos longitudinales 14,15,16 – Tornillos para eslabones 17 – Pasador</p>

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Procediendo con el ensamble del mecanismo de apertura y cierre de la mano con las piezas que se dan uso en este nuevo ensamble para prótesis de brazo, se obtiene el siguiente mecanismo como se visualiza a continuación en la Ilustración 3-4.

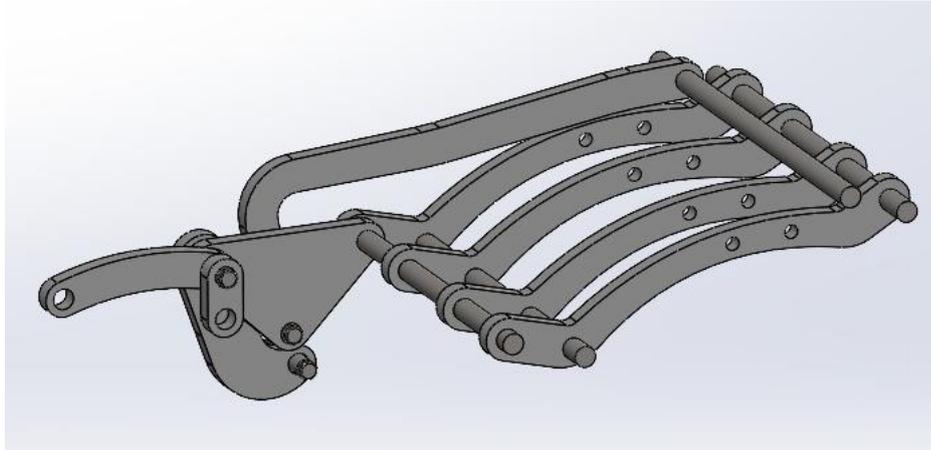


Ilustración 3-4: Ensamble del mecanismo de apertura y cierre de la mano

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.3.1.2 Grados de libertad del mecanismo

Es necesario determinar los grados de libertad de la prótesis de brazo transhumeral debido al número de movimientos independientes que pueden realizar las diferentes partes y componentes de la prótesis. En otras palabras, son las diferentes formas en las que los eslabones y uniones de la prótesis puede moverse sin que las demás partes estén restringidas.

Se analiza los grados de libertad con la finalidad de confirmar si se están cumpliendo los objetivos planteados de funcionalidad de este trabajo. A continuación, se presenta el cálculo de grados de libertad para la prótesis de brazo transhumeral.

- *Grados de libertad de la mano*

Según la Ecuación de Gruebler (Myszka, 2012) para calcular los grados de libertad de un mecanismo es necesario determinar los siguientes datos:

Tabla 3- 4: Número de eslabones, uniones principales y uniones de orden superior

Datos para la Ecuación de Gruebler		
Variabes	Detalle	Valor de las variables
n = Número total de eslabones en el mecanismo	1. Palma (empotramientos) 2. Accesorio circular del Servomotor 3. Dedo índice 4. Dedo pulgar 5. Eslabón ángulo	n = 10

	6. Eslabón manivela 7. Eslabón curvo 8. Eslabón hueso 9. Eslabón rotor 10. Eslabón tendón	
$J_p =$ Número total de uniones principales	1. Empotramiento a accesorio del servomotor 2. Accesorio del servomotor a eslabón curvo 3. Eslabón curvo a eslabón rotor 4. Eslabón rotor a empotramiento 5. Eslabón rotor a eslabón ángulo 6. Eslabón rotor a eslabón manivela 7. Eslabón ángulo a eslabón tendón 8. Eslabón tendón a empotramiento 9. Eslabón tendón a dedo índice 10. Eslabón ángulo a eslabón hueso 11. Eslabón hueso a dedo índice 12. Eslabón manivela a dedo pulgar 13. Dedo pulgar a empotramiento	$J_p = 13$
$J_n =$ Número total de uniones de orden superior	Ninguno	$J_n = 0$

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

$$M = \text{grados de libertad}$$

$$M = 3(n - 1) - 2J_p - J_n$$

$$M = 3(10 - 1) - 2(13) - 0$$

$$M = 3(9) - 2(13) - 0$$

$$M = 27 - 26 - 0$$

$$M = 1 \text{ grado de libertad}$$

- *Grados de libertad de la muñeca*

La muñeca es una parte crucial de una prótesis de brazo, ya que permite un movimiento que es esenciales para realizar actividades cotidianas. El mecanismo par de rotación R de un grado de

libertad se emplea para proporcionar la rotación necesaria alrededor del eje de la muñeca, permitiendo que el usuario pueda orientar la mano y el antebrazo.

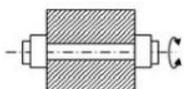
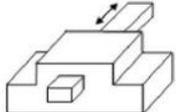
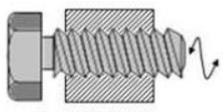
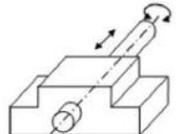
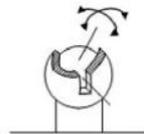
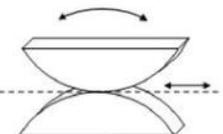
Clase	GDL	Esquemas, nombres y símbolos de pares cinemáticos		
I	1	 <p>Par de rotación R</p>	 <p>Par prismático P</p>	 <p>Par helicoidal H</p>
II	2	 <p>Par cilíndrico C</p>	 <p>Par esférico ranurado</p>	 <p>Par de leva L</p>

Ilustración 3- 5: Clase, grados de libertad, esquema, nombre y símbolo de pares cinemáticos

Fuente: Huari Vila, 2020

El mecanismo “par de rotación R” en sí consta de dos partes principales:

- Eje fijo: En la prótesis, el eje fijo se encuentra en la parte inferior del antebrazo, donde la muñeca se une al resto de la prótesis. Este eje actúa como la base o el punto de referencia alrededor del cual se realizará la rotación. Esta rotación es posible mediante la implementación de un servomotor conectado a un sistema eléctrico para poder ser calibrado y controlado posteriormente.
- Eje móvil: La parte superior del mecanismo, que representa la muñeca artificial, está unida al eje fijo mediante una articulación de revolución. Esta articulación permite el movimiento rotacional de la muñeca en torno al eje fijo. En otras palabras, la mano rota gracias al movimiento del eje del servomotor instalado en el antebrazo, mientras que en la muñeca se instala el accesorio de acople circular estándar del servomotor.

Mediante el análisis de los mecanismos tanto de la mano como de la muñeca fue posible determinar los grados de libertad en los que ejercerá movimiento la prótesis siendo un total de 2 grados de libertad.

El prototipo de prótesis de brazo transhumeral al tener 2 grados de libertad ésta ya se considera una prótesis de funcionalidad para realizar actividades cotidianas de movimientos básicos.

3.3.2 Funcionamiento del sistema electrónico

3.3.2.1 Control electrónico

Para controlar la prótesis de brazo el funcionamiento seleccionado en la definición de productos fue el uso de servomotores los cuales para ser utilizados requieren de una conexión a una placa, en este caso ESP8266, la cual es para conexión wifi y a una fuente de energía, este caso fue seleccionado un módulo cargador Power Bank de cuatro baterías 18650.

- *Servomotores*

A continuación, se detallan en la tabla. Las diferentes características de los servomotores que se va a utilizar los cuales son: MG995 de la marca Tower Pro.

Tabla 3- 5: Características del servomotor MG995

MG995	
Trabajo	13kg.cm
Voltaje	4.8-7.2 V
Velocidad de operación	4.8 v sin carga 0.2s/60° 6v
Peso	55 gr
Ángulo de trabajo	0-180 grados
Pulso por ciclo	20 ms
Temperatura de operación	-30°C a +60°C

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- *Placa wifi (ESP8266)*

La placa para la transmisión de datos se utiliza la ESP8266 donde las características que se presentan a continuación en la tabla 3-5 fueron las necesarias para el tipo de control de la prótesis. Se da uso de cuatro pines los cuales son la fuente de voltaje como alimentación de entrada, transmisión de datos y cierre del circuito como alimentación de salida.

Tabla 3- 6: Características de la placa ESP32

ESP8266	
Microcontrolador	Analog-to-Digital Converter (ADC)
Procesador	Dual Core Xtensa LX6 de 32 bits
Wifi integrado	Acces point y Sation

Pines de entrada y de salida	14 (3-5V/ 40 mA)
Pines Analógicos	6 (5 V/ 40 mA)
Alimentación salida	3.3-5 V
Alimentación de entrada	5 V por pin
Jack de alimentación	1-2-4 V
Puerto USB	3 V

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.4 Diseño de materialización

3.4.1 *Diseño y construcción de la prótesis*

3.4.1.1 *Modelado de la mano*

El diseño del mecanismo para la apertura y el cierre de la mano consiste en un sistema de 0 a 57 grados de apertura, por lo que este movimiento consiste en un grado de libertad con respecto a los movimientos fundamentales que proporciona la prótesis.

El diseño de huesos y tendones que son parte del mecanismo que van a dar el movimiento se va a imprimir en 3D por lo que va a dar uso del material PLA+ ya que este material es de mayor resistencia y menor rigidez en comparación al PLA.

En el movimiento ejercido por los huesos de cada dedo siendo estos: índice, medio, anular y meñique; tienen un movimiento sincronizado para realizar el movimiento tipo pinza de apertura y cierre. Mientras que el movimiento del pulgar con el dedo índice dispone tanto del mecanismo del hueco como del tendón para llevar a cabo el movimiento de apertura y cierre.

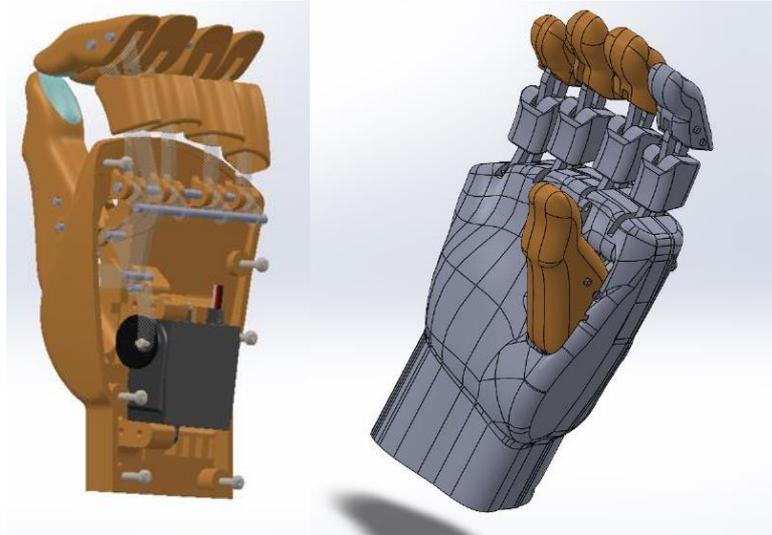


Ilustración 3-6: Modelado 3D de prótesis de mano

Fuente: Saltos D., Velasco E. 2023

- *Eslabones*

Los eslabones utilizados debido a que es un rediseño del trabajo investigativo realizado por Saltos y Velasco se proceden al acople de sus eslabones al tamaño y necesidad de esta prótesis transhumeral por lo que los eslabones utilizados son los presentados en la siguiente Ilustración 3-7:

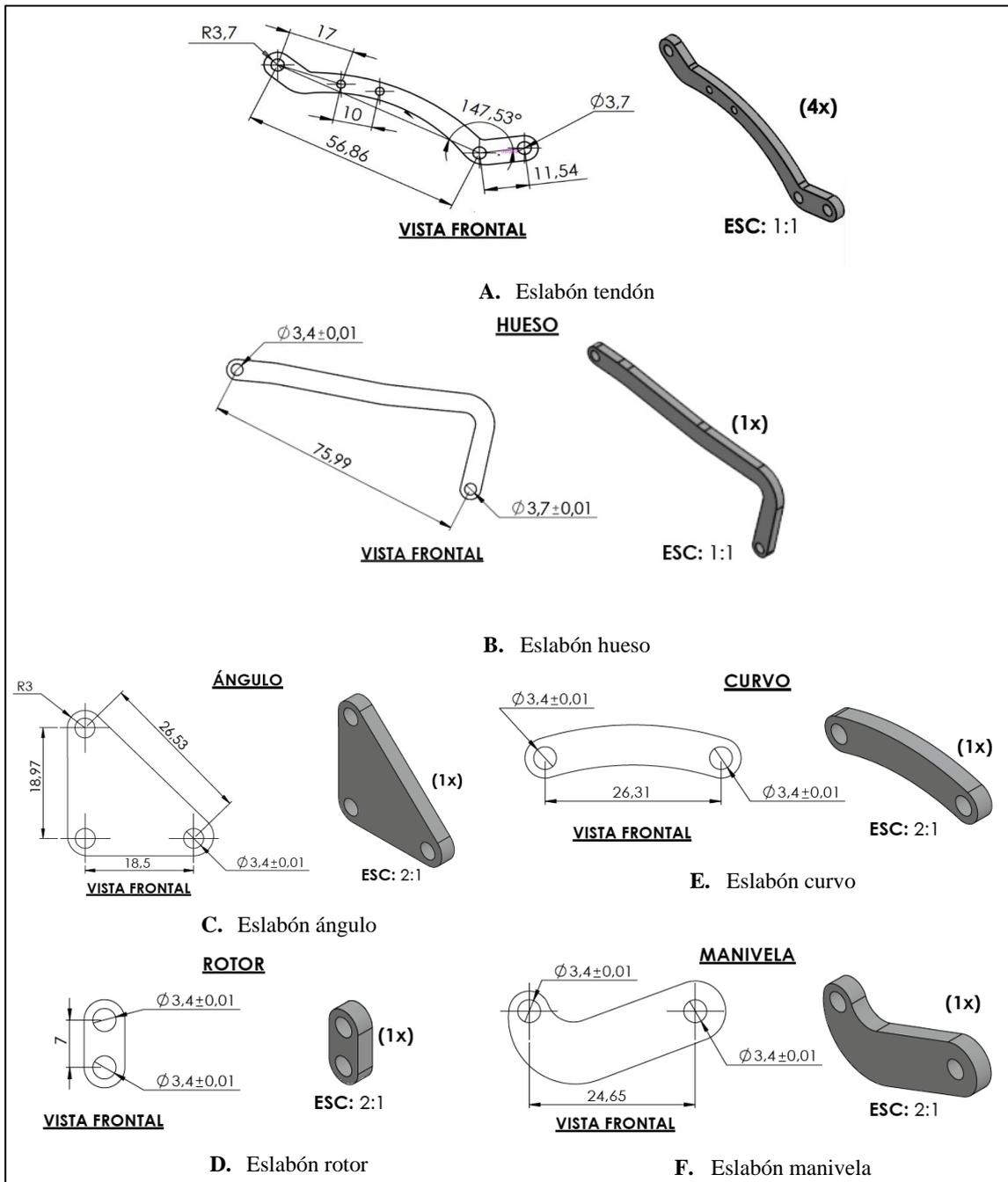


Ilustración 3-7: Diseño de eslabones

Fuente: Saltos D., Velasco E. 2023

De esta manera, se logra un diseño de los eslabones óptimo que maximiza la funcionalidad y la adaptación de movimiento de la prótesis, en la que cantidad de eslabones viene detallada en la siguiente tabla 10-3, dando un total de 10 eslabones.

Tabla 3- 7: Cantidad de eslabones en el mecanismo

Nº	Denominación	Cantidad	Material
1	Ángulo	1	PLA+
2	Manivela	1	
3	Curvo	1	
4	Hueso	1	
5	Rotor	1	
6	Tendón	4	

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- *Selección de tornillos*

Los tornillos utilizados en el mecanismo tienen una configuración del mismo diámetro en todas sus entradas, pero su valor de longitud cambia según la función que vaya a cumplir en el mecanismo de la mano. A partir de la tabla 11-4 se plantea los tornillos utilizados para cada una de las funciones correspondientes.

Tabla 3- 8: Selección de tornillos

Nº	Denominación	Cantidad	Largo (L)
1	Tornillos longitudinales	3	80 mm
2	Tornillos para los dedos	5	12 mm
3	Tornillos para los servomotores	2	6 mm
4	Tornillos de las falanges	5	6 mm
5	Tornillos de conexiones de eslabones	6	16 mm

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Con respecto a las dimensiones tomadas para el diseño mecánico de la mano se dio uso de las medidas establecidas por Saltos y Velasco (2023) debido a su completo y ergonómico modelo.

Con respecto a la impresión de las piezas se analizó el ángulo al que deben ser impresas cada una de estas, siendo un ahorro de material reduciendo así costos para evitar que se generen muchos soportes que luego serán desperdicios.

- *Dimensiones de cada pieza de la prótesis de mano*

Las dimensiones de cada dedo, la palma y el transversal de la mano son un paso crucial en el diseño de una prótesis de una extremidad superior, ya que se previó proporcionar y desarrollar una prótesis estética y funcional. Este proceso consiste en medir y obtener las dimensiones

precisas de cada dedo de la mano, asegurándose de que tengan la forma y el tamaño adecuados. En el caso de la prótesis de mano personalizada para el usuario Edison Marcelino Velasco Gavilanes, se utilizaron las dimensiones del largo de cada dedo indicadas en la tabla 12-3. Estas medidas garantizan una prótesis adaptada a las necesidades de agarre de diferentes objetos que van a ser utilizados por el usuario.

Tabla 3- 9: Dimensionamiento de los dedos

Nº	Denominación	Largo (mm)	Ancho (mm)
1	Pulgar	75,92 mm	20,00 mm
2	Índice	53,88 mm	16,00 mm
3	Medio	59,99 mm	20,00 mm
4	Anular	54,76 mm	18,00 mm
5	Meñique	48,65 mm	15,00 mm

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

El diseño 3D de los dedos de una prótesis de mano es crucial para garantizar una funcionalidad óptima, donde es importante tener en cuenta las dimensiones precisas de cada dedo, así como la curvatura y ángulo de flexión de las articulaciones. Además, la forma y la textura de los dedos deben ser diseñadas cuidadosamente para imitar las características naturales de una mano real, permitiendo un agarre seguro y una manipulación precisa de objetos.

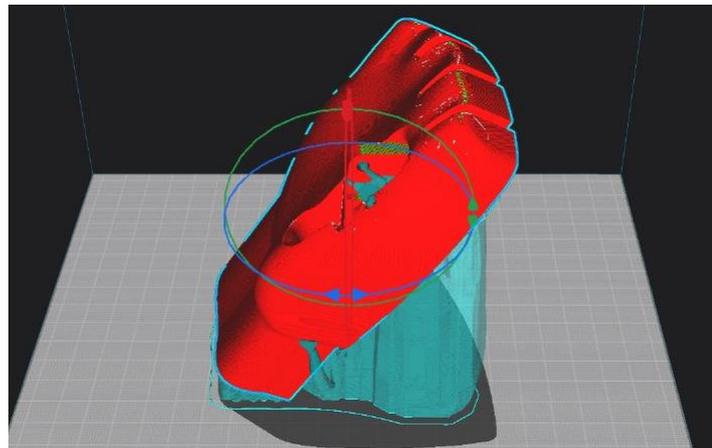


Ilustración 3- 8: Palma de la mano en Ultimaker Cura

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

La impresión 3D de la mano, el prototipo servirá para sostener objetos debido a su forma, se rediseño base de la mano con la finalidad de poder adaptarlo al brazo con movimiento rotacional en la muñeca.

3.4.1.2 Modelado del brazo

Con respecto al diseño mecanismo del brazo, debido a que bajo selección y análisis de mecanismos se asignó un codo estático, el diseño se basa en las especificaciones que explica Moor (2010), donde el codo debe estar en una posición de descanso la cual consiste entre 10 a 15 grados de elevación dando un ángulo interno de 75 grados entre el brazo y el antebrazo. Por lo que se presenta un bosquejo de la idea inicial del prototipo en la ilustración 3-9.

Ya que la prótesis de brazo está destinada para cualquier hombre adulto ecuatoriano, el modelado de brazo inicial con un modelado completo desde el hombro hasta la mano para la prótesis como un cuerpo sólido.

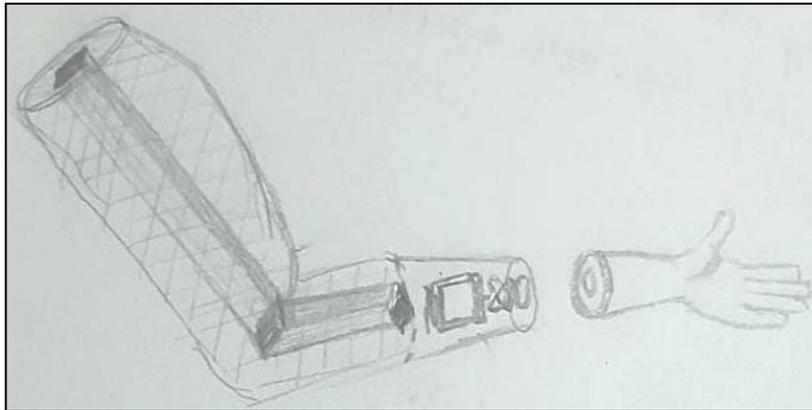


Ilustración 3- 9: Bosquejo de la prótesis del codo

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Mediante el uso del programa Autodesk Meshmixer se asignan cortes necesarios a las distancias adecuadas dependiendo de la altura del muñón de la persona que lo necesita de manera personalizada para que la prótesis de brazo sea más cómoda por lo que para llegar a un prototipo idóneo se siguieron los siguientes pasos:

Paso 1: Se exporta la pieza a modificar como cuerpo sólido en formato.stl.

Paso 2: Se ingresa a la opción edit para posteriormente seleccionar la opción plane cut.

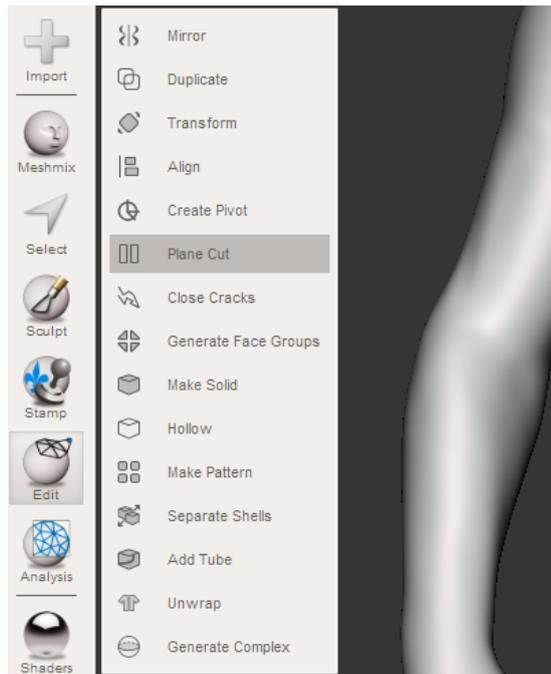


Ilustración 3- 10: Opción para generar el plano de corte en Meshmixer

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Paso 3: Mediante las flechas se ubica en la posición deseada y en caso de conocer los valores exactos de posición también es posible ubicar el plano mediante estas medidas. Se toma en cuenta el ángulo de corte de la posición de descanso del codo de un hombre adulto ecuatoriano que es entre 10 y 15 grados por lo que el modelado se lo realizo a los 12 grados de elevación por lo que son 78 grados entre el brazo y antebrazo.

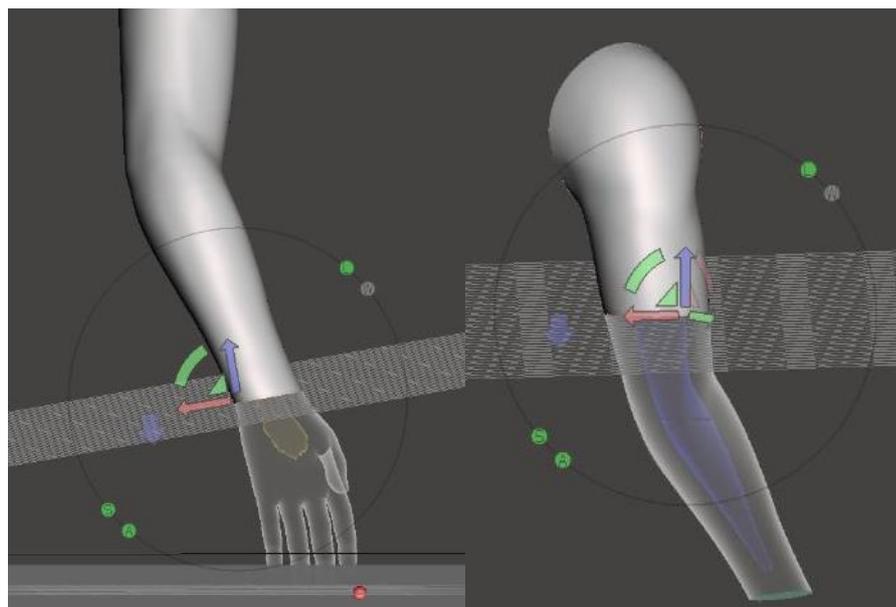


Ilustración 3- 11: Modelado del brazo y asignación de cortes

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Paso 4: Después de confirmado la posición del plano de corte que se desea hacer se selecciona el tipo de corte de tipo discard half y en el tipo de relleno se selecciona minimal fill como se visualiza a continuación en la Ilustración 3-12.



Ilustración 3- 12: Opciones de corte en Meshmixer

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Paso 5: Se lleva a cabo las modificaciones necesarias desde la barra izquierda en el icono denominado meshmixer se selecciona la figura geométrica en forma de cubo para luego ser modificada ya que esta figura es necesaria para la ubicación del servomotor el cual tiene unas medidas para que se sujete de 40x20x30 mm como se visualiza a continuación en la Ilustración 3-13.

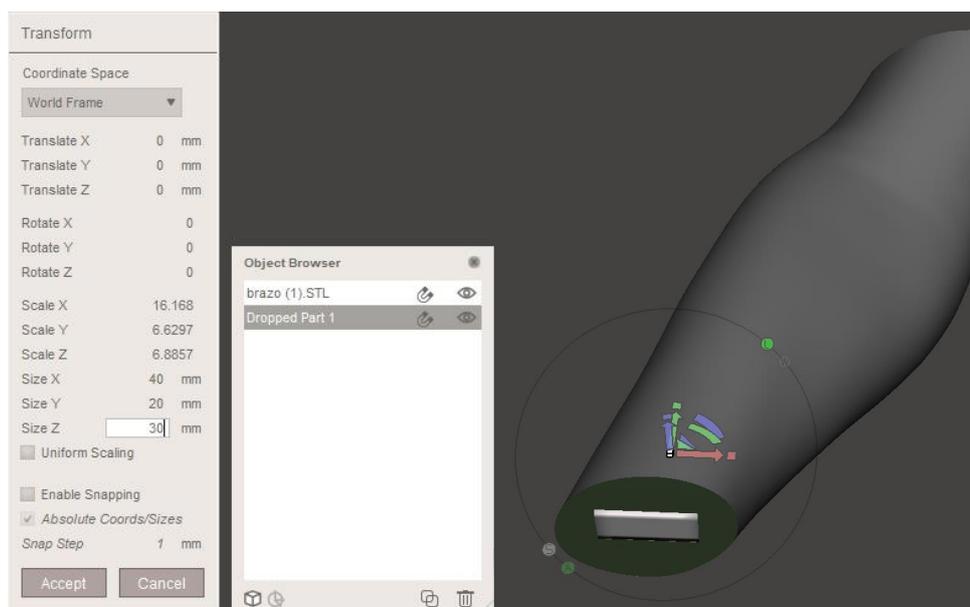


Ilustración 3- 13: Inserción de figura rectangular con el tamaño del servomotor

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Paso 6: Para ubicar el servomotor en la muñeca de la prótesis es necesario realizar una extrusión de corte rectangular por lo que para llevarse a cabo se selecciona las dos piezas con control y aparece una ventana donde se podrá seleccionar la opción boolean difference como se visualiza a continuación en la Ilustración 3-12 para generar el corte.

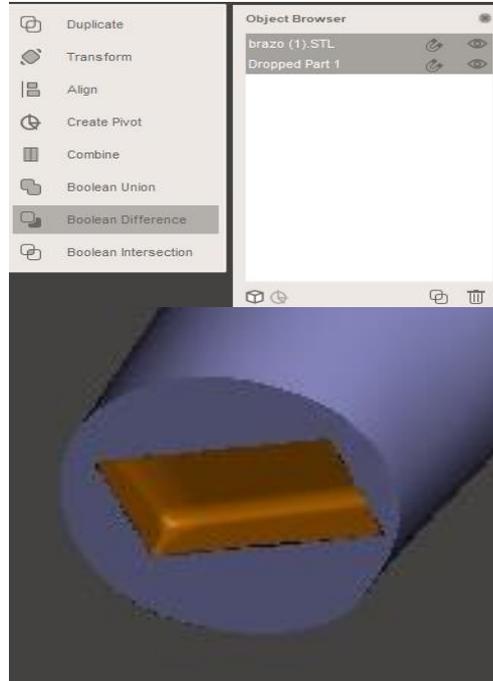


Ilustración 3- 14: Extrusión de corte para la ubicación del servomotor

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Paso 7: Finalmente se guardan las piezas para así llevar al programa Ultimaker Cura para ser impresas en 3D con el filamento seleccionado que fue PLA+.

3.4.1.3 Selección del material

Se escogió eslabones impresos en PLA+ para el mecanismo de la mano donde las características necesarias del material y características de impresión son las siguientes.

Tabla 3- 10: Características del PLA+

Filamento PLA+	
Temperatura de impresión	205-225 °
Diámetro	1.75mm/3.0mm
Peso	1 kg
Peso neto	1.35 kg
Tolerancia	± 0.2 mm

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.4.1.4 Parámetros de impresión 3D

Debido a los parámetros de impresión se puede asegurar que la resistencia del brazo en su posición de descanso de 12,01 grados de elevación es suficiente para resistir el peso de la mano y con respecto a la estética del brazo este tiene una superficie lisa y de buen aspecto físico.

Para llevar a cabo la fabricación de la prótesis de brazo se debe tomar en cuenta las propiedades de impresión las cuales dependen de la impresora como por ejemplo se visualiza la siguiente tabla 3-11.

Tabla 3- 11:Parámetros de impresión del PLA.

Medidas en Ultimaker Cura	
Altura de capa	0.2 mm
Grosor de la pared	0.8 mm
Recuento de líneas de pared	0.2 mm
Expansión horizontal	-0.1
Grosor superior/inferior	0.8
Capas superiores/inferiores	5
Densidad de relleno	20%
Patrón de relleno	Triangulo
Temperatura de impresión	215°
Temperatura de la placa	60°
Tipo de adherencia a la placa	Falda (3)
Densidad del soporte	5%
Velocidad de impresión	50 mm/s

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

En este caso para llevar a cabo la materialización de la prótesis de brazo se da uso de una impresora Kingroot modificada para poder imprimir PLA+, facilitar los parámetros de impresión y reducir el tiempo de este como se especifica a continuación en la Ilustración 3-15.

Ajustes del perfil	Fine	Cambios actuales
Activar la torre auxiliar	True	False
Temperatura de la placa d...	45.0	50
Temperatura de impresión	195.0	200
Flujo de capa inicial	100	110
Flujo	100	110
Tipo adherencia de la plac...	raft	skirt
Estructura de soporte	normal	tree
Generar soporte	False	True
Ángulo de las ramas del s...	40	45
Distancia de las ramas del ...	1	2
Capas superiores	8	8
Patrón de la superficie sup...	lines	concentric
Grosor superior	0.8	3
Grosor superior/inferior	0.8	2
Patrón superior/inferior	lines	concentric
Capas de la superficie sup...	0	3
Grosor de la pared	0.8	2
Recuento de líneas de par...	2	4
Recuento de distribución ...	1	2
Tolerancia de segmentación	middle	exclusive
Velocidad del ventilador	100.0	90
Densidad de relleno	20	0
Densidad de relleno	20	30

Ilustración 3- 15: Parámetros de impresión 3D mediante Ultimaker Cura

Fuente: Kingroot

En el software Ultimaker Cura se puede observar una vista previa de cómo se verá el producto en la vida real antes de ser impreso, como en la Ilustración 3-21 es posible ver el posicionamiento de las tres partes del brazo antes de ser impreso, por lo cual aquí se puede explicar por qué fue necesario dividir la impresión del brazo en tres partes ya que en la mesa de impresión no entra un producto del tamaño de un brazo, dando como resultado 3 secciones del mismo.

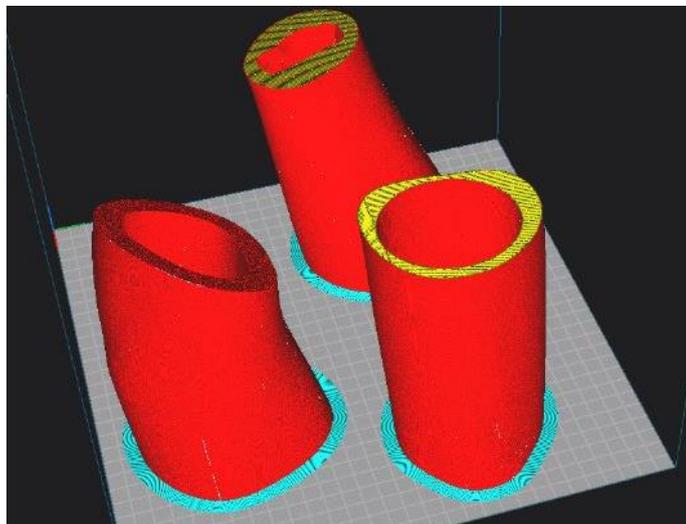


Ilustración 3- 16: Vista previa del prototipo de brazo en Ultimaker Cura

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.4.2 Definición del sistema electrónico

El diagrama del circuito electrónico platea de forma visual las conexiones que componen el circuito de manera que se puede identificar los componentes y como se conectan para el correcto funcionamiento de estos.

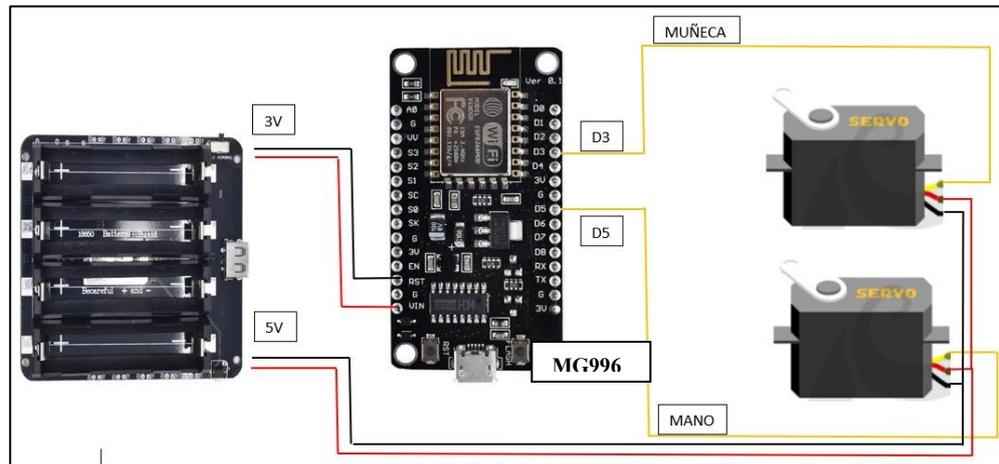


Ilustración 3- 17: Circuito electrónico de prótesis transhumeral

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Las funciones básicas de la prótesis de brazo es realizar los movimientos de apertura y cierre de la mano al igual que el movimiento rotacional de la muñeca, mientras que las funciones secundarias serán las que permitan que se desarrolle dichas funciones.

Una vez se determina el trabajo que realizar y analizando las respectivas funciones de carácter primario y secundario; procedemos a realizar un diagrama de las funciones asignadas a los niveles de la función primaria y 1 de las funciones secundarias.

En cada diagrama de funcionalidad se tendrá dos tipos de entrada y salida: energía y control las mismas que estarán presentes de acuerdo con la fusión que requiere en la máquina. Para el caso de la prótesis transhumeral el diagrama funcional de nivel 0 las cuales se muestran mediante el diagrama secuencial de procesos como ser mira a continuación en la Ilustración 3-13.

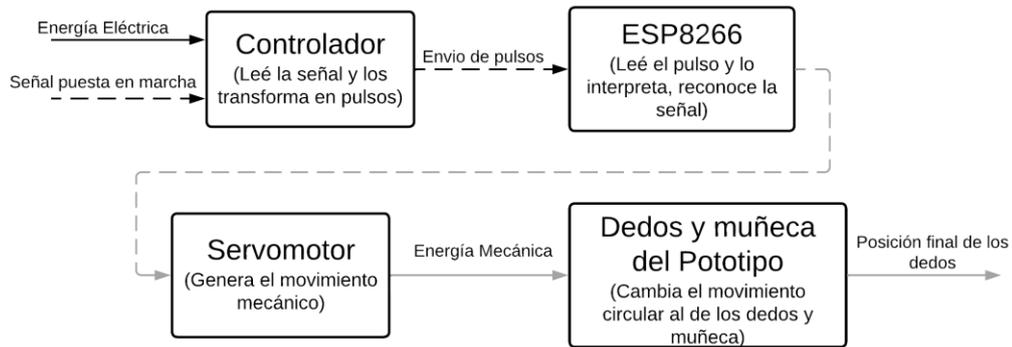


Ilustración 3- 18: Descripción de funcionalidad
 Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.4.2.1 Definición de módulos

En la definición del módulo, los productos se dividen varios bloques de funciones. En un diseño que tiene en cuenta la distribución módulo, ayuda a reducir costos, es fácil de mantener y facilitará producción. En el diseño de la prótesis las funciones permiten que se desarrolle en un solo modulo todo el proceso, desde el momento de ingreso de la señal hasta la posición final de la prótesis, lo cual da el desarrollo buscado al inicio del proceso.

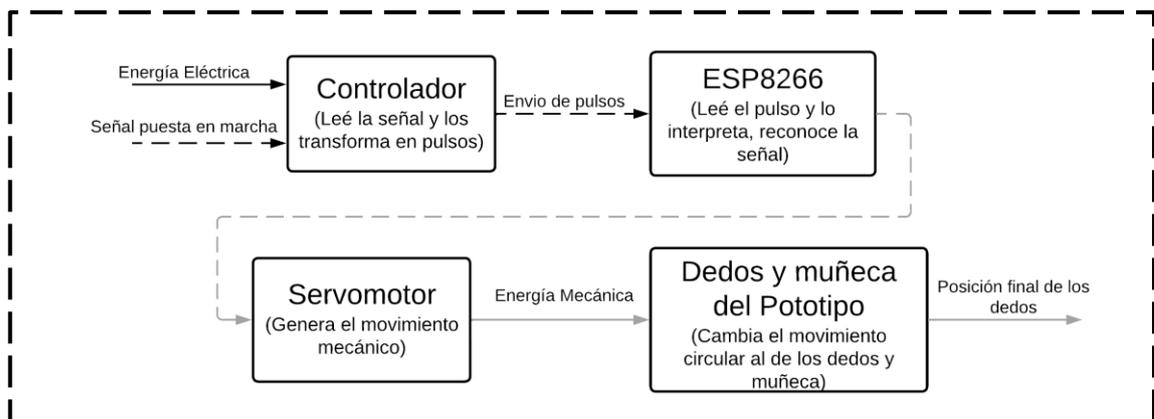


Ilustración 3- 19: Estructura modular
 Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Las señales que se ingresa en la función primaria son: la señal de energía que es el pulso eléctrico y la señal de control que es el comando de inicio. Se puede observar en el nivel 1 las funciones detalladas que se requieren para llegar al nivel 0 para el manejo de la prótesis

3.4.2.2 Selección de los actuadores

Mediante la matriz morfológica de opciones se determinó que los actuadores serán servomotores: en el caso de la mano y la muñeca se da uso de servomotores de 180 grados el cual es un MG995.

3.5 Diseño de funcionalidad

3.5.1 Parámetros de funcionalidad

Una prótesis de brazo de funcionalidad básica debe tener los siguientes movimientos para ser considerada adecuada:

1. **Movimiento de la mano:** La prótesis debe ser capaz de proporcionar un movimiento básico de la mano, lo que implica la apertura y cierre de los dedos. Esto permitirá al usuario agarrar y soltar objetos de forma rudimentaria.
2. **Agarre y liberación:** La prótesis debe ser capaz de agarrar y liberar objetos de diferentes tamaños y formas. Esto se logra mediante un sistema de sujeción que permita al usuario sujetar de manera segura los objetos que desee manipular.
3. **Rotación de la muñeca:** La prótesis debe permitir cierta rotación de la muñeca, lo que facilita la orientación de la mano y mejora la capacidad de agarrar objetos desde diferentes ángulos.
4. **Ajuste de la fuerza de agarre:** Es importante que la prótesis permita al usuario ajustar la fuerza de agarre según sea necesario. Esto es especialmente útil al manipular objetos delicados que podrían dañarse si se aplicara demasiada presión.
5. **Durabilidad y resistencia:** La prótesis debe ser lo suficientemente resistente como para soportar un uso regular y resistir las tensiones diarias a las que se someterá. También debe ser resistente al agua y a condiciones climáticas normales para permitir su uso en diversas situaciones.
6. **Comodidad y ajuste:** La prótesis debe ajustarse de manera segura y cómoda al muñón o brazo residual del usuario. Esto implica un diseño ergonómico que minimice la fricción y la presión excesiva sobre la piel.
7. **Facilidad de control:** La prótesis debe ser fácil de controlar para el usuario. Puede utilizar diferentes métodos de control, como sensores de movimiento, electromiografía (EMG) u otros dispositivos electrónicos, según las capacidades y preferencias individuales.

3.5.2 Simulaciones

3.5.2.1 Simulación en Adams

La simulación por Adams permite conocer aspectos importantes los cuales son la posición, velocidad y aceleración del movimiento de la prótesis tanto de manera lineal como angular en un periodo de tiempo.

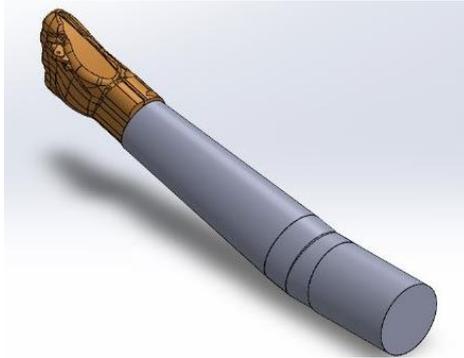


Ilustración 3- 20: Ensamble para simulación en Adams

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Para llevar a cabo la simulación en Adams e identificar el movimiento de la muñeca de la prótesis es suficiente realizar la simulación con el transverso y palma de la mano unidos al alma del brazo por lo que el ensamble para llevar a cabo dicha simulación es el siguiente:

Una vez importado el modelo en extensión “.step” se va a la pestaña de connectors donde se da uso de fixed joint el cual se expresa como un candado como se visualiza en la Ilustración 3-20.

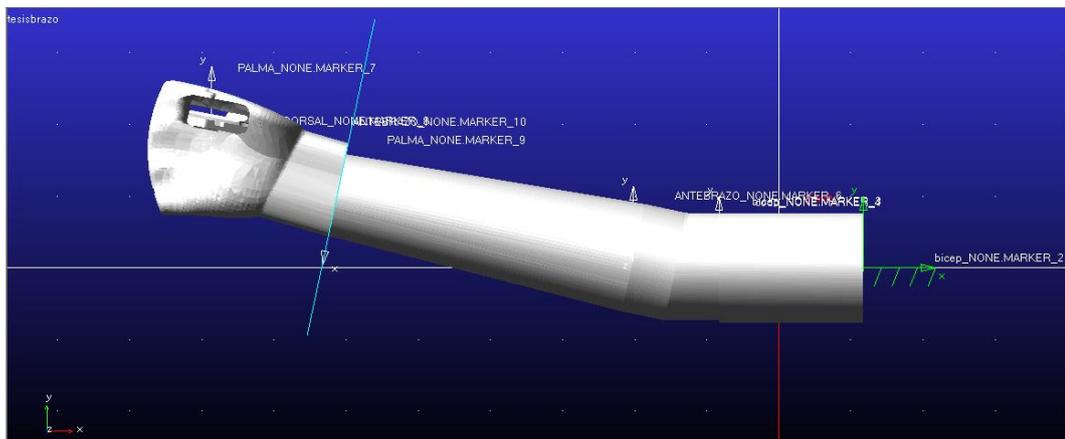


Ilustración 3- 21: Exportación en formato “.Step” del ensamble a Adams

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Luego de seleccionado fixed joint se fija a tierra señalando en cualquier parte de la pantalla libre de la pieza en movimiento, en este caso el bícep de la prótesis y creándose así un joint. Además, se debe tomar en cuenta la ubicación de las piezas seleccionadas ya que el lugar del joint cuando es fijo es independiente, pero para los demás casos se debe tomar en cuenta la ubicación si no este no se moverá.

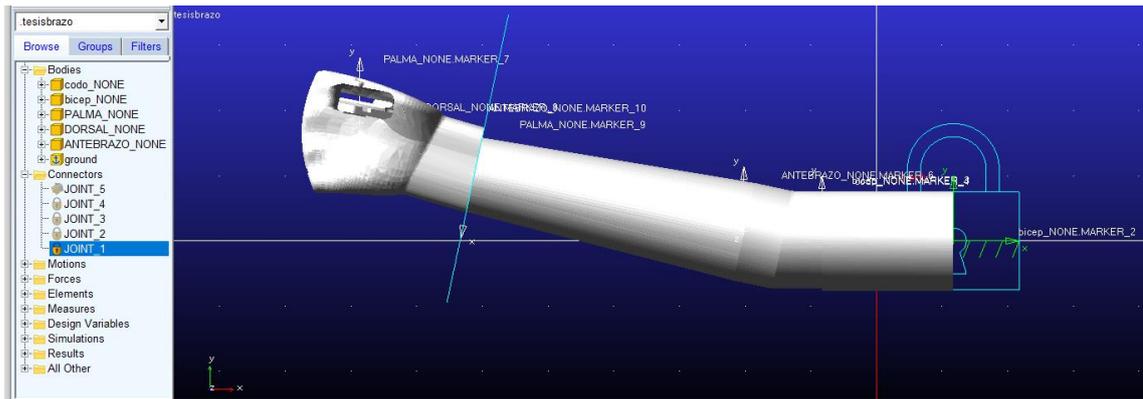


Ilustración 3- 22: Aplicación de restricciones en el brazo

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Una vez hecho esto dependiendo si se mueve o no se usa los otros conectores. En este caso como ninguno se mueve se usa el mismo señalando el fijo que es el bicep y luego el siguiente en este caso el codo dando como resultado de la restricción como se visualiza en la Ilustración 3-6.

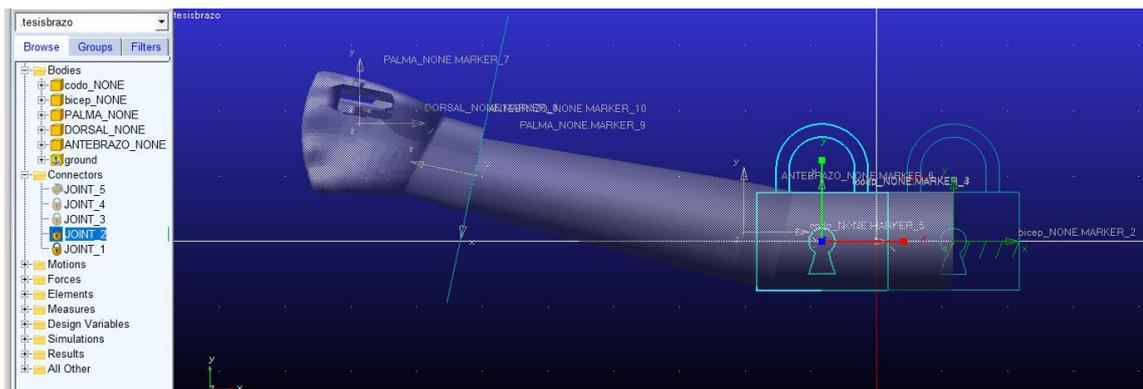


Ilustración 3- 23: Aplicación de restricciones en el codo

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Es necesario repetir el proceso explicado anteriormente para el codo el antebrazo

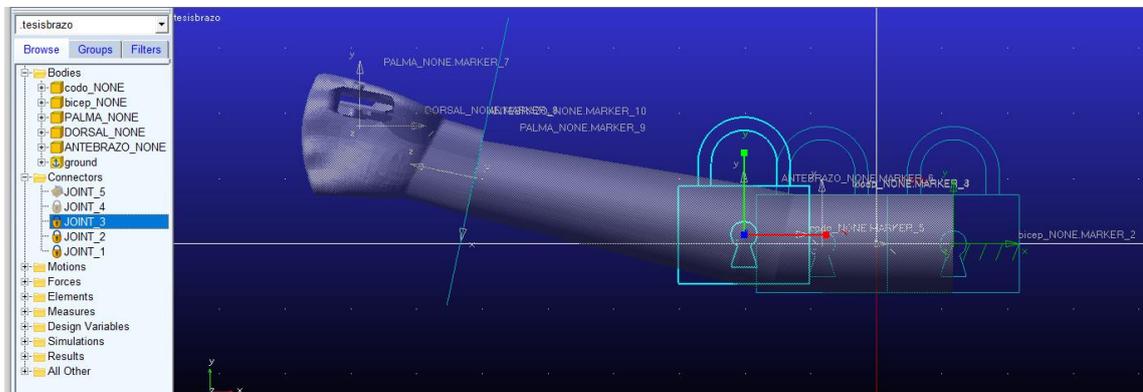


Ilustración 3- 24: Aplicación de restricciones en el antebrazo

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Posteriormente para llevar a cabo las restricciones de la mano es necesario señalar la palma y el dorso y así poder repetir nuevamente el procedimiento de restricciones.

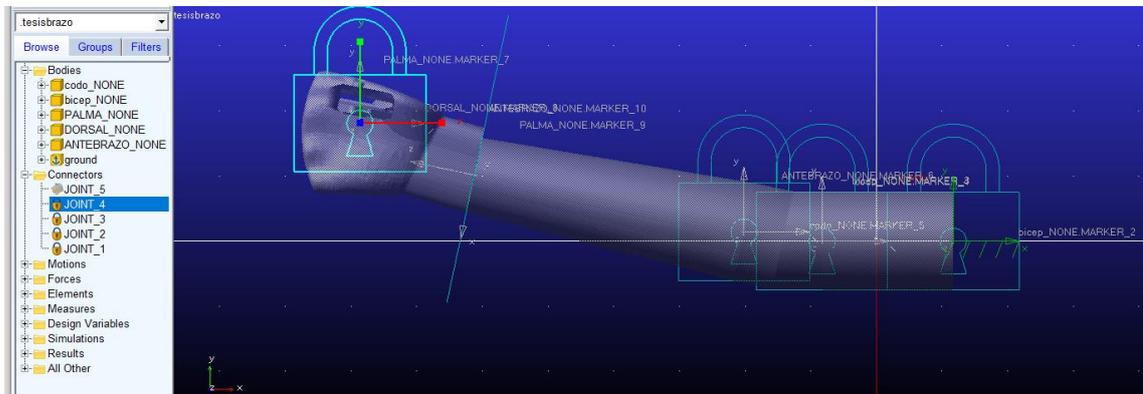


Ilustración 3- 25: Aplicación de restricciones en la palma y dorso de la mano

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Luego se usa el comando denominado revolute joint el cual permite que los cuerpos giren. Se señala ya sea la palma o el dorso y el antebrazo. En este es necesario tener cuidado en la selección de elementos ya que si esto no es realizado correctamente el giro no se llevará a cabo. Además, se cambia en la segunda lista la cual se despliega que este asignado en pick geometry feature, esta opción se usa siempre y cuando sea difícil colocar correctamente el sentido o dirección donde va a girar la muñeca, visualizándose a continuación en la Ilustración 3-25.

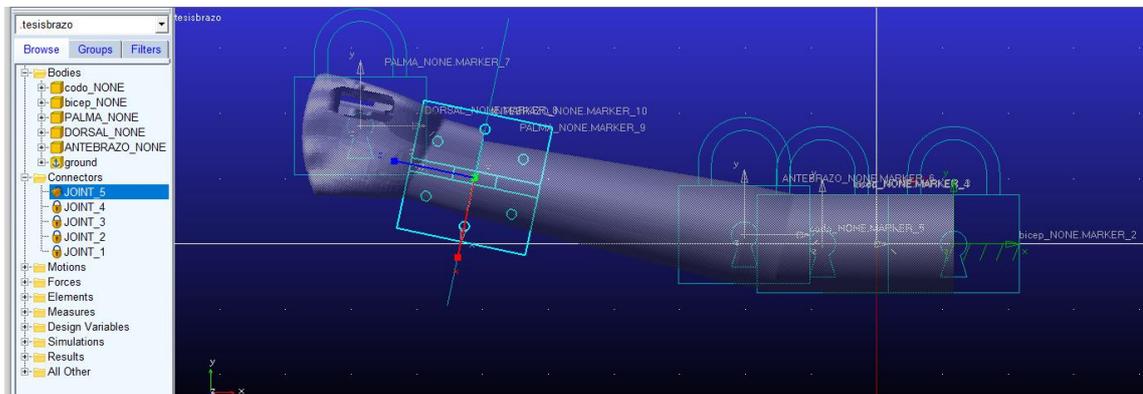


Ilustración 3- 26: Aplicación del comando revolute join para la simulación del movimiento

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Se sabe que esta correcto debido a que el movimiento de la bisagra indica como gira. Una vez terminado se dirige a la pestaña de motions para seleccionar rotational joint motion que le añade el movimiento a la simulación de la prótesis de brazo.

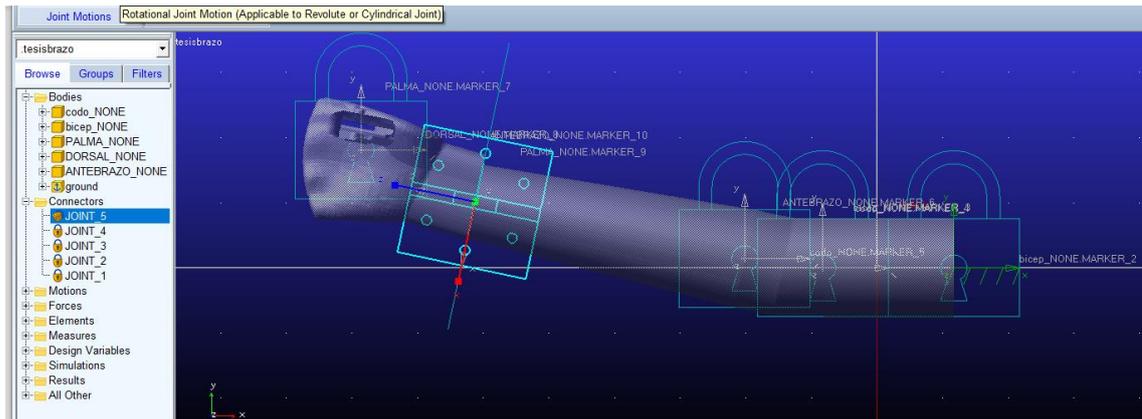


Ilustración 3- 27: Asignación de movimiento mediante rotational joint motion

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Una vez señalado para saber que están bien realizados los pasos previos se muestra una flecha que gira como se visualiza en la Ilustración 3-19.

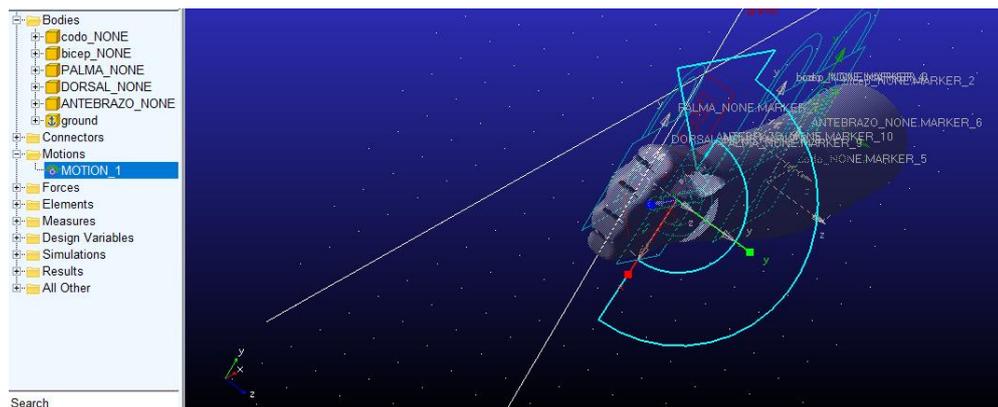


Ilustración 3- 28: Verificación del movimiento rotacional de muñeca en Adams

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Como paso siguiente se debe modificar el movimiento. En este caso haciendo clic derecho sobre Motion 1 y modify, apareciendo así una ventana denominada join motion.

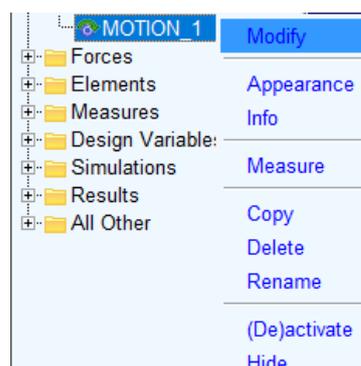


Ilustración 3- 29: Selección para modificación del movimiento

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

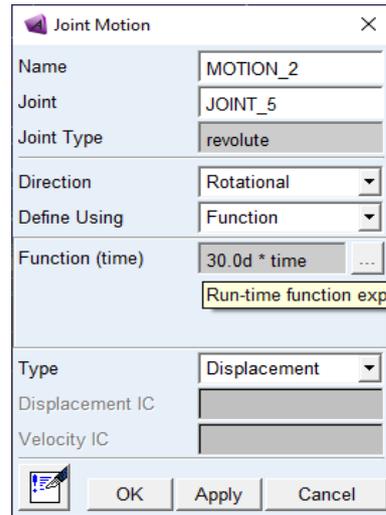


Ilustración 3- 30: Ventana para modificar el movimiento

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

En el apartado denominado function (time) es donde se va a cambiar los parámetros de movimiento. En este caso como se necesita que gire a los dos lados a partir de la posición de descanso del ensamble de la prótesis de brazo se da uso del comando STEP(time , 0 , 45d , 1 , -45d), el cual será modificado, este indica los paso después de abrir el paréntesis se indica en función a que se moverá el siguiente parámetros era el inicio del tiempo, el siguiente será los grados no olvidar el d al final, el siguiente parámetro es el tiempo total de movimiento hasta que finaliza y por último los grados del movimiento hasta que finalice. Además, se coloca un “+” para el movimiento de retorno por lo que la función final queda así: STEP (time, 0, 180d, 1, -55d) + STEP (time, 1, -55d, 2, 180d)

Después se ingresa a la pestaña de simulación y le selecciona simular con el objetivo de confirmar el movimiento de la muñeca del brazo. Cabe recalcar que el movimiento es entre la mano y el alma del brazo omitiendo la separación existente del servomotor el cual se especificara los esfuerzos ejercidos en la simulación con Ansys. El movimiento se verifica después de seleccionar el botón play de la ventana simulation control para obtener los resultados del movimiento de manera visual y posteriormente las gráficas del movimiento.

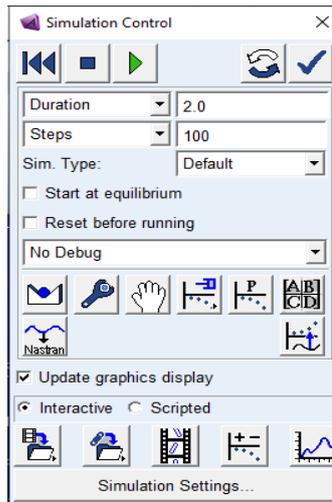


Ilustración 3- 31: Ventana simulation control de Adams

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Después de simulado se abre la pestaña donde se presentan las gráficas con los resultados de posición, velocidad y aceleración tanto lineales como angulares de la simulación.

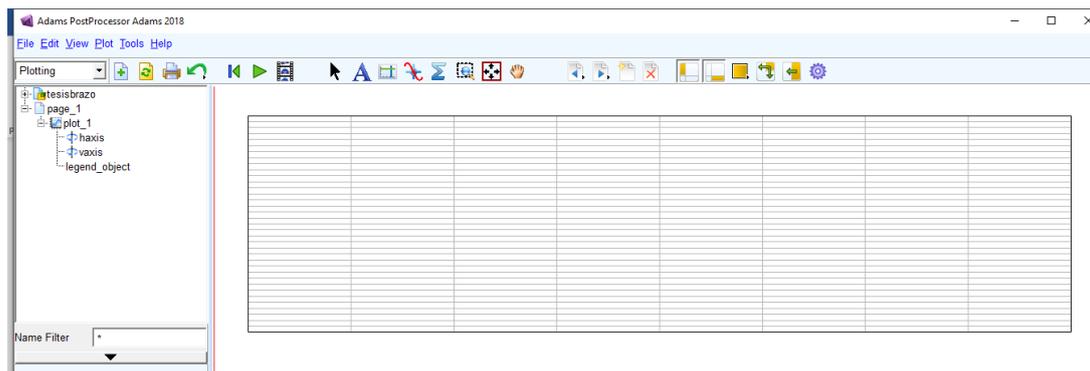


Ilustración 3- 32: Ventana de visualización de curvas de movimiento

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

En la parte inferior de la ventana, en source, se selecciona object, posteriormente en result set se selecciona el objeto que se desea obtener resultados y en component lo que se desea analizar y se le presiona en add curve, obteniendo así las curvas.

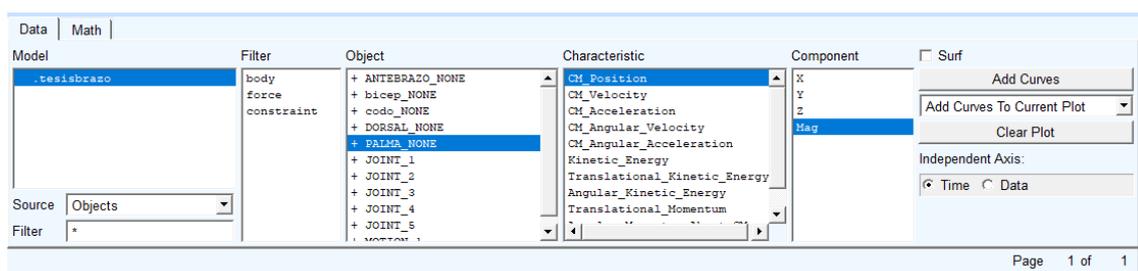


Ilustración 3- 33: Pasos para la obtención de curvas de movimiento en Adams

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.5.2.2 Simulación en Ansys

En el siguiente apartado a partir del modelado en SolidWorks y Autodesk Meshmixer se desarrolló un análisis de resistencia de materiales en el software Ansys para verificar la resistencia y rigidez de la prótesis. A continuación, se presentan los pasos generales del proceso:

- Exportación de piezas: Lo primero es exportar las piezas para llevar a cabo la simulación de los elementos que llevan a cabo la mayor cantidad de esfuerzos, como lo es en este caso los eslabones y más específicamente el eslabón que está conectado directamente al accesorio del servomotor siendo este el punto crítico a analizar.

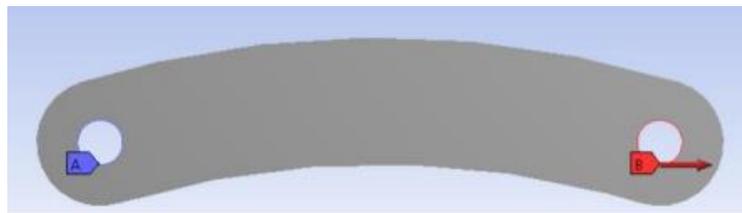


Ilustración 3- 34: Eslabón curvo del mecanismo de la mano.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- Aplicación de detalles y restricciones: Después de seleccionada la pieza a analizar mediante el ensamblaje obtenido en el programa SolidWorks se exporta al software Ansys donde es necesario detallar la malla y la aplicación de restricciones y cargas. Las restricciones incluyen puntos de anclaje para fijar la prótesis y limitaciones en los ángulos de movimiento. Las cargas simulan las fuerzas que actúan sobre la prótesis durante el uso diario, como el levantamiento de objetos o los movimientos de rotación de muñeca.



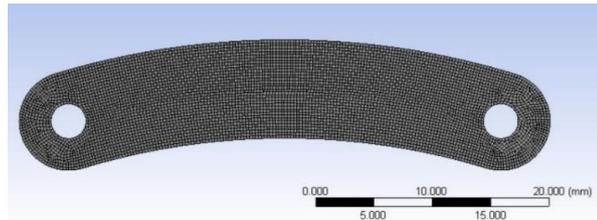


Ilustración 3- 35: Asignación de la malla al eslabón curvo

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- Simulación estructural: Se realiza una simulación estructural para evaluar la deformación total de la prótesis transhumeral. Esto implica analizar el comportamiento del modelo frente a las cargas aplicadas, identificar posibles puntos de tensión o deformación excesiva, y optimizar el diseño para mejorar su rendimiento estructural sobre la pieza seleccionada la cual es el eslabón curvo, dando como resultado un valor máximo de deformación de 0,39 milímetros en caso de que el torque del servomotor sea máximo.

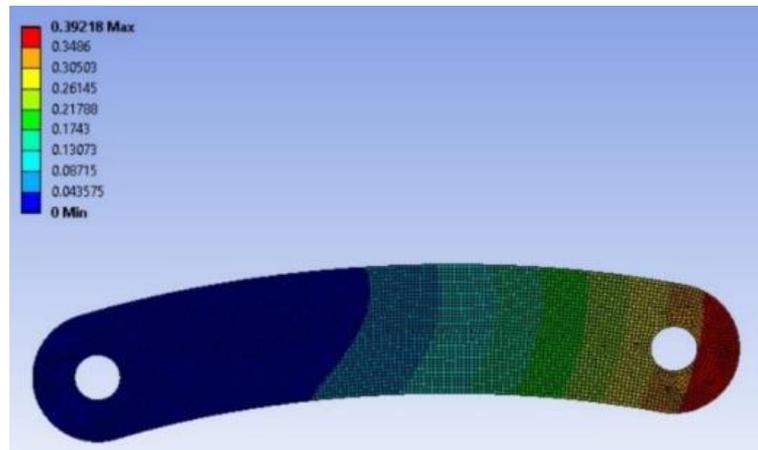


Ilustración 3- 36: Deformación total del eslabón curvo [0.39218mm].

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- Evaluación y ajustes: Los resultados de la simulación se analizan para evaluar el rendimiento del modelo de prótesis. Al llevar a cabo la simulación en el software Ansys se obtuvieron zonas de mayor afectación dando como resultado lo siguiente:

El eslabón curvo en el caso de la mano se consideró como el eslabón que lleva a cabo el mayor esfuerzo de toda la mano por lo que al analizarlo se obtiene un esfuerzo equivalente de 14.613 MPa como valor máximo proporcionando información crucial sobre la capacidad del componente para soportar la carga establecida la cual fue de 1Kg permitiendo identificar las zonas donde se concentran mayores esfuerzos y evaluar la posible fatiga del material en esas áreas críticas como se visualiza en la Ilustración 3-36.

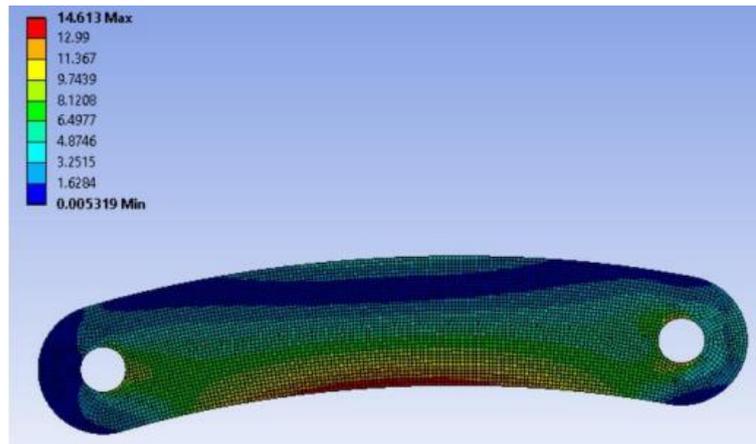


Ilustración 3- 37: Esfuerzo equivalente del eslabón curvo en MPa.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

En el caso de la simulación del brazo se tomó en cuenta que los puntos críticos pueden ser: Entre el brazo con el servomotor y el eje del servomotor hacia la mano de la prótesis, por lo que se vio como necesidad realizar el siguiente análisis.

- Análisis en Ansys del brazo con el servomotor

Como primer paso se realiza la exportación de piezas a analizar para posteriormente poder realizar la selección de piezas para poder realizar el cambio de materiales en Ansys iniciando con el servomotor como se visualiza en la Ilustración 3-41.

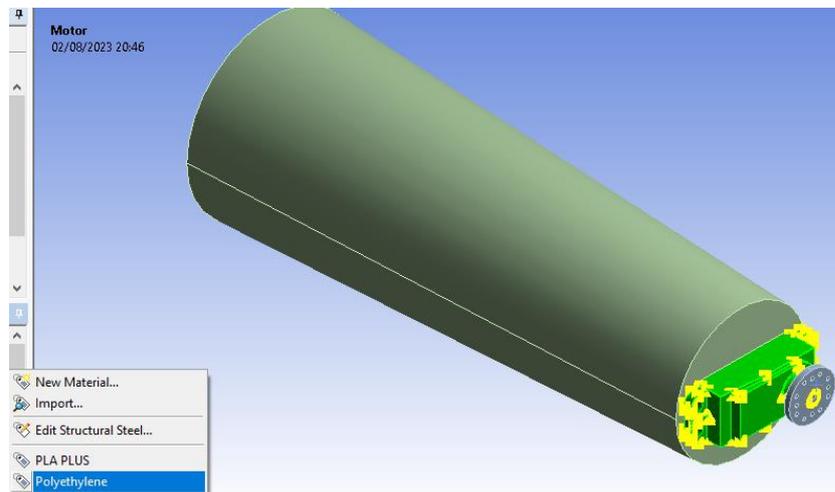


Ilustración 3- 38: Selección del servomotor para cambio de material en Ansys.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Desde la barra izquierda denominada outline se hace clic izquierdo sobre malla, posteriormente sobre insertar y finalmente en método para indicar el mallado sobre la pieza, donde los pasos para poder visualizar dicha malla se visualizan a continuación en la Ilustración 3-42.

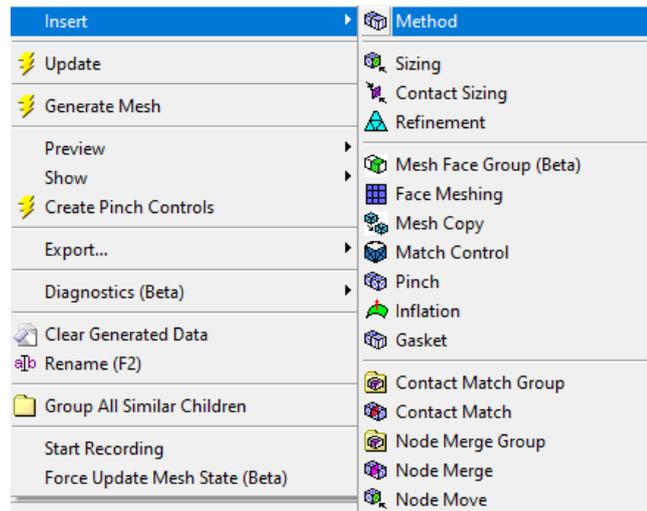


Ilustración 3- 39: Pasos para visualización del método de malla.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Se selecciona la opción sizing con el objetivo de especificar el tamaño de la malla la cual es de 6 milímetros sobre la pieza como se visualiza a continuación en la Ilustración 3-43.

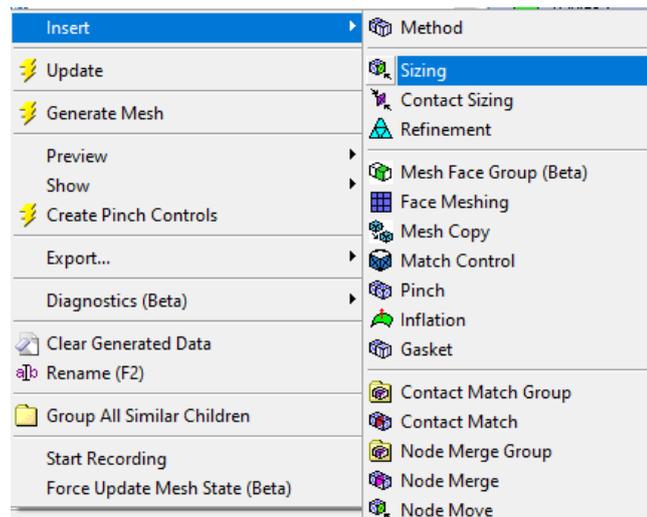


Ilustración 3- 40: Pasos para la especificación del tamaño de la malla.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Se lleva a cabo el refinamiento de la malla para mejorar la calidad de la misma y así mejorar el resultado final de la simulación obteniendo así valores más próximos a los reales como se visualiza a continuación en la Ilustración 3-43.

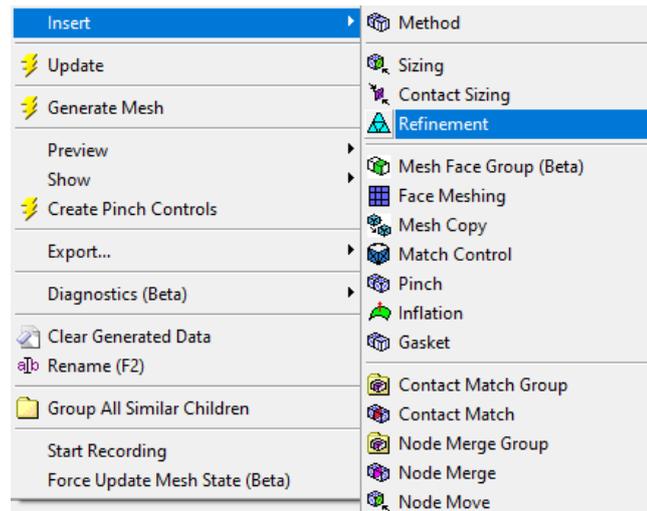


Ilustración 3- 41: Pasos para la refinación de la malla.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Finalmente, en la malla se obtiene un valor promedio de 0.78 considerado como buena malla.

Details of "Mesh"	
Check Mesh Quality	Yes, Errors
Error Limits	Standard Mechanical
<input type="checkbox"/> Target Quality	Default (0.050000)
Smoothing	Medium
Mesh Metric	Element Quality
<input type="checkbox"/> Min	3,7669e-003
<input type="checkbox"/> Max	0,99999
<input type="checkbox"/> Average	0,78823
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,17826

Ilustración 3- 42: Resultados del mallado.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Después de realizar las modificaciones sobre el mallado se procede a la selección de fixed suport con el objetivo de fijar la pieza para llevar a cabo el análisis estático que se ejerce entre el servomotor y el brazo como se visualiza en la Ilustración 3-46.

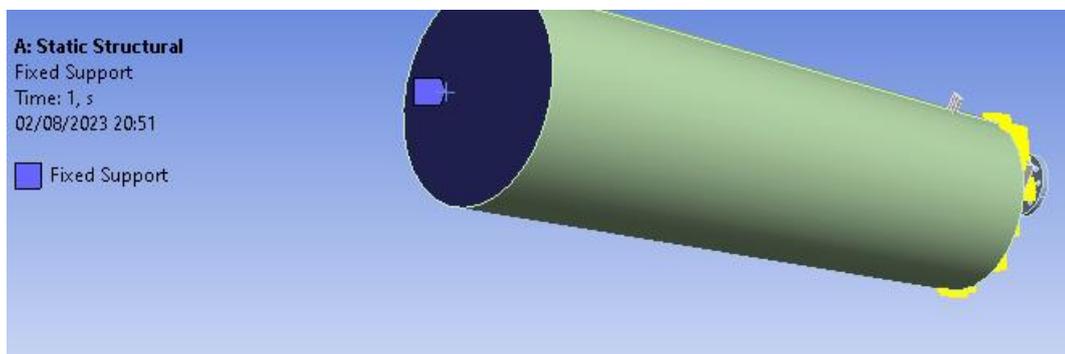


Ilustración 3- 43: Selección de fixed suport.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

A continuación, se aplican las fuerzas, en este caso es de 2,3 newtons de fuerza debido a que la masa total de la mano requiere ser multiplicada por la gravedad de 9,8.

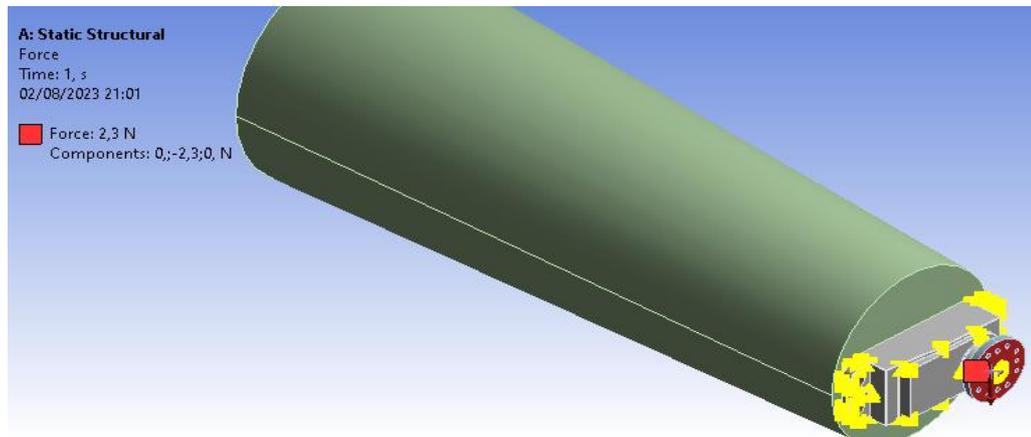


Ilustración 3- 44: Asignación de fuerzas.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Para visualizar los resultados necesarios los cuales son deformación y esfuerzo con von mises se lleva a cabo los siguientes pasos como se visualiza en la Ilustración 3-48.

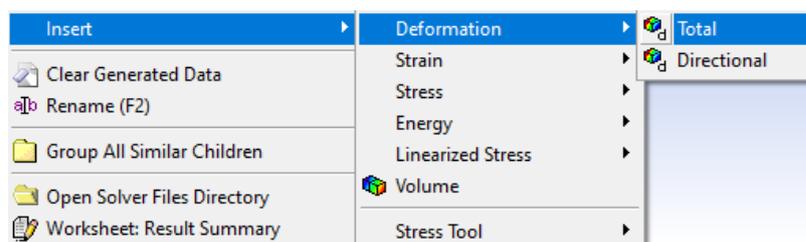


Ilustración 3- 45: Pasos para la visualización de resultados en Ansys.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.5.3 *Código de programación*

3.5.3.1 *Configuración en Sinric Pro*

Mediante la interfaz de Sinric Pro fue posible generar un código después de haber realizado configuraciones necesarias en dicha plataforma, por lo que en este prototipo se creo una cuenta de correo electrónico denominado prótesis.esepoch@outlook.com, enviando un código directo el cual solo es necesario descargar dicho programa para ser usado en el software Arduino por lo que para llegar al código se llevaron a cabo los siguientes pasos:

- **Paso 1:** Abrir Sinric Pro en cualquier navegador web.
- **Paso 2:** Crear una cuenta gratuita en dicha plataforma e iniciar sesión.

Sinric Pro

Dirección de correo electrónico

Contraseña [Olvidé la contraseña](#)

No soy un robot  reCAPTCHA
Privacidad · Términos

Iniciar sesión

Ilustración 3- 46: Ventana de inicio de sesión de Sinric Pro.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- **Paso 3:** Crear una plantilla. En este apartado se ubican todos los comandos que se desean ser leídos desde Alexa, por lo que es necesario ingresar dos modos ya que el uno se debe a la configuración de apertura y cierre de la mano mientras que el otro es el giro de la mano como se visualiza en la Ilustración 3.

 **Modo (Apertura y cierre de la mano)** [Configurar](#) [Eliminar](#)
Controlar la configuración de modo de un dispositivo

 **Modo (Giro de la mano)** [Configurar](#) [Eliminar](#)
Controlar la configuración de modo de un dispositivo

Ilustración 3- 47: Configuración de la plantilla de Sinric Pro.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

VALORES DE MODO	
Abrir	⊖
Agarre	⊖
Cerrar	⊖
Saludo	⊕

Ilustración 3- 48: Valores de modo en la apertura y cierre de la mano.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

VALORES DE MODO	
Uno	⊖
Dos	⊖
Descanso	⊖
Tres	⊖
Cuatro	⊕

Ilustración 3- 49: Valores de modo en el giro de la mano.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- Paso 4:** Crear un nuevo dispositivo. En este apartado se ingresan los parámetros como el nombre del dispositivo como se desea que Alexa que le reconozca, el cual en este caso se lo denomino “Brazo”, con una descripción denominada “Prótesis transhumeral”, el cual será un tipo de dispositivo con los comandos del brazo para llevarse a cabo su funcionalidad, además, es necesario una clave de aplicación la cual se configura por default o predeterminado en la habitación inicial con la que viene Sinric Pro denominada “Living Room” como se visualiza a continuación en la Ilustración 3-47.

1

Información del dispositivo

Nombre del dispositivo

Brazo

Descripción

Prótesis transhumeral

Tipo de dispositivo

Comandos del brazo

Clave de aplicación

default

Habitación

Living Room

Ilustración 3- 50: Configuración del dispositivo en Sinric Pro.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- **Paso 5:** Generar el código base desde Sinric Pro.

DISPOSITIVO



Brazo

ID: 64d93a87240a8509ffadea4f

Copiar

</> Generador de códigos

Ilustración 3- 51: Configuración del dispositivo en Sinric Pro.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- **Paso 6:** Descargar el código de control para Arduino. Para llevar a cabo el procesamiento de control por medio de internet y conexión wifi usando Sinric Pro se generan dos códigos de programación el cual el uno está definido de manera predeterminada como “main.ino” y el segundo definido como “Comandosdelbrazo.h”. donde los códigos de programación son los siguientes para poder ser usados en Arduino.

Brazo1.ino

```

#ifdef ENABLE_DEBUG
    #define DEBUG_ESP_PORT Serial
    #define NODEBUG_WEBSOCKETS
    #define NDEBUG
#endif

#include <Arduino.h>
#ifdef ESP8266
    #include <ESP8266WiFi.h>
#endif

#ifdef ESP32
    #include <WiFi.h>
#endif
#include <SinricPro.h>
#include "Protesis.h"
#define APP_KEY    "5cc36d17-e52e-4382-a7ab-6aa759e94c66"
#define APP_SECRET "da411c21-10ea-47ed-af70-acd9b3d8e1d0-63bc2527-5aff-496a-8495-b4dfe9b0ec89"
#define DEVICE_ID  "64a9dee335be2dbc3ec7df43"
#define SSID        "YOUR_WIFI_SSID"
#define PASS        "YOUR_WIFI_PASS"
#define BAUD_RATE   9600
Protesis &protesis = SinricPro[DEVICE_ID];
std::map<String, int> globalRangeValues;
bool onRangeValue(const String &deviceId, const String& instance, int &
rangeValue) {
    Serial.printf("[Device: %s]: Value for \"%s\" changed to %d\r\n", dev
iceId.c_str(), instance.c_str(), rangeValue);
    globalRangeValues[instance] = rangeValue;
    return true;
}
bool onAdjustRangeValue(const String &deviceId, const String& instance,
int &valueDelta) {
    globalRangeValues[instance] += valueDelta;

```

```

Serial.printf("[Device: %s]: Value for \"%s\" changed about %d to %d\
r\n", deviceId.c_str(), instance.c_str(), valueDelta, globalRangeValues
[instance]);
    globalRangeValues[instance] = valueDelta;
    return true;
}
void updateRangeValue(String instance, int value) {
    protesis.sendRangeValueEvent(instance, value);
}
void setupSinricPro() {
    protesis.onRangeValue("rangeInstance1", onRangeValue);
    protesis.onAdjustRangeValue("rangeInstance1", onAdjustRangeValue);
    protesis.onRangeValue("rangeInstance2", onRangeValue);
    protesis.onAdjustRangeValue("rangeInstance2", onAdjustRangeValue);
    SinricPro.onConnected([]{ Serial.printf("[SinricPro]: Connected\r\n")
; });
    SinricPro.onDisconnected([]{ Serial.printf("[SinricPro]: Disconnected
\r\n"); });
    SinricPro.begin(APP_KEY, APP_SECRET);
};
void setupWiFi() {
    WiFi.begin(SSID, PASS);
    Serial.printf("[WiFi]: Connecting to %s", SSID);
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
        Serial.printf(".");
        delay(250);
    }
    Serial.printf("connected\r\n");
}
void setup() {
    Serial.begin(BAUD_RATE);
    setupWiFi();
    setupSinricPro();
}

```

Ilustración 3- 52: Código de programación denominado “main.ino” de Sinric Pro

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

```
Comandos del brazo
```

```
#ifndef _COMANDOSDELBRAZO_H_
#define _COMANDOSDELBRAZO_H_
#include <SinricProDevice.h>
#include <Capabilities/RangeController.h>
class Brazo
: public SinricProDevice
, public RangeController<Brazo> {
    friend class RangeController<Brazo>;
public:
    Brazo(const String &deviceId) : SinricProDevice(deviceId, "Brazo") {}
;
};
#endif
```

Ilustración 3- 53: Código de programación denominado “Comandosdelbrazo.h” de Sinric Pro

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- **Paso 7:** Ingresar los comandos de los servomotores en la plantilla del código de programación generado por Sinric Pro.
- **Paso 8:** Descargar la aplicación de Sinric Pro en el celular. La descarga se puede llevar a cabo desde la Play Store en caso de ser un dispositivo Android o desde App Store para dispositivos Ios.
- **Paso 9:** Abrir la aplicación e iniciar sesión en el celular con la misma cuenta que fue ingresada en el computador.
- **Paso 10:** Verificar que el dispositivo creado aparezca en la aplicación al igual que sus comandos. Dentro del programa Sinric pro se puede calibra y seleccionar los comandos que se hayan ingresado en la aplicación y pueden ser editados desde el computador. Para realizar movimientos de la prótesis de brazo se puede verificar el movimiento seleccionando cada uno de ellos en la plantilla que se presenta a continuación:



Ilustración 3- 54: Ventada de comandos de Sinric Pro desde el celular

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

3.5.3.2 Configuración en Alexa

- **Paso 1:** Descargar la aplicación de Alexa en el celular
- **Paso 2:** En la página de Amazon buscar Sinric Pro para activar de forma gratuita la habilidad.

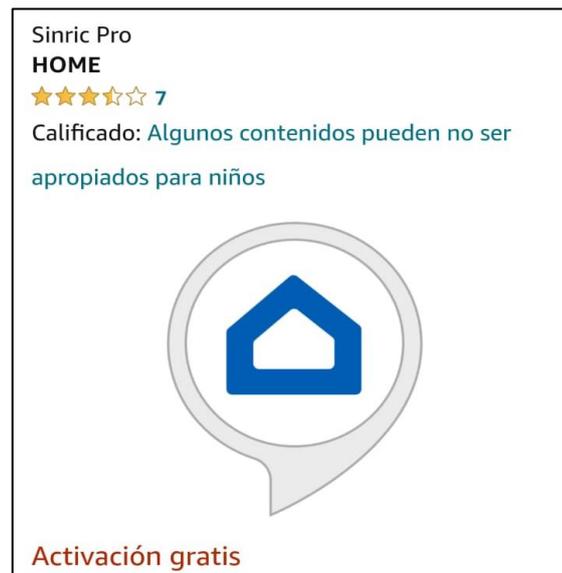


Ilustración 3- 55: Skill o habilidad de Sinric Pro para Alexa

Fuente: Amazon, 2023

- **Paso 3:** Abrir la aplicación de Alexa en el dispositivo móvil del usuario.
- **Paso 4:** Ir al menú y selecciona “Skills y Juegos” o “Skills & Games”.
- **Paso 5:** Busca “Sinric Pro” en la barra de búsqueda.
- **Paso 6:** Una vez que encuentres la habilidad, se activa o habilita para vincularla a la cuenta de Sinric Pro.

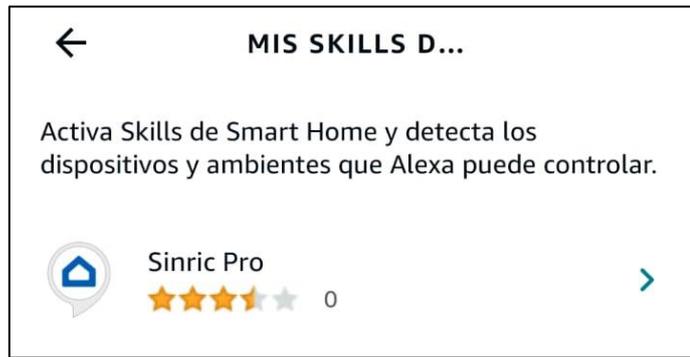


Ilustración 3- 56: Activación de Skill o habilidad de Sinric Pro en Alexa

Fuente: App Alexa móvil, 2023

- **Paso 7:** Ingresar al dispositivo denominado “Brazo” desde la aplicación de Alexa.

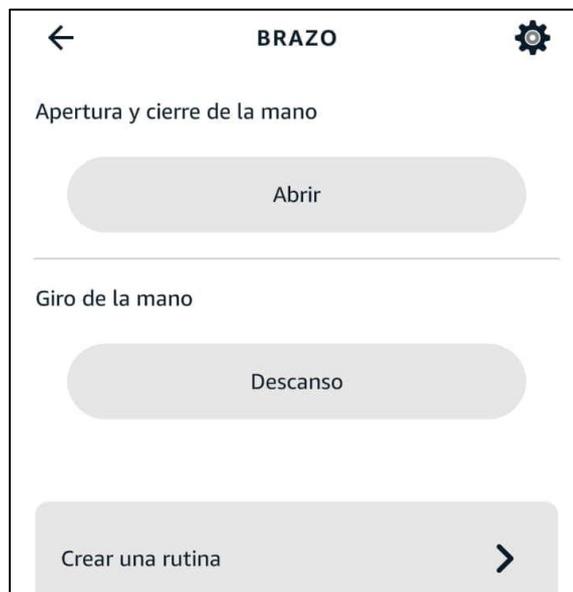


Ilustración 3- 57: Ventana del dispositivo “Brazo” en Alexa

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- **Paso 8:** Crear rutinas con cada uno de los comandos y palabras que se deseen tomar como comandos de activación por voz para el movimiento de la prótesis de brazo transhumeral.

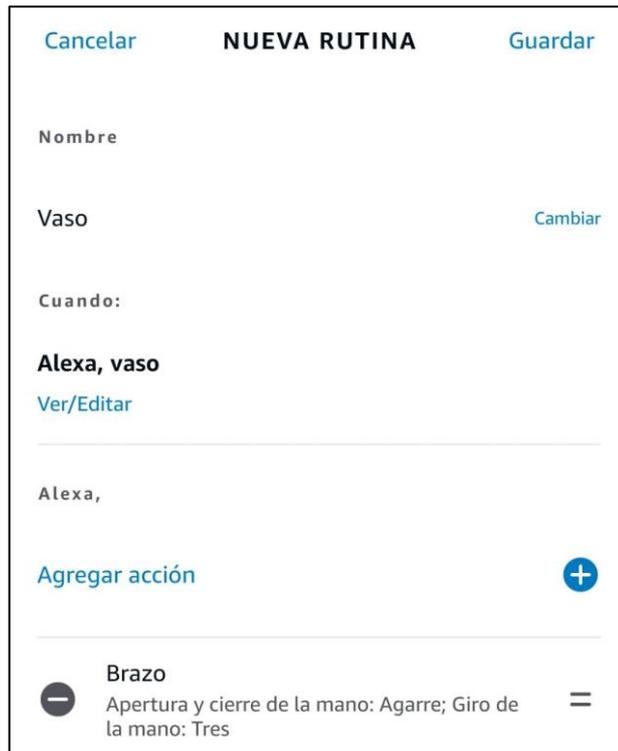


Ilustración 3- 58: Ventana para establecimiento de rutinas en Alexa

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

CAPÍTULO IV

4 ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

4.1 Resultados en Adams

La gráfica de posición en función del tiempo con unidades en milímetros y segundos permite identificar el movimiento mecánico en el eje axial de la muñeca. Al analizar este movimiento se evaluó la eficiencia y rendimiento de dicho movimiento como se visualiza en la Ilustración 4-1 donde la muñeca tiene un giro aproximado de 130 grados en un tiempo menor a los 3 segundos tanto de ida como de regreso hasta su posición inicial. Dando una media proximal de movimiento máximo hasta alcanzar el ángulo deseado por el usuario de 1.5 segundos.

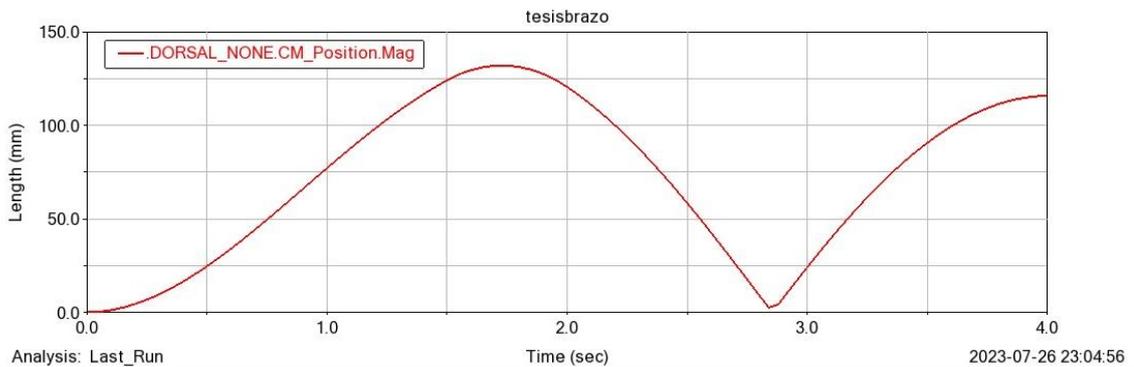


Ilustración 4- 1: Gráfica de posición vs tiempo de la muñeca de la prótesis.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

La Ilustración 4-2 muestra la velocidad del movimiento la cual tiene una velocidad máxima de movimiento próxima a los 175 milímetros por cada segundo representa la velocidad de reposicionamiento máxima que puede llegar a tardar hasta lograr la posición deseada por el usuario.

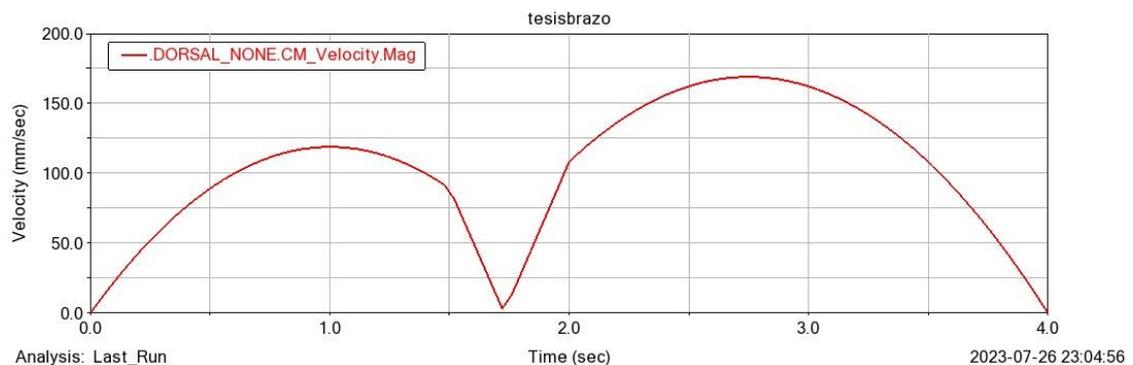


Ilustración 4- 2: Gráfica de velocidad vs tiempo de la muñeca de la prótesis.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

La Ilustración 4-3 representa la aceleración y desaceleración que ejerce el movimiento de la muñeca para llevar a cabo el movimiento requerido por la prótesis la cual en la mayoría de su trayectoria es armónica a excepción cuando cambia de dirección para retornar a su posición inicial la cual tiene un pico de 400 milímetros por cada segundo. Se toma en cuenta que estos valores son pequeños los cuales no son de fácil identificación de manera visual por el usuario.



Ilustración 4- 3: Gráfica de aceleración vs tiempo de la muñeca de la prótesis.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.2 Resultado en Ansys

Después de realizada la simulación en el software Ansys colocando una fuerza sobre el accesorio circular del servomotor que ejerce el movimiento rotacional de la muñeca donde esta fuerza representa el peso total de la mano se obtuvo resultados de la deformación total, la deformación elástica y el esfuerzo de tensión que se presentan a continuación:

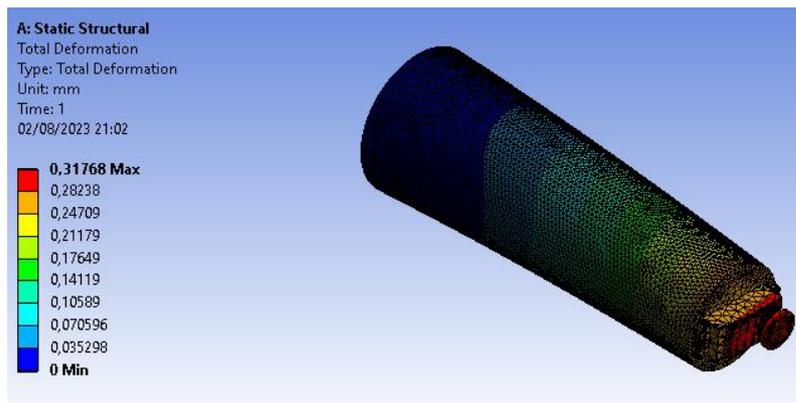


Ilustración 4- 4: Deformación total de la muñeca.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

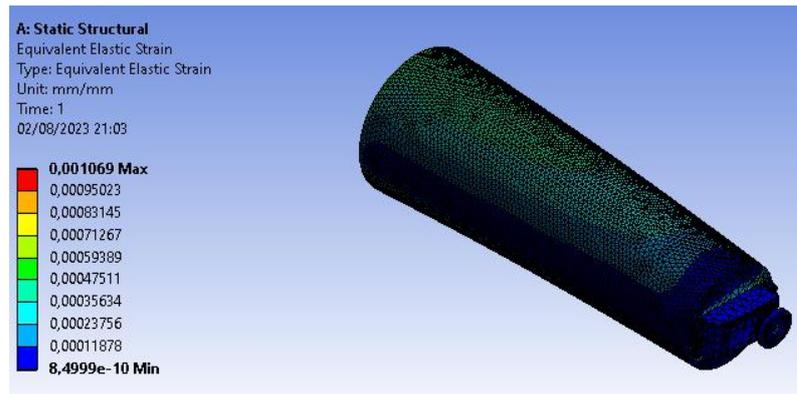


Ilustración 4- 5: Esfuerzo tensor de la muñeca

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

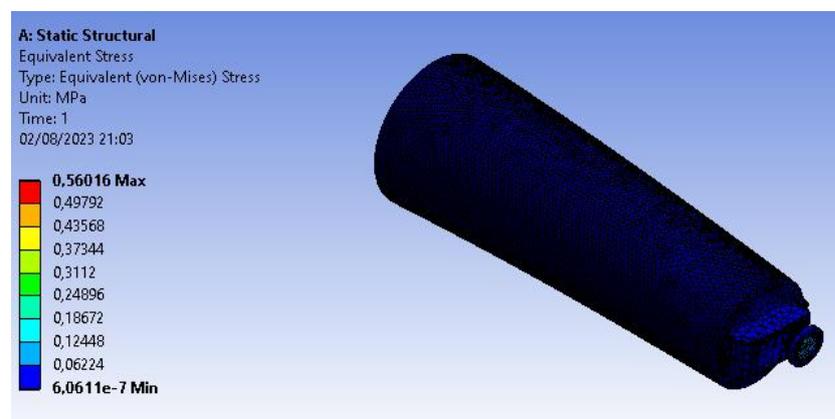


Ilustración 4- 6: Esfuerzo von-Mises de la muñeca.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.3 Construcción del primer prototipo

Al diseñar y fabricar la prótesis de brazo utilizando tecnología de impresión 3D y con un filamento de PLA+ como material base para la construcción ya que demostró en el estudio realizado en el capítulo 2 que tiene propiedades de alta resistencia, rigidez y durabilidad, lo convirtió en una óptima opción para el primer prototipo como se visualiza en la Ilustración 4-7.



Ilustración 4- 7: Primer prototipo de prótesis de brazo.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Los parámetros de impresión del primer prototipo fueron con un relleno de tipo árbol entre la carcasa y el alma del brazo por lo que perdió resistencia. Por lo que fue necesario generar otro prototipo realizando las respectivas correcciones sobre los parámetros de impresión, cambiando el relleno tipo árbol por el relleno tipo cruz en el interior de la estructura y aumentando el espesor de las superficies y recubrimientos. Además, se consideró que es posible una fabricación más precisa del tamaño del brazo mejorando el aspecto estético y en caso de que se requiera para distintos usuarios solo es necesario recalibrar la escala de las piezas y se procede a imprimir, esto incluye considerar la longitud del brazo, la articulación del codo y las características anatómicas individuales.

4.4 Parámetros de impresión del prototipo final de la prótesis de brazo

El desarrollo del prototipo final de la prótesis de brazo para amputación transhumeral de dos grados de libertad activada mediante control por voz y Alexa, es un paso crítico para confirmar la precisión de la información obtenida mediante el modelado computacional al compararla con el resultado físico de la prótesis.

En esta sección, se describe el proceso de construcción mecánico y electrónico del prototipo final, que incluye la impresión 3D del modelado final y parte electrónica que son dos servomotores, una placa de conexión wifi y una power band como fuente de energía.

Se llevo a cabo la impresión 3D del prototipo final con relleno tipo cruz el cual implicó la incorporación de un patrón de relleno en forma de cruz en el interior de la estructura impresa.

Este diseño de relleno cruzado proporcionó una mayor resistencia a la prótesis, lo que es especialmente importante para soportar las fuerzas y movimientos asociados con el uso diario.

4.4.1 Parámetros de impresión 3D

Los parámetros que fueron utilizados para la impresión desde Ultimaker Cura con el material de PLA+ fueron los siguientes:

Tabla 4- 1: Parámetros de impresión del PLA+

Medidas en Ultimaker Cura	
Altura de capa	0.2 mm
Grosor de la pared	2.0 mm
Recuento de líneas de pared	0.2 mm
Expansión horizontal	-0.1
Grosor superior/inferior	2.0
Capas superiores/inferiores	5
Densidad de relleno	20%
Patrón de relleno	Cruz
Temperatura de impresión	215°
Temperatura de la placa	60°
Tipo de adherencia a la placa	Falda (3)
Densidad del soporte	5%
Velocidad de impresión	50 mm/s

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.4.2 Parámetros de la impresora 3D

Para el uso de la impresora 3D el proceso de impresión utilizado se lo realizó mediante la impresora Ender 3 Pro la cual tuvo modificaciones previas como fue el cambio del extrusor en cual originalmente es de acero y se lo reemplazó por uno de aluminio provocando una mejora en el depósito del material durante la impresión.

Tabla 4- 2: Características de la impresora 3D

Ender 3 Pro	
Volumen máximo de impresión	220x220x250
Nozzle o boquilla	0.4 mm
Velocidad máx. De impresión	180 mm/s
Resolución de capa	0.1-0.4 mm
Extrusor	MK-10

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.5 Construcción del prototipo final

El primer paso en la construcción del prototipo implica la impresión en 3D de las partes mecánicas que componen la prótesis de brazo. Se utilizará un modelo final previamente diseñado en un software de diseño asistido por computadora (CAD) para obtener un prototipo físico funcional. Se imprimirán las siguientes partes:

- Mano protésica: Se imprimió una mano con articulaciones que permitan agarre y manipulación de objetos.



Ilustración 4- 8: Prototipo final de la mano.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

- Segmento superior del brazo: Esta pieza fue diseñada para encajar con la sección del brazo del usuario y actúa como la base para los componentes posteriores.
- Segmento inferior del brazo: Esta pieza se conecta al segmento superior del brazo y proporciona soporte y movimiento adicional para la prótesis.



Ilustración 4- 9: Prototipo final del brazo

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.5.1 *Tamaño de la prótesis transhumeral*

En la tabla 4-3 se especifican las dimensiones del prototipo final de la prótesis transhumeral tanto de los dedos, la mano y del brazo como se visualiza a continuación.

Tabla 4- 3: Dimensiones del prototipo de prótesis transhumeral

Dedos			
	Pieza	Largo	Ancho
1	Pulgar	75,92 mm	20,00 mm
2	Índice	53,88 mm	16,00 mm
3	Medio	59,99 mm	20,00 mm
4	Anular	54,76 mm	18,00 mm
5	Meñique	48,65 mm	15,00 mm
Mano			
6	Palma	138,32	85,00 mm
7	Transverso	136,74 mm	90,00 mm
Brazo			
8	Antebrazo	153 mm	93 mm
9	Codo	115 mm	100 mm
10	Brazo	125 mm	104 mm

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.5.2 *Peso de la prótesis transhumeral*

En la tabla 4-4 se visualiza el peso de las partes motrices de la prótesis de brazo transhumeral divididos en mano y brazo

Tabla 4- 4: Especificaciones físicas del sistema motriz

Parte motriz	Descripción	Peso
Mano		254 [gr]

Brazo		140 [gr]
-------	---	----------

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.5.3 *Parámetros de trabajo de la mano*

Para replicar el movimiento natural de apertura y cierre de la mano se consideró los datos que están expresados en grados según los grados en lo que se realizó la programación.

Tabla 4- 5: Parámetros de trabajo de la mano

Ángulos de trabajo de mano		
Detalles de posición	Comandos	Ángulos
Posición de mano totalmente abierta	Abrir	55°
Posición de apertura parcial	Agarre	30°
Posición mano totalmente cerrada	Cerrar	0°

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.5.4 *Parámetros de trabajo de la muñeca*

Para replicar el movimiento rotacional de la mano se han considerado los siguientes datos presentados en la siguiente tabla. Expresados en grados según el ángulo de posicionamiento necesario al objeto a sostener.

Tabla 4- 6: Parámetros de trabajo de la muñeca.

Ángulos de trabajo del giro de la mano		
Detalles de posición	Comandos	Ángulos
Posición de palma (Supinación)	Uno	0°
	Dos	45°
Posición de descanso	Descanso	90°
	tres	135°
Posición de transverso (Pronación)	cuatro	180°

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.5.5 Comandos

Para el correcto funcionamiento de la prótesis de brazo se establecen comandos necesarios para dar funcionalidad de la prótesis los cuales se asignan por medio de rutinas de Alexa.

Tabla 4- 7: Lista de comandos.

Objeto	Mano		Muñeca	
	Comando	Ángulo	Comando	Ángulo
Hoja	Cerrar	0°	cuatro	180°
Pinza	Agarre	30°	tres	135°
Cuchara	Cerrar	0°	Dos	45°
Llaves	Cerrar	0°	Descanso	90°
Vaso	Agarre	30°	Descanso	90°
Huevo	Agarre	30°	Uno	0°
Suéter	Agarre	30°	tres	135°
Celular	Abrir	55°	Uno	0°
Compras	Abrir	55°	cuatro	180°
Botella	Agarre	30°	Descanso	90°

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.6 Código de control para el movimiento de la prótesis de brazo

Para controlar el movimiento de la prótesis se lleva a cabo un código de programación tanto para la conexión de dispositivos electrónicos como también la vinculación de Arduino con Sinric pro por lo que el lenguaje de programación utilizado para llevar a cabo dicho objetivo es el proporcionado por Arduino. Como se integraron dos servomotores para controlar los movimientos de apertura y cierre de la mano y la rotación de muñeca. La comunicación y control de la prótesis se lograron mediante la implementación de bibliotecas de GitHub, como Sinric Pro, que permitió la conexión con Alexa para el control de voz. Además, se utilizó una placa de conexión wifi para establecer la comunicación entre la prótesis y Alexa. Dando como resultado final el siguiente código de programación.

```
#include <Servo.h>/**
#ifdef ENABLE_DEBUG
#define DEBUG_ESP_PORT Serial
#define NODEBUG_WEBSOCKETS
#define NDEBUG
#endif
```

```

#include <Arduino.h>
#ifdef ESP8266
    #include <ESP8266WiFi.h>
#endif
#ifdef ESP32
    #include <WiFi.h>
#endif

#include <SinricPro.h>
#include "Comandosdelbrazo.h"

#define APP_KEY    "5f6d0c2a-e000-474b-b0bd-f13429c09370"
#define APP_SECRET "48bd8db2-73c8-4684-bd99-27e5e1983e9b-dc8412a1-b901-436d-8fda-43a02706185f"
#define DEVICE_ID  "655e013769edf60a376439b8"

#define SSID      "Protesis" //***
#define PASS      "12345678" //***

#define BAUD_RATE 9600

Comandosdelbrazo &comandosdelbrazo = SinricPro[DEVICE_ID];
Servo mano; //***
Servo giro; //***
std::map<String, String> globalModes;

bool onSetMode(const String& deviceId, const String& instance, String
&mode) {
    Serial.printf("[Device: %s]: Modesetting for \"%s\" set to mode
%s\r\n", deviceId.c_str(), instance.c_str(), mode.c_str());
    globalModes[instance] = mode;
    Serial.printf(mode.c_str());

    //***
    if(mode.equals("Abrir")){
        Serial.printf("ok abrir");
        mano.write(10);
    }
    if(mode.equals("Agarre")){
        Serial.printf("ok agarre");
        mano.write(75);
    }
    if(mode.equals("Cerrar")){
        Serial.printf("ok cerrar");
        mano.write(120);
    }
    if(mode.equals("Saludo")){
        Serial.printf("ok saludo");
    }
}

```

```

        giro.write(90);
        mano.write(10);
        delay(2000);
        mano.write(120);

    }

    if(mode.equals("Cuatro")){
        Serial.printf("ok cuatro");
        giro.write(0);
    }

    if(mode.equals("Tres")){
        Serial.printf("ok tres");
        giro.write(45);
    }

    if(mode.equals("Descanso")){
        Serial.printf("ok descanso");
        giro.write(90);
    }

    if(mode.equals("Dos")){
        Serial.printf("ok dos");
        giro.write(135);
    }

    if(mode.equals("Uno")){
        Serial.printf("ok uno");
        giro.write(180);
    }

}

return true;
}

/**
void updateMode(String instance, String mode) {
    comandosdelbrazo.sendModeEvent(instance, mode,
"PHYSICAL_INTERACTION");
}

void setupSinricPro() {

    // ModeController
    comandosdelbrazo.onSetMode("modeInstance1", onSetMode);
    comandosdelbrazo.onSetMode("modeInstance2", onSetMode);

    SinricPro.onConnected([]{ Serial.printf("[SinricPro]:
Connected\r\n"); });
    SinricPro.onDisconnected([]{ Serial.printf("[SinricPro]:
Disconnected\r\n"); });
}

```

```

SinricPro.begin(APP_KEY, APP_SECRET);
};

void setupWiFi() {

  WiFi.begin(SSID, PASS);
  Serial.printf("[WiFi]: Connecting to %s", SSID);
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    Serial.printf(".");
    delay(250);
  }
  Serial.printf("connected\r\n");
}

void setup() {
  mano.attach(0); // PIN D3 ***
  giro.attach(14); // PIN D5 ***
  Serial.begin(BAUD_RATE);
  setupWiFi();
  setupSinricPro();
}

void loop() {
  SinricPro.handle();
  //Probar angulo servo mano rango valor 0-90 ***
  if (Serial.available() > 0) {
    int angulo = Serial.parseInt(); // Lee el valor entero ingresado
    desde el monitor serial

    // Asegurar de que el ángulo esté dentro del rango permitido
    if (angulo >= 0 && angulo <= 180) {
      mano.write(angulo); // Mueve el servo al ángulo especificado
      Serial.print("Servo movido a: ");
      Serial.println(angulo);
    } else {
      Serial.println("Error: ángulo fuera de rango (0-180)."); /***
    }
  }
}
}

```

Ilustración 4- 10: Código final de programación.

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Después de verificado el funcionamiento del código de programación se lo carga a la placa wifi ESP8266 como se visualiza en la Ilustración 4-11 la cual registra las señales de cada uno de los movimientos a realizar.

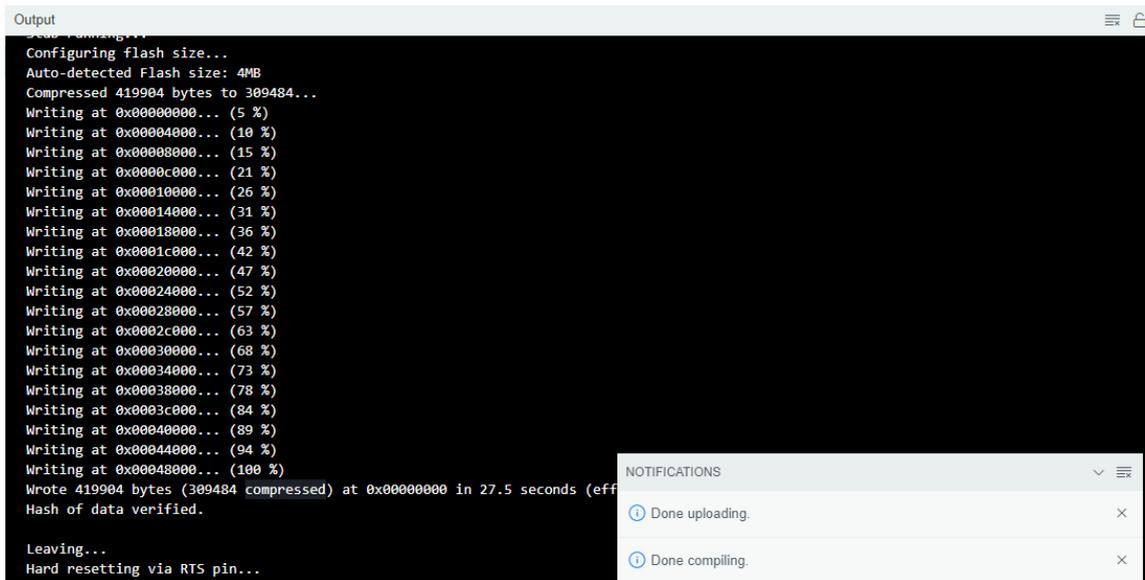


Ilustración 4- 11: Carga del código de programación a la placa wifi ESP32.

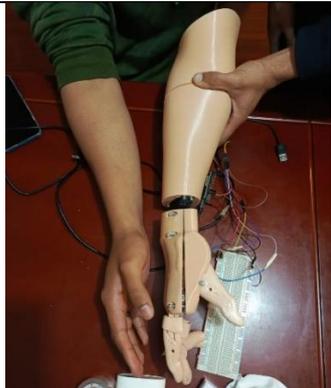
Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.7 Montaje de la prótesis de brazo

Para llevar a cabo el montaje tanto mecánico como electrónico se siguieron distintos pasos al igual que se tomó un tiempo determinado en realizarse cada uno de ellos los cuales se especifican en la tabla 4-3. En conjunto, estos pasos o también considerado etapas de construcción como cada uno de los componentes integrados, dieron como resultado un prototipo funcional de prótesis de brazo que proporciona movilidad en dos sentidos y control de voz para las personas con amputación transhumeral.

Tabla 4- 8: Pasos y tiempos promedio de montaje.

Pasos	Tiempo(min)	Descripción
<p>Ensamblaje mecánico:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Las piezas tanto mecánicas como electrónicas se juntan para el montaje. 2. Las partes mecánicas, articulaciones y elementos estructurales, se colocan en su posición igual que en el diseño CAD de la prótesis. 3. En esta etapa, se utilizó herramientas como llaves, tornillos, pernos, rodamientos y otros componentes de fijación. 	30	

<p>Alineación y Ajustes Iniciales:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Los componentes electrónicos se alinean con el ensamble mecánico de acuerdo con el diseño CAD para asegurar la funcionalidad correcta de la prótesis. 2. Se realizan ajustes preliminares para garantizar que los componentes se muevan libremente en sus articulaciones y que no haya fricciones no deseadas. 	<p>15</p>	
<p>Verificación de Movimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Se realiza una verificación inicial del movimiento de las articulaciones ya conectadas a los servomotores para asegurarse de que no haya restricciones ni interferencias. 2. Los rangos de movimiento y los ángulos de flexión y extensión se prueban para asegurar que se ajusten a los valores asignados en el código de programación. 	<p>10</p>	
<p>Fijación de Componentes:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Los componentes de la mano como del brazo se fijan de manera segura en su lugar asegurando el correcto posicionamiento de componentes mecánicos como electrónicos. Esto implicó el uso estratégico de adhesivos, tornillos y tuercas. 	<p>5</p>	

<p>Ajustes de calibración:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. En componentes como las articulaciones, se pueden realizar ajustes para controlar precisión de movimiento lo que afecta a la facilidad con la que se puede llevar a cabo la sujeción de objetos. 2. Estos ajustes permiten personalizar la prótesis según las preferencias del paciente y sus necesidades básicas. 	30	
---	----	---

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Mediante el establecimiento de tiempos de montaje se determinó que para llevar a cabo dicho ensamble se requirió de un tiempo aproximado de 90 minutos el cual se considera un tiempo corto ya que este procedimiento solo se deberá llevar a cabo en casos de realización de mantenimiento correctivo de la misma.

4.8 Pruebas

Para las pruebas se consideraron desafíos realizados en otras prótesis diseñadas anteriormente como también se basó en la competencia del Cybathlon denominada “Hazlo tú mismo” que será ejecutada en el 2024, por lo que se tomó en consideración los desafíos que una prótesis de brazo debe poder cumplir para considerarse funcional la cual refiere a usas diferentes herramientas manuales en el contexto del trabajo a realizar el usuario lo que consiste en:

- Colgar la ropa: Manipular la ropa y ponerse la ropa requiere un conjunto distinto de habilidades motoras finas, en particular en los dedos. Además, para que una prótesis de brazo sea práctica para el uso diario debe ser compatible con la ropa estándar.
En esta tarea, el piloto debe ponerse un suéter con capucha y cerrar completamente la cremallera. Luego, el piloto debe colgar el suéter con capucha en el tendedero usando una percha. Finalmente, el piloto debe colgar una camiseta en el tendedero con pinzas azules.
- Sirviendo comida: Cocinar a menudo implica agarrar y transportar objetos (p. ej., sartenes) de un peso significativo de un lugar a otro, mientras que debe asegurarse de que no se derrame nada del contenido. En esta tarea, se debe llevar una cacerola y una sartén desde la estufa hasta un lugar predefinido en una mesa.
- Apilado: Mantener un agarre firme durante los cambios posturales del brazo (p. ej., pronación y supinación del antebrazo, flexión y extensión del codo) puede ser un desafío

para los usuarios de manos protésicas, pero es relevante en muchas situaciones de la vida diaria, como cuando se vierten líquidos o se giran objetos.

En esta tarea, los pilotos se sientan frente a una mesa y deben apilar vasos azules en una pirámide vertical.

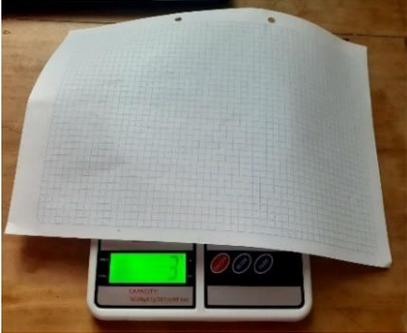
Tabla 4- 9: Objetos de prueba.

Objetos de prueba	
Según el diseño	Según Cybathlon
Hoja	Prenda de vestir
Cuchara	Cremallera
Juego de llaves	Pinza
Celular	Sarten pequeño
Huevo	Cuchara
Funda de compras	Plato
Botella	Vaso

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.8.1 *Objetos seleccionados con sus pesos para pruebas de agarre*

Tabla 4- 10: Objetos seleccionados para las pruebas de agarre.

Objetos para las pruebas de agarre	Ilustraciones
Objetos para sostener considerados en el diseño	
Hoja [3 gr]	

<p>Juego de llaves [48 gr]</p>	
<p>Celular [224 gr]</p>	
<p>Huevo [71 gr]</p>	

<p>Funda de compras [626 gr]</p>	
<p>Botella [1015 gr]</p>	
<p>Objetos para sostener según Cybathlon</p>	
<p>Cuchara [29 gr]</p>	
<p>Suéter [156 gr]</p>	

<p>Pinza [5 gr]</p>	
<p>Vaso con liquido [270 gr]</p>	
<p>Vaso vacío [50 gr]</p>	

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.8.2 Registro de pruebas de agarre y funcionamiento

El registro de pruebas de funcionamiento realizadas para la prótesis de brazo fue esencial para evaluar su desempeño de funcionalidad. Estas pruebas incluyeron si la prótesis puede agarrar distintos objetos y la precisión con la que pueden realizar estos movimientos.

Tabla 4- 11: Cumplimiento de pruebas de agarre y funcionamiento

Denominación	Objeto	Cumple función	No cumple función
Pruebas en vacío	Vacío	x	
Toma de objetos con un peso entre 1 y 50 gramos	Hoja [3 gr]	x	
	Pinza [5 gr]		
	Cuchara [29 gr]	x	
	Juego de llaves [48 gr]		x
	Vaso vacío [50 gr]	x	
Toma de objetos con un peso entre 50 y 1015 gramos	Huevo [71 gr]	x	
	Prenda de vestir [156 gr]	x	
	Celular [224 gr]		x
	Vaso con liquido [270 gr]		x
	Funda de compras [626 gr]	x	
	Botella [1015 gr]		x
Movimiento dinámico	Colocar juego de llaves	x	
	Colocar vaso		x
	Uso del computador		x
	Uso de la cuchara		x

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

La eficiencia de la prótesis de brazo es un proceso más que de desarrollo es de acoplamiento del usuario con el sistema de activación y configuración que el usuario desee y así es posible ampliar el número de comandos y pruebas a realizar y tener un enfoque más claro de la eficiencia y precisión de agarre y funcionalidad de la prótesis de brazo.

En el caso del movimiento dinámico no fueron posibles algunas pruebas como el uso de computador debido al diseño de los dedos mientras que en el caso del uso de la cuchara no es posible debido al diseño estático del codo. Por lo cual la prótesis está abierta a futuras modificaciones con el objetivo de mejorar y aumentar el cumplimiento de pruebas de agarre y funcionamiento para futuros prototipos.



Ilustración 4- 12: Pruebas de funcionamiento de la prótesis de brazo

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.9 Análisis de costos

4.9.1 Costos directo

Se consideró todos los materiales utilizados para la construcción del sistema que conforman:

Tabla 4- 12:Costos de materiales

Item	Descripción	Cantidad	Costo unit.	Sub. total
1	Rollos de PLA+ color piel	2	\$22,00	\$44,00
2	Servomotor MG955 Tower Pro	1	\$18,00	\$18,00
3	Servomotor HS-311 Hi Tec	1	\$22,00	\$22,00
4	Tornillos M3x15	7	\$0,10	\$0,70
5	Tuercas M3x15	7	\$0,05	\$0,35
6	Tornillos M312	8	\$0,10	\$0,80
7	Tuercas M3x12	8	\$0,05	\$0,40
8	Tornillos M4x100	4	\$1,00	\$4,00
9	Tuercas M4x100	12	\$0,15	\$1,80
10	Tarjeta ESP8266	1	\$18,00	\$18,00
11	Power band	1	\$22,00	\$22,00
12	Cargador de 5,2[V] y 1,8[A]	1	\$7,00	\$7,00
13	Cables para Arduino	1	\$2,00	\$5,00
14	Lata de primer	1	\$4,00	\$4,00
15	Lata de pintura automotriz color piel	1	\$7,00	\$7,00
16	Echo Dot de Alexa	1	\$70,00	\$70,00
				\$225,05

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.9.1.1 Costo de mano de obra y transporte

El costo de la mano de obra corresponde al salario tanto del diseñador, como del programador del Arduino.

Tabla 4- 13:Costos de mano de obra

Item	Descripción	Horas - hombre	Costos x hora	Sub total
1	Diseñador CAD/CAE	12	\$12,00	\$144,00
2	Programador Arduino	2	\$20,00	\$40,00
3	Programador Sinric Pro y Alexa	2	\$20,00	\$40,00
				\$224,00

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.9.1.2 Costo de equipos y herramientas

Las herramientas y equipos abarcan todos los utilizados a lo largo de la construcción del sistema de la prótesis de brazo.

Tabla 4- 14:Costos de equipos y herramientas

Item	Descripción	Horas - equipo	Costo x hora	Sub total
1	Impresora 3D	107	\$2,00	\$214,00
2	Dremel	3	\$5,00	\$15,00
3	Calibrador digital	3	\$0,85	\$2,55
4	Pistola de silicona	3	\$1,00	\$3,00
5	Cautín	3	\$0,55	\$1,65
6	Desarmadores estrella	3	\$1,25	\$3,75
				\$239,95

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.9.1.3 Costo de transporte

Tabla 4- 15:Costos de mano de obra

Nº	Descripción	Salario/hora	Horas hombre	Costo total
4	Transporte de la Alexa	\$15,00	-	\$15,00
				\$5,00

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.9.1.4 Costo total directo

Tabla 4- 16:Costos totales directos

Tipo de costo directo	Valor
Costo material	\$225,05
Costo mano de obra	\$224,00
Costo maquinaria y herramienta	\$239,95
Costo de transporte	\$15,00
	\$704,00

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

Los costos directos totales para este trabajo de integración curricular comprenden todos los gastos relacionados específicamente con la implementación de materiales, mano de obra, equipos y herramienta, que tienen un valor de \$704,00.

4.9.2 Costos indirectos

Tabla 4- 17:Costos indirectos

Descripción	Valor
Costo ingenieril	\$70,40
Imprevistos	\$22,00
Utilidad	\$0,00
	\$92,40

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

4.9.3 Costos totales

El precio de producción incluye todos los costos asociados con la fabricación del producto, como son los costos directos, indirectos e imprevistos. Donde los costos totales para la fabricación de la prótesis de miembro superior comprenden un valor de \$796,40.

Tabla 4- 18:Costos totales

Descripción	Valor
Costos directos	\$704,00
Costos indirectos	\$92,40
	\$796,40

Realizado por: Reinoso, S.; Villa, C. 2023

CAPÍTULO V

5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

- En este trabajo de integración curricular se logró diseñar y construir un prototipo funcional de una prótesis para amputación transhumeral de dos grados de libertad, el cual el primero es el movimiento de apertura y cierre de la mano mientras que el segundo grado de libertad es la rotación de la mano. La combinación de control de voz y la integración con el asistente virtual Alexa ha demostrado ser una solución eficaz para la activación y manipulación de la prótesis, brindando una mayor independencia y comodidad a las personas con amputaciones transhumerales.
- Las pruebas realizadas basadas en la competencia Cybathlon fueron satisfactorias en: seguridad, funcionalidad, ergonomía y resistencia ya que tuvieron resultados satisfactorios como lo es la velocidad de respuesta promedio de 1,5 segundos para llevarse a cabo los comandos, el prototipo es acorde a las proporciones del usuario dándole un buen aspecto físico y debido a su material de construcción se obtuvo un buen agarre de objetos en distintos ángulos de pronación y supinación llegando a sostener satisfactoriamente objetos de hasta 615 gramos, siendo la comodidad la única prueba no realizada debido a que es un prototipo.
- La simulación de resistencia de las partes mediante el software Ansys demostró que el eslabón más crítico es el eslabón curvo teniendo una deformación máxima de 0,43mm por lo que se concluye que la prótesis es capaz de soportar las cargas y movimientos típicos de un hombre adulto ecuatoriano. Esto garantiza la seguridad y durabilidad del dispositivo, lo cual es esencial para la confianza y bienestar del usuario.
- Para activar las funciones de la prótesis el sistema para el control de voz el más eficiente fue Alexa debido a que tiene una fácil vinculación con aplicaciones que permiten domotizar dispositivos el cual para llevar a cabo dichos comandos desde esta aplicación solo fue necesario la programación de una placa wifi y vinculación con la aplicación SinricPro donde se ha demostrado una interacción fluida entre el usuario y la prótesis. Esta característica innovadora brinda una forma intuitiva y natural de controlar los movimientos de la prótesis, facilitando la incorporación de la prótesis en la vida cotidiana del usuario.

5.2 RECOMENDACIONES

- Es fundamental elegir un material de impresión 3D de alta calidad y resistencia para la construcción de las partes de la prótesis. Optar por materiales como el PLA+ puede proporcionar la resistencia y durabilidad necesarias. Además, es importante considerar las propiedades específicas del material, como la temperatura de fusión, la adherencia a la superficie de impresión y la resistencia a la tracción.
- Para evitar problemas como el sobrecalentamiento y la posibilidad de quemar la placa, es esencial ajustar correctamente los parámetros de impresión. Esto incluye la temperatura del extrusor, la velocidad de impresión, la altura de capa y el enfriamiento adecuado entre capas. Al configurar los parámetros de manera óptima, se puede minimizar el riesgo de dañar la placa y obtener impresiones de mayor calidad.
- Durante la impresión, es importante mantener un monitoreo constante y un control adecuado del entorno de impresión. Asegurándose de que el área de impresión esté bien ventilada y no se sobrecaliente. Ya que cualquier incremento excesivo de temperatura que pueda provocar daños. Si es posible, considerar el uso de dispositivos de seguridad adicionales, como sensores de temperatura y sistemas de apagado automático en caso de detectar condiciones peligrosas.
- Al utilizar la tecnología de impresión 3D, también se pueden incorporar para futuras investigaciones detalles y características adicionales en el diseño de la prótesis, como texturas de agarre en la mano o adaptaciones para la conexión de sensores y actuadores que permitan un mayor control y funcionalidad.

BIBLIOGRAFÍA

1. **BCN3D. 2022.** PLA vs PLA+: Principales diferencias entre estos dos materiales [Blog]. [18 de agosto de 2022]. Disponible en: <https://www.bcn3d.com/es/pla-vs-pla-principales-diferencias-entre-estos-dos-materiales/>.
2. **BRUNO SARAVIA, Andrés Raúl 2019.** ESP32 NODE MCU. *ESP32 - WIFI & BLUETOOTH SoC module*. [Blog]. [20 de agosto de 2022]. Disponible en: https://www.microelectronicash.com/downloads/ESP32_MANUAL.pdf
3. **CONADIS. 2023.** Consejo Nacional para la igualdad de Discapacidades. [Blog]. [18 de agosto de 2022]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.
4. **CONTRERAS, Lucia. 2023.** Guía completa: El filamento de PLA en la impresión 3D [Blog]. [18 de septiembre de 2022]. Disponible en: <https://www.3dnatives.com/es/guia-filamento-pla-en-la-impresion-3d-190820192/>.
5. **Cyathlon. 2023.** Prótesis de brazo [Blog]. [18 de agosto de 2022]. Disponible en: <https://cyathlon.ethz.ch/en/events/challenges/Challenges-2024/Arm-Prosthesis-Tasks>.
6. **ESCRIVA, Esmeralda. 2019.** Diseño de una prótesis articulada de brazo y mano de bajo coste [Blog]. [18 de agosto de 2022]. Disponible en: <https://riunet.upv.es/handle/10251/129964>.
7. **Guerrero, Adrián y Tenelanda, Alex. 2022.** Diseño y construcción de un prototipo de prótesis funcional para amputación transradial de dos grados de libertad, con señal mioeléctrica y accionamiento motorizado. [En línea] (Trabajo de titulación) (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. 2022. [consulta: 2022-07-24]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/18136>.
8. **HUARI VILA, Oscar. 2020.** Conceptos básicos sobre mecanismos. *Teoría de máquinas*. [Blog]. [18 de agosto de 2022]. Disponible en: <https://slideplayer.es/slide/17997062/>.
9. **INEN. 2014.** *NTE INEN-ISO 22523. Prótesis de miembros externos y ortesis externas. requisitos y métodos de ensayo (ISO 22523:2006, IDT)*. 2014.
10. —. **2014.** *NTE INEN-ISO 22523. Prótesis de miembros externos y ortesis externas. requisitos y métodos de ensayo (ISO 22523:2006, IDT)*. 2014.
11. —. **2015.** *RTE INEN 121. Prótesis de miembros externos y órtesis externas*. 2015.
12. **LOPESINO, Daniel. 2018.** Análisis y mejora del diseño de una mano protésica. [Blog]. [18 de agosto de 2022]. Disponible en: https://oa.upm.es/50450/1/TFG_DANIEL_LOPESINO_RIVERA.pdf.

13. **LÓPEZ, María. 2018.** Diseño De Prótesis De Mano Servoactuada y Fabricación De Prototipo Con Técnicas De Impresión 3D. [Blog]. [18 de agosto de 2022]. Disponible en: <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/700/>. 81.
14. **MYSZKA, David H. 2012.** *Máquinas y mecanismos*. 4ª ed. México : Pearson Educación, 2012. P. 8.
15. **OXOLÓN, María. 2018.** Tratamiento fisioterapeutico en amputados de miembro superior. [En línea] (Trabajo de titulación) (Pregrado) Universidad Garcilaso de la Vega, Lima, Perú. 2022. [consulta: 2022-09-14]. Disponible en: <http://repositorio.uigv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.11818/3772/OXOLÓN%20SALVADOR%2C%20María%20Paz.pdf?sequence=2&isAllowed=y>.
16. **OYANEDEL, Juan. 2013.** Paciente utiliza prótesis de manos robóticas que se controlan vía un teléfono móvil. [Blog]. [18 de agosto de 2022]. Disponible en: <https://www.fayerwayer.com/2013/04/paciente-utiliza-protesis-de-manos-roboticas-que-se-controlan-via-un-telefono-movil/>.
17. **PIZARRO, Blanca. 2021.** Diseño de una prótesis para un brazo. [Blog]. [18 de agosto de 2022]. Disponible en: <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/349510>.
18. **PROTEX.** Prótesis de extremidades superiores. [Blog]. [22 de noviembre de 2022]. Disponible en: <https://www.protexintegral.cl/protesis-cakk>.
19. **RODRÍGUEZ, Davinia. 2014.** Intervención de enfermería en el proceso de prototización de los pacientes sometidos a una amputación. [Blog]. [1 de septiembre de 2022]. Disponible en: <https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/4438/TFG-H3;jsessionid=D41BC44166AEAECC28D3EE6714545151?sequence=6>.
20. **ROMERO, John y Pucha, Ronald. 2020.** Diseño y construcción de prótesis transhumeral biomecatrónica. [En línea] (Trabajo de titulación) (Pregrado) Universidad Politécnica Salesiana, Quito, Ecuador. 2022. [consulta: 2022-10-14]. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/19348/1/UPS-CT008846.pdf>.
21. **RUIZ, José.** Manual de programación Arduino. [Blog]. [1 de septiembre de 2022]. Disponible en: <https://arduinoobot.pbworks.com/f/Manual+Programacion+Arduino.pdf>.
22. **SALTOS, David y VELAZCO, Marcelino. 2023.** *Desarrollo de una prótesis de mano operada por un actuador mediante señales electromiográficas para aproximar la función de agarre de una mano*. Riobamba: s.n., 2023.
23. **SEVILLA World.** Unyq triunfa con sus protesis de diseño personalizado en 3D. [Blog]. [1 de septiembre de 2023]. Disponible en: <https://sevillaworld.com/una-estetica-funcional/>.
24. **SINRIC PRO.** 2022. [Blog]. [1 de octubre de 2023] Disponible en: <https://sinric.pro/es-index>.

25. **VÁZQUEZ, Miriam. 2019.** La impresión 3D revoluciona la cadena de suministro. [Blog]. [1 de noviembre de 2022]. Disponible en: <https://elmercantil.com/2019/06/22/la-impresion-3d-revoluciona-la-cadena-de-suministro/>.
26. **ZÚÑIGA, Andrés. 2018.** *Desarrollo, construcción y pruebas de un prototipo de prótesis automatizada (brazo izquierdo) por medio de sensores electromusculares.* Riobamba : s.n., 2018.

ANEXOS

ANEXO A: PLANOS DE PRÓTESIS DE MANO DERECHA

VISTA ISOMÉTRICA

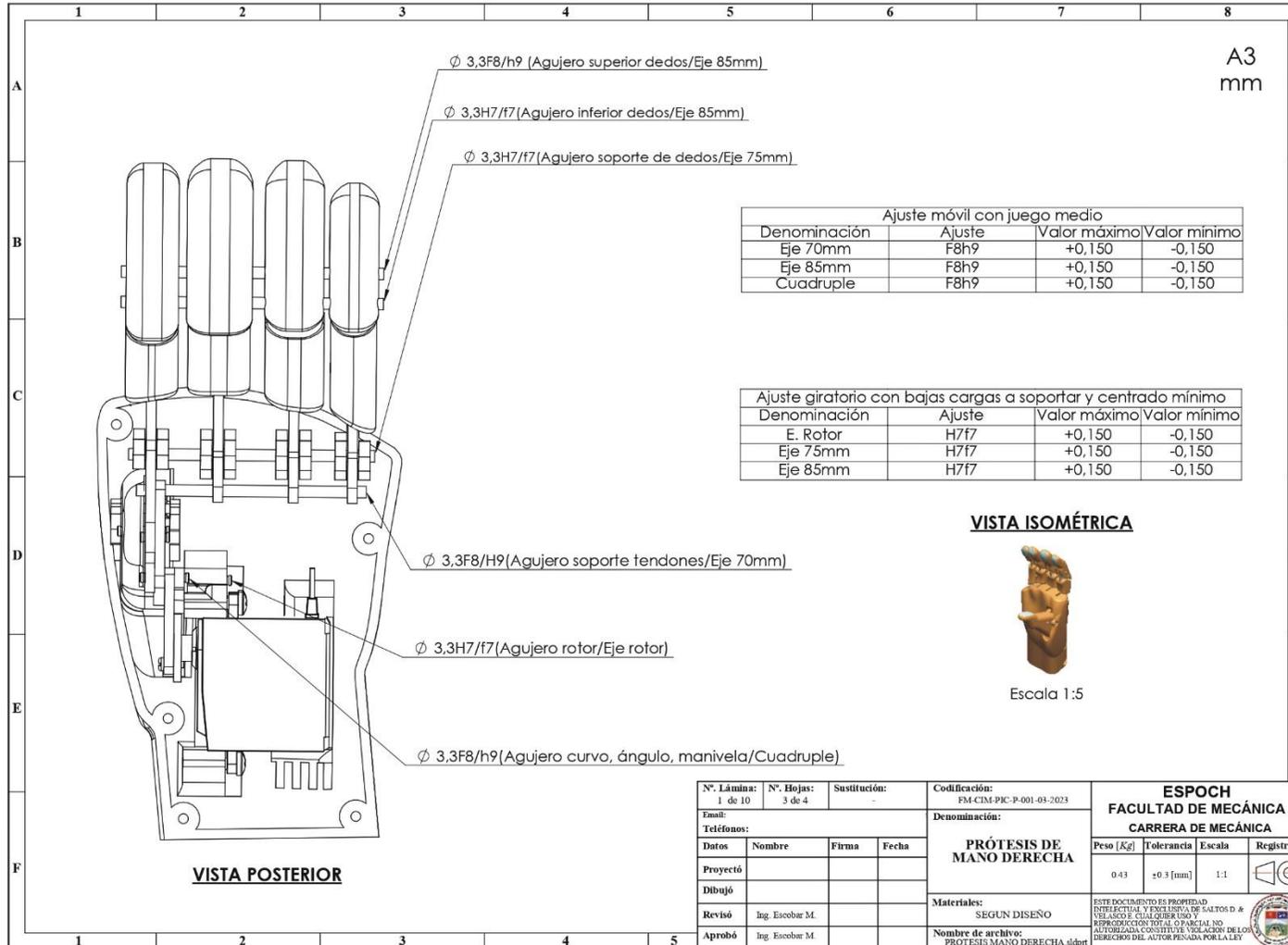
A3 mm

Escala 1:2

VISTA EXPLOSIONADA

Nº de pieza	Denominación	Nº de Norma/Dibujo	Material	Nº de orden	No. del Modelo/Semiproducto	Peso kg/pieza	Observación
1	E.PULGAR_1	NTE INEN 1132	Acero 1018	19	Diám. 3x20mm	0.001	Mecanizado
1	DOBLE	NTE INEN 1132	Acero 1018	18	Diám. 3x6mm	0.001	Mecanizado
1	TORNILLO C3	ASTM A307-A	Acero 1018	17	M3x1.5x12	0.001	Catálogo
1	F.ROTOR	NTE INEN 1132	Acero 1018	16	Diám. 3x16mm	0.001	Mecanizado
1	TENDÓN		Acrílico	15		0.002	Corte Láser
1	MANIVELA		Acrílico	14		0.001	Corte Láser
1	ÁNGULO		Acrílico	13		0.001	Corte Láser
1	HUESO		Acrílico	12		0.002	Corte Láser
1	TORNILLO C2	ASTM A307-A	Acero 1018	11	M3x1.5x10	0.001	Catálogo
1	CURVO		Acrílico	10		0.001	Corte Láser
1	EJE 85mm	NTE INEN 1132	Acero 1018	9	Diám. 3x85mm	0.006	Mecanizado
1	E.PULGAR_2	NTE INEN 1132	Acero 1018	8	Diám. 3x25mm	0.001	Mecanizado
1	E.PULGAR_3	NTE INEN 1132	Acero 1018	7	Diám. 3x13mm	0.001	Mecanizado
1	EJE 70mm	NTE INEN 1132	Acero 1018	6	Diám. 3x70mm	0.005	Mecanizado
1	CUATRUPLE		Acrílico	5		0.001	Corte Láser
1	TORNILLO C1	ASTM A307-A	Acero 1018	4	M2x1.5x8	0.001	Catálogo
1	EJE 75mm	NTE INEN 1132	Acero 1018	3	Diám. 3x75mm	0.006	Mecanizado
1	ROTOR		Acrílico	2		0.001	Corte Láser
1	CONEXIÓN PULGAR		Acrílico	1		0.001	Corte Láser

Nº. Láminas: 1 de 10	Nº. Hojas: 2 de 4	Sustitución: -	Codificación: FM-CM-4-PIC-P-001-03-2023	ESPOCH		
Email:			Denominación:	FACULTAD DE MECÁNICA		
Teléfonos:			PRÓTESIS DE	Peso [Kg]	Tolerancia	Registro
Datos			MANO DERECHA	0.43	+0.3 [mm]	1:2
Proyectó			Materiales:	ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD		
Dibujo			SEGUN DESEÑO	INTELLECTUAL Y EXCLUSIVA DE RALFOS D. &		
Revisó			Nombre de archivo:	REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN		
Aprobó			PROTESIS MANO DERECHA.dwg	AUTORIZACIÓN COLECTIVA POR ACCIÓN DE LOS		



A3
mm

Ajuste móvil con juego medio			
Denominación	Ajuste	Valor máximo	Valor mínimo
Eje 70mm	F8h9	+0,150	-0,150
Eje 85mm	F8h9	+0,150	-0,150
Cuadruple	F8h9	+0,150	-0,150

Ajuste giratorio con bajas cargas a soportar y centrado mínimo			
Denominación	Ajuste	Valor máximo	Valor mínimo
E. Rotor	H7f7	+0,150	-0,150
Eje 75mm	H7f7	+0,150	-0,150
Eje 85mm	H7f7	+0,150	-0,150

VISTA ISOMÉTRICA



Escala 1:5

VISTA POSTERIOR

Nº. Lámina: 1 de 10	Nº. Hojas: 3 de 4	Sustitución: -	Codificación: FM-CIM-PIC-P-001-03-2023	ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA CARRERA DE MECÁNICA			
Email:			Denominación: PRÓTESIS DE MANO DERECHA	Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro
Teléfonos:				0,43	±0,3 [mm]	1:1	
Datos	Nombre	Firma	Fecha	Materiales: SEGUN DISEÑO			
Proyectó				ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL Y EN SU USO SE SALTOS D. & VELA SCO E. CUALQUIER USO Y REPRODUCCION TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACION DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY			
Dibujó				Nombre de archivo: PROTESIS MANO DERECHA.sldprt			
Revisó	Ing. Escobar M.						
Aprobó	Ing. Escobar M.						

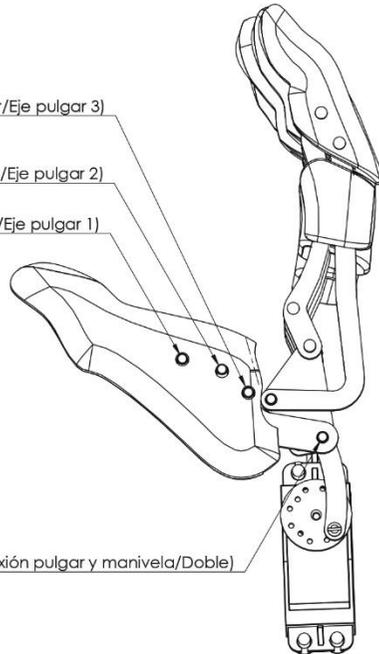
A3
mm

∅ 3,3F8/h9 (Agujero pulgar inferior/Eje pulgar 3)

∅ 3,3H7/f7 (Agujero pulgar medio/Eje pulgar 2)

∅ 3,3F8/h9 (Agujero pulgar superior/Eje pulgar 1)

∅ 3,3F8/h9 (Agujero conexión pulgar y manivela/Doble)



VISTA LATERAL DERECHA

Ajuste móvil con juego medio			
Denominación	Ajuste	Valor máximo	Valor mínimo
Doble	F8h9	+0,150	-0,150
E. Pulgar 1	F8h9	+0,150	-0,150
E. Pulgar 3	F8h9	+0,150	-0,150

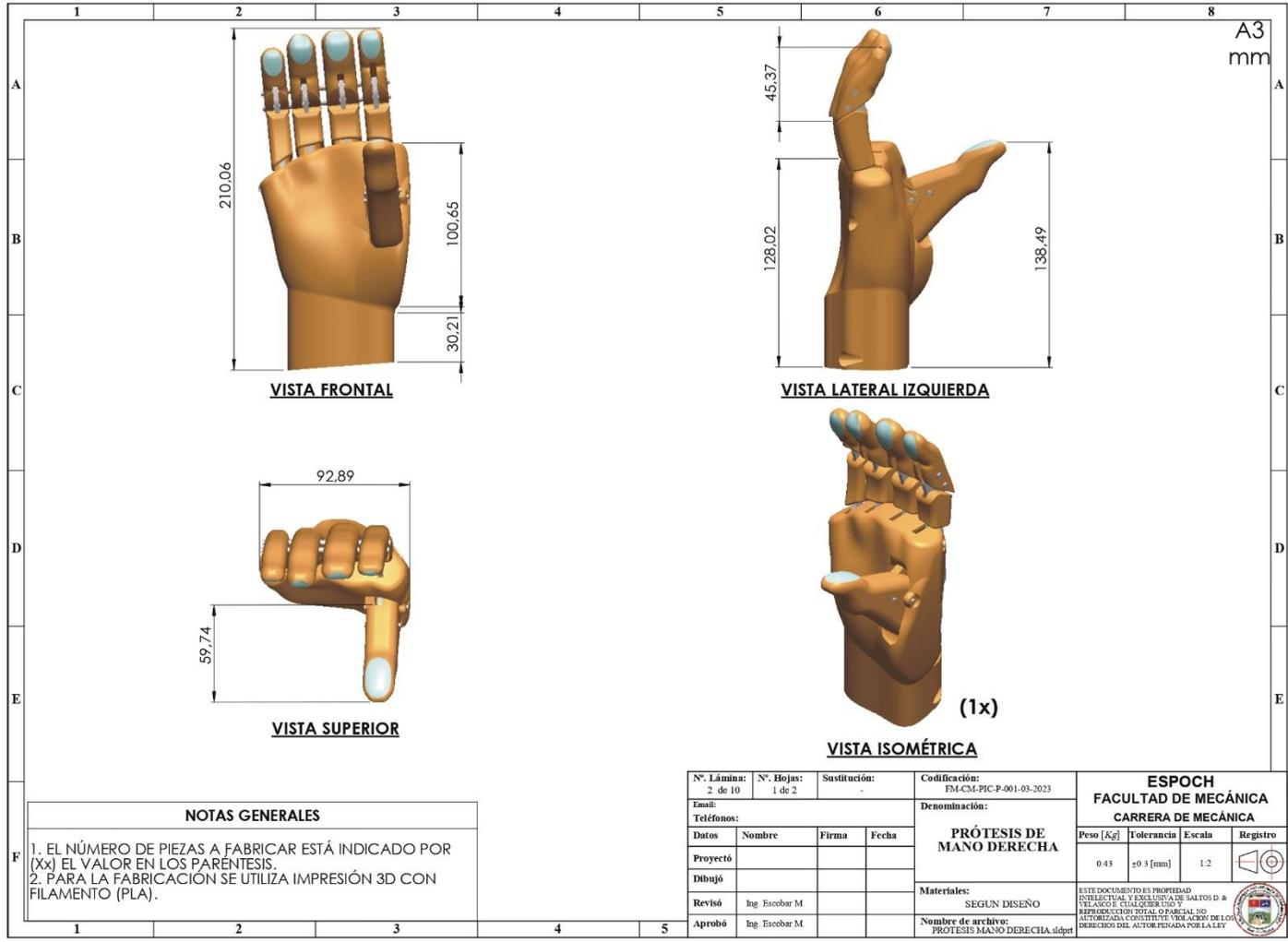
Ajuste giratorio con bajas cargas a soportar y centrado mínimo			
Denominación	Ajuste	Valor máximo	Valor mínimo
E. Pulgar 2	H7f7	+0,150	-0,150

VISTA ISOMÉTRICA



Escala 1:5

N.º Lámina: 1 de 10	N.º Hojas: 4 de 4	Sustitución: -	Codificación: FM-CM-PIC-P-001-03-2023	ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA CARRERA DE MECÁNICA			
Email: Teléfonos:			Denominación: PRÓTESIS DE MANO DERECHA				
Datos	Nombre	Firma	Fecha	Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro
Proyectó				0,43	±0,3 [mm]	1:1	
Dibujó				Materiales: SEGUN DISEÑO			<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL Y EXCLUSIVA DE SALTO D & TELASCO S.C. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN AUTORIZACIÓN CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</small>
Revisó	Ing. Escobar M.			Nombre de archivo: PROTESIS MANO DERECHA.dwg			
Aprobó	Ing. Escobar M.						

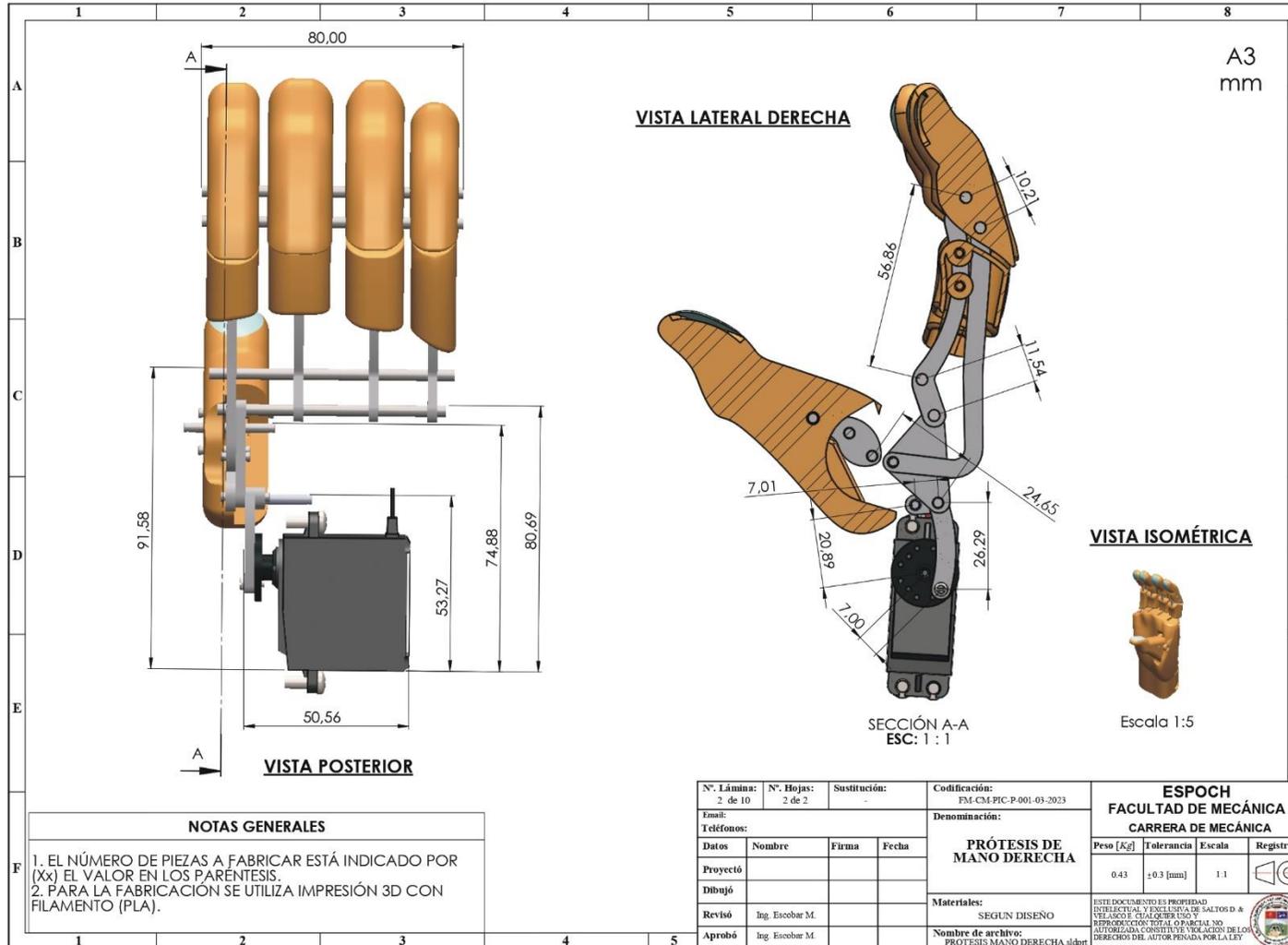


NOTAS GENERALES

1. EL NÚMERO DE PIEZAS A FABRICAR ESTÁ INDICADO POR (Xx) EL VALOR EN LOS PARÉNTESIS.
 2. PARA LA FABRICACIÓN SE UTILIZA IMPRESIÓN 3D CON FILAMENTO (PLA).

N° Lámina:	N° Hojas:	Sustitución:	Codificación:
2 de 10	1 de 2	-	FM-CM-PIC-P-001-03-2023
Email:			Denominación:
Teléfonos:			
Datos	Nombre	Firma	Fecha
Proyectó			
Dibujó			
Revisó	Ing. Escobar M.		
Aprobó	Ing. Escobar M.		
Materiales:			Nombre de archivo:
SEGUN DISEÑO			
Protesis Mano Derecha.stl			

ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA CARRERA DE MECÁNICA			
Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro
0.43	±0.3 [mm]	1:2	
<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL Y EXCLUSIVA DE SALDOS D & VILLASCOS. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.</small>			

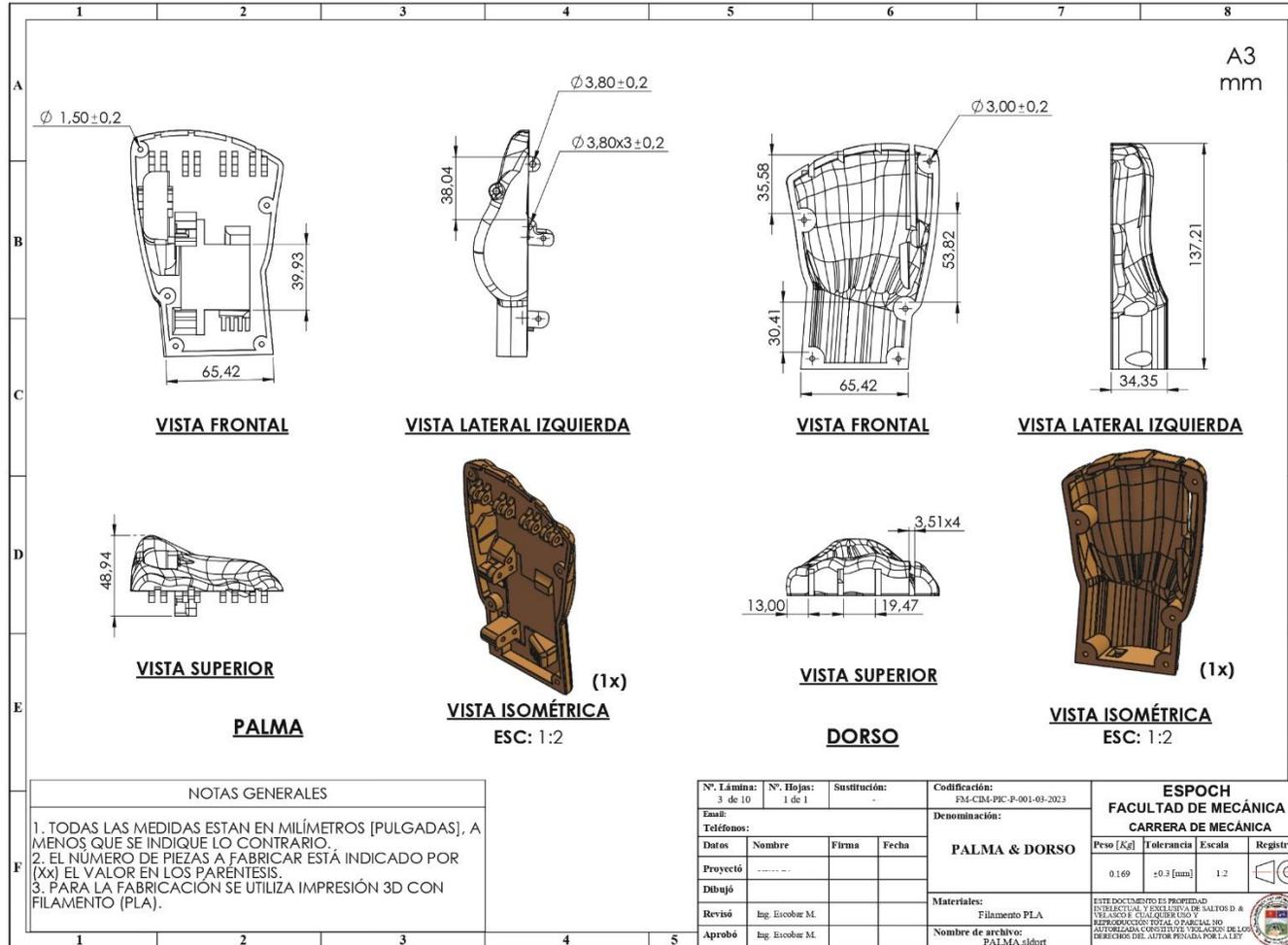


NOTAS GENERALES

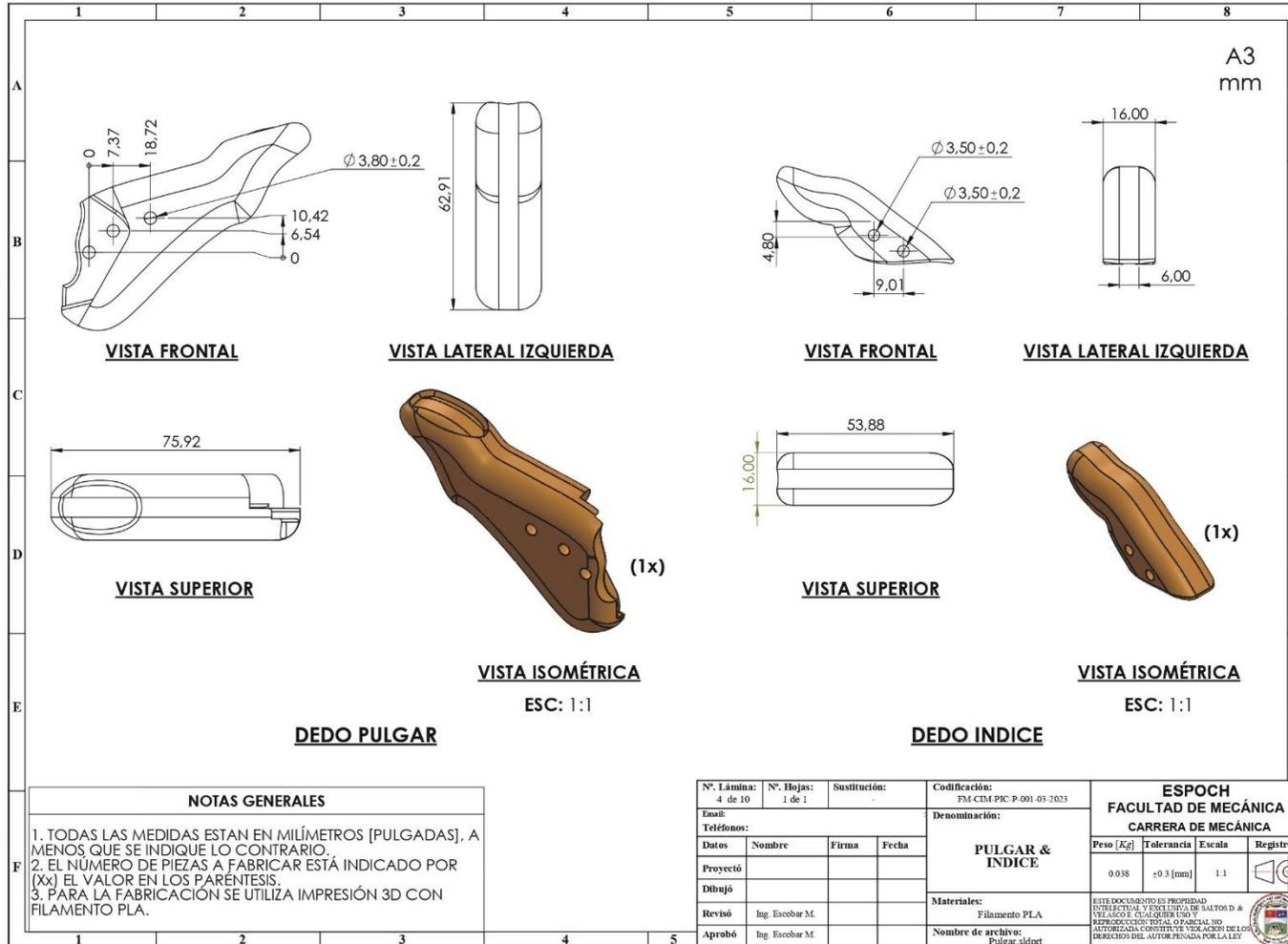
1. EL NÚMERO DE PIEZAS A FABRICAR ESTÁ INDICADO POR (Xx) EL VALOR EN LOS PARENTESIS.
 2. PARA LA FABRICACION SE UTILIZA IMPRESIÓN 3D CON FILAMENTO (PLA).

Nº. Lámina: 2 de 10	Nº. Hojas: 2 de 2	Sustitución:	Codificación: FM-CM-PIC-P-001-03-2023	ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA CARRERA DE MECÁNICA			
Email: Teléfonos:			Denominación: PRÓTESIS DE MANO DERECHA	Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro
Datos	Nombre	Firma	Fecha	0.43	±0.3 [mm]	1:1	
Proyectó				Materiales: SEGUN DISEÑO			
Dibujó				ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL Y EXCLUSIVA DE SALTO S.D. & VIAL SOTEL. CUALQUIER USO NO AUTORIZADO CONSTITUYE VIOLACION DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.			
Revisó	Ing. Escobar M.			Nombre de archivo: PROTESIS MANO DERECHA.sldprt			
Aprobó	Ing. Escobar M.						

ANEXO B: PLANOS DE PALMA & DORSO



ANEXO C: PLANOS DE PULGAR & ÍNDICE

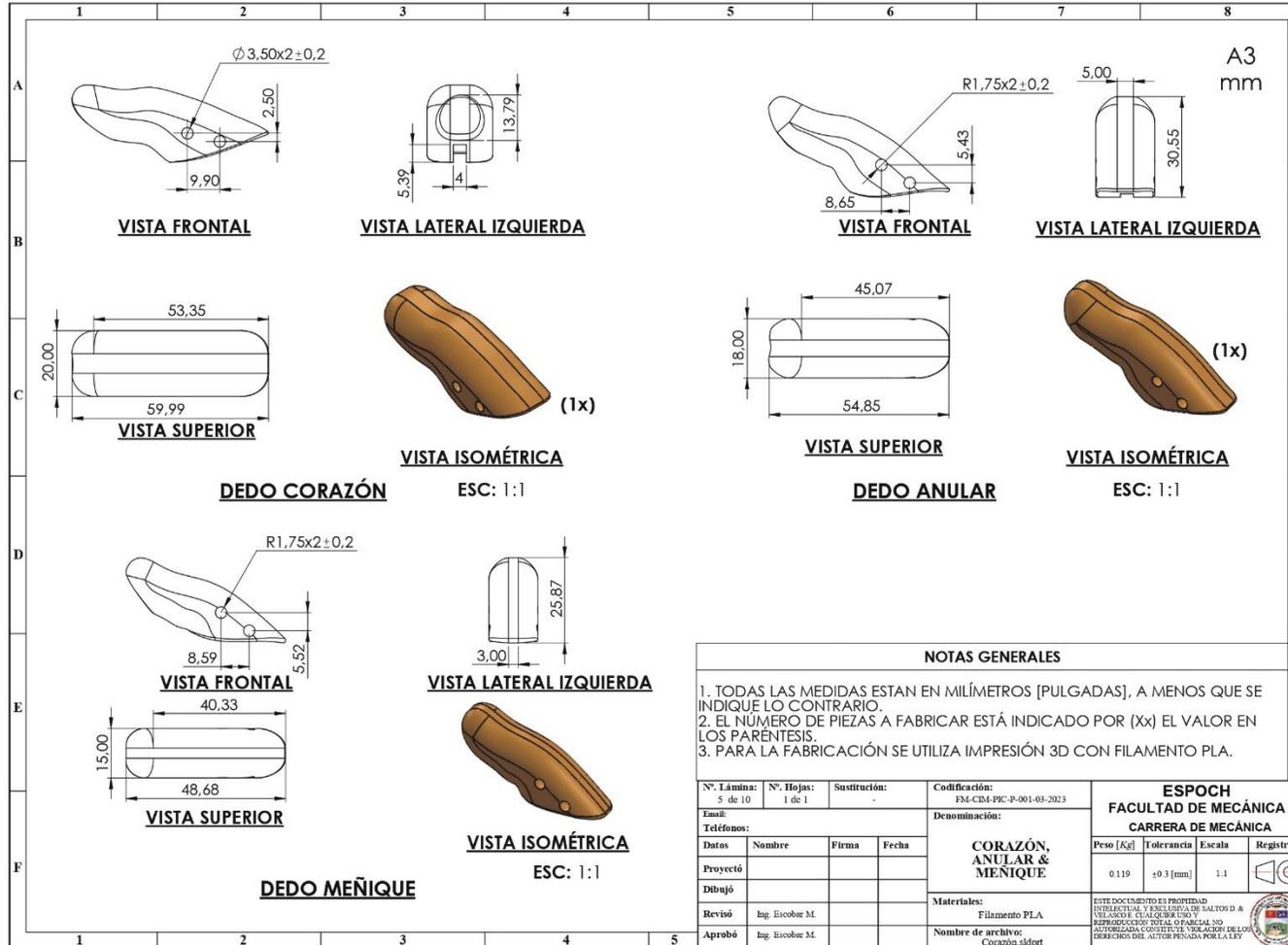


NOTAS GENERALES

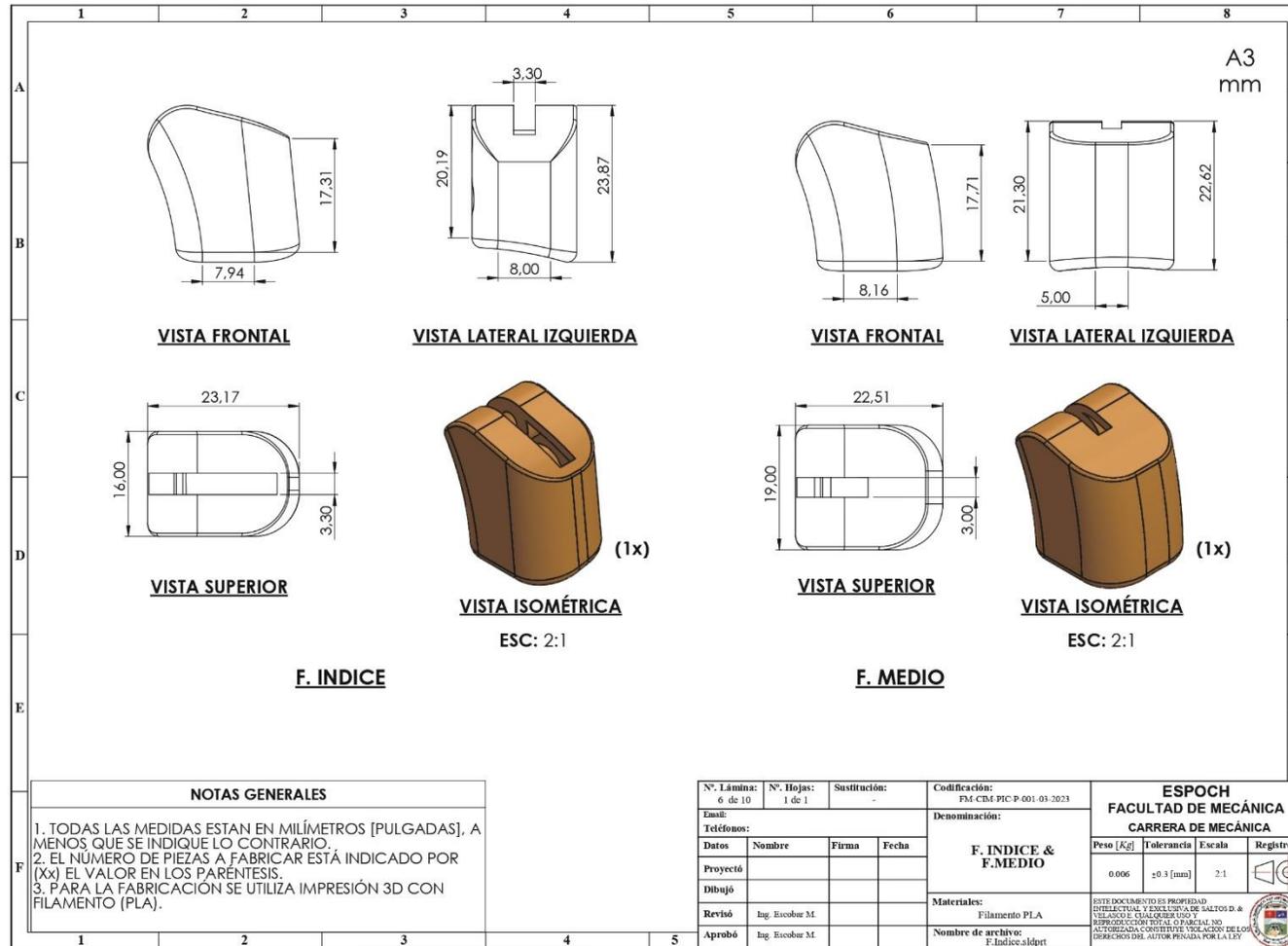
1. TODAS LAS MEDIDAS ESTAN EN MILÍMETROS [PULGADAS], A MENOS QUE SE INDIQUE LO CONTRARIO.
2. EL NÚMERO DE PIEZAS A FABRICAR ESTÁ INDICADO POR (Xx) EL VALOR EN LOS PARENTESIS.
3. PARA LA FABRICACIÓN SE UTILIZA IMPRESIÓN 3D CON FILAMENTO PLA.

Nº. Lámina: 4 de 10	Nº. Hojas: 1 de 1	Sustitución:	Codificación: FM-CDM-PIC-P-001-01-2023	ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA CARRERA DE MECÁNICA								
Emitido:			Denominación: PULGAR & ÍNDICE									
Teléfonos:				<table border="1"> <tr> <th>Peso [Kg]</th> <th>Tolerancia</th> <th>Escala</th> <th>Registro</th> </tr> <tr> <td>0.038</td> <td>+0.3 [mm]</td> <td>1:1</td> <td></td> </tr> </table>	Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro	0.038	+0.3 [mm]	1:1	
Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro									
0.038	+0.3 [mm]	1:1										
Datos	Nombre	Firma	Fecha	Materiales: Filamento PLA								
Proyectó												
Dibujó				Nombre de archivo: Pulgar.sldprt								
Revisó	Ing. Escobar M.											
Aprobó	Ing. Escobar M.			ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL Y EXCLUSIVA DE SALTOS D & VELASCO S. CIA. CUBERA USO Y REPRODUCCIONES TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA SIN EL CONSENTIMIENTO DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY								

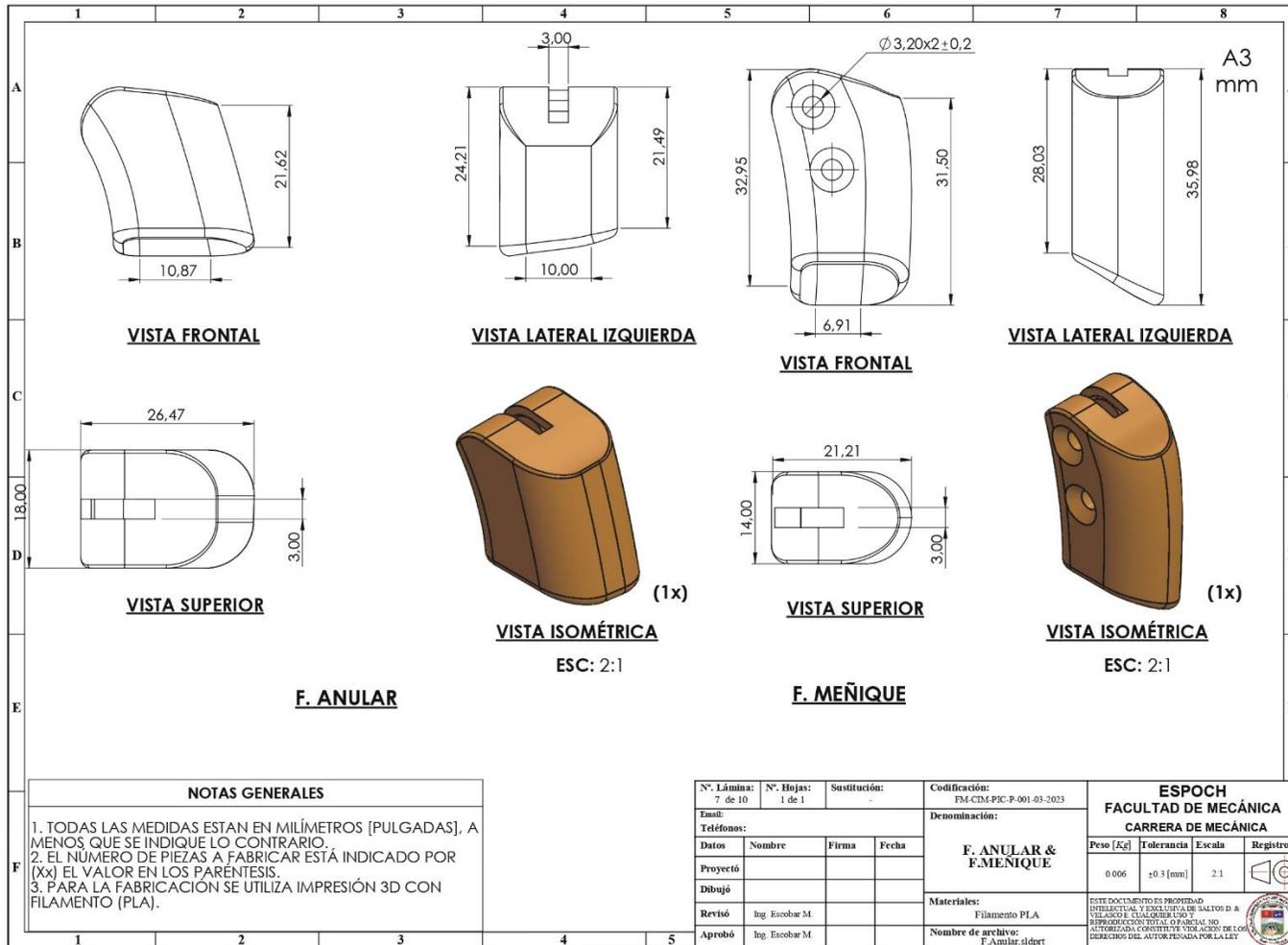
ANEXO D: PLANOS DE CORAZÓN, ANULAR & MEÑIQUE



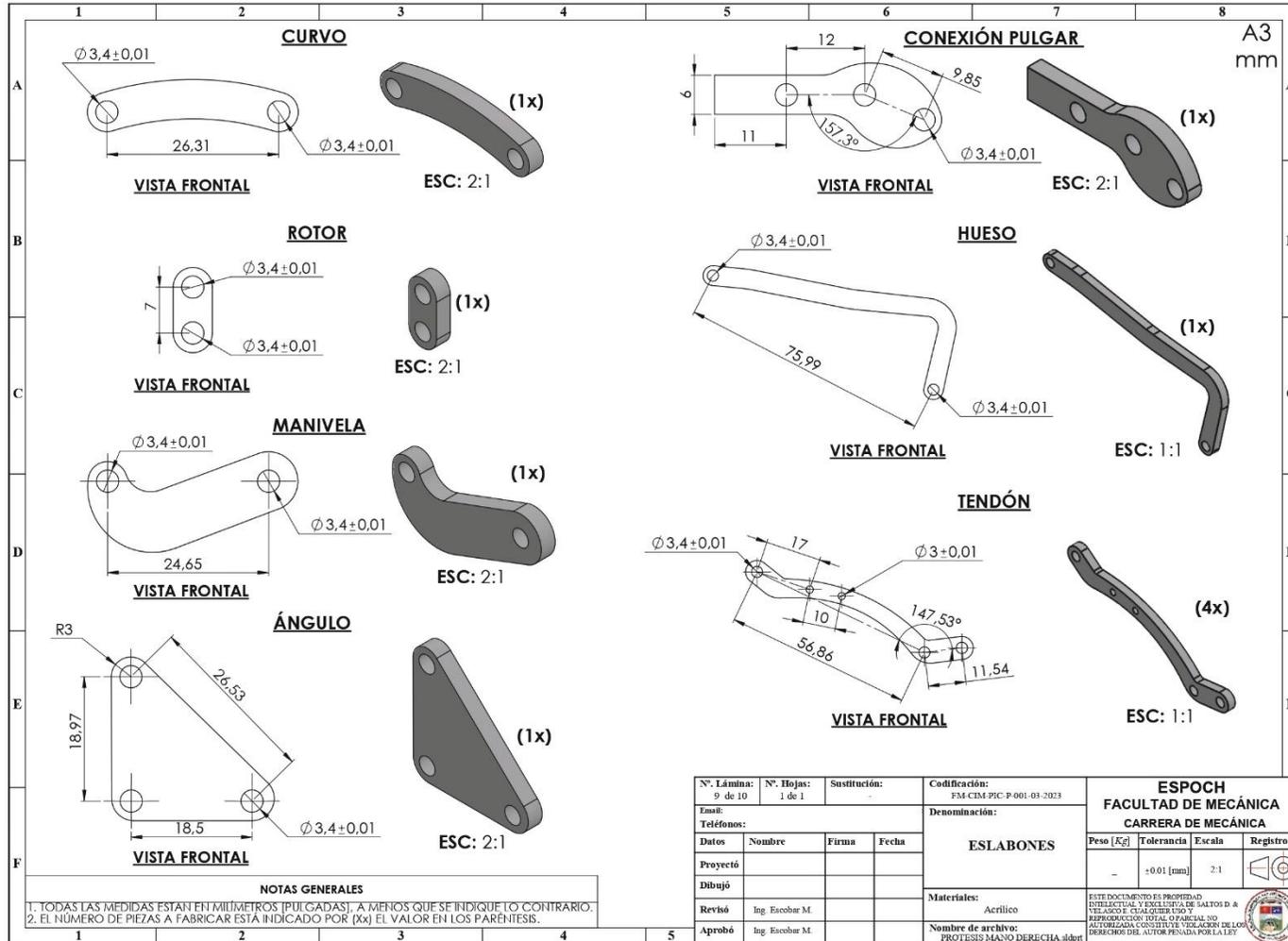
ANEXO E: PLANOS DE F. ÍNDICE & F. MEDIO



ANEXO F: PLANOS DE F. ANULAR & F. MEÑIQUE



ANEXO G: PLANOS DE ESLABONES





ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
CERTIFICADO DE CUMPLIMIENTO DE LA GUÍA PARA
NORMALIZACIÓN DE TRABAJOS DE FIN DE GRADO

Fecha de entrega: 14/ 02/ 2024

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: SHIRLEY KATHERINE REINOSO SALAZAR CARLOS DAVID VILLA SAMANIEGO
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: MECÁNICA
Carrera: MECÁNICA
Título a optar: INGENIERA/O MECÁNICA/O
 Ing. Geovanny Guillermo Novillo Andrade Director del Trabajo de Titulación  Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba Asesor del Trabajo de Titulación