



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE MECÁNICA**

**CARRERA MECÁNICA**

**“DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE MANO OPERADA POR  
UN ACTUADOR MEDIANTE SEÑALES  
ELECTROMIOGRÁFICAS PARA APROXIMAR LA FUNCIÓN DE  
AGARRE DE UNA MANO”**

**Trabajo de Integración Curricular**

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

**INGENIERO MECÁNICO**

**AUTORES:**

**DAVID SEBASTIÁN SALTOS COLCHA**

**EDISON MARCELINO VELASCO GAVILANES**

Riobamba – Ecuador

2023



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE MECÁNICA**

**CARRERA MECÁNICA**

**“DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE MANO OPERADA POR  
UN ACTUADOR MEDIANTE SEÑALES  
ELECTROMIOGRÁFICAS PARA APROXIMAR LA FUNCIÓN DE  
AGARRE DE UNA MANO”**

**Trabajo de Integración Curricular**

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

**INGENIERO MECÁNICO**

**AUTORES:** DAVID SEBASTIÁN SALTOS COLCHA

EDISON MARCELINO VELASCO GAVILANES

**DIRECTOR:** Ing. SOCRATES MIGUEL AQUINO ARROBA

Riobamba – Ecuador

2023

© 2023, David Sebastián Saltos Colcha; Edison Marcelino Velasco Gavilanes

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

Nosotros, David Sebastián Saltos Colcha y Edison Marcelino Velasco Gavilanes, declaramos que el presente Trabajo de Integración Curricular es de nuestra autoría y los resultados del mismo 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, 19 de junio de 2023



**David Sebastián Saltos Colcha**

**060417834-3**

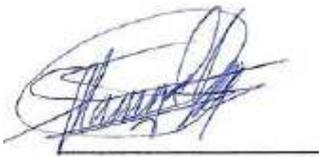


**Edison Marcelino Velasco Gavilanes**

**180477374-3**

**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, “**DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE MANO ACCIONADA POR UN ACTUADOR MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PARA APROXIMAR LA FUNCIÓN DE AGARRE DE UNA MANO**”, realizado por los señores: **DAVID SEBASTIÁN SALTOS COLCHA** y **EDISON MARCELINO VELASCO GAVILANES**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal autoriza su presentación.

	<b>FIRMA</b>	<b>FECHA</b>
Dr. Edwin Fernando Viteri Núñez <b>PRESIDENTE DEL TRIBUNAL</b>		2023-06-19
Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba MSc. <b>DIRECTOR DE TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR</b>		2023-06-19
Ing. Esteban Augusto Guevara Cabezas MSc. <b>ASESOR DE TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR</b>		2023-06-19

## **AGRADECIMIENTO**

Expreso mi más profundo agradecimiento a mi familia, quienes han sido mi apoyo incansable durante mi formación académica y mi inspiración para alcanzar mis metas, sin su apoyo este trabajo de integración curricular no habría sido posible. También quiero agradecer a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, especialmente a los distinguidos docentes de la Carrera de Mecánica, por proporcionarme los conocimientos esenciales para mi formación académica. Además, agradezco a nuestros tutores por su liderazgo y recomendaciones durante este proceso, lo cual resultó en la exitosa culminación de este trabajo de integración curricular.

David Sebastián Saltos Colcha.

Quiero expresar mi sincera gratitud a todos los miembros de la Carrera de Mecánica por su dedicación y esfuerzo en mi formación académica. Gracias a su contribución, he adquirido los conocimientos necesarios para desarrollar este trabajo de integración curricular. En particular, quiero agradecer a mis tutores por su guía y apoyo inquebrantable durante todo el proceso. Su experiencia y conocimiento fueron claves para el éxito de este trabajo de investigación.

Edison Marcelino Velasco Gavilanes.

## ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	xi
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xiv
RESUMEN.....	xv
SUMMARY.....	xvi
INTRODUCCIÓN.....	1

### CAPÍTULO I

<b>1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA.....</b>	<b>2</b>
1.1. Antecedentes.....	2
1.2. Delimitación.....	2
1.2.1. <i>Delimitación espacial</i> .....	2
1.2.2. <i>Delimitación sectorial</i> .....	3
1.3. Formulación del problema.....	3
1.4. Justificación.....	3
1.4.1. <i>Justificación teórica</i> .....	3
1.4.2. <i>Justificación social</i> .....	4
1.5. Objetivos.....	4
1.5.1. <i>Objetivo general</i> .....	4
1.5.2. <i>Objetivos específicos</i> .....	4

### CAPÍTULO II

<b>2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....</b>	<b>5</b>
2.1. Prótesis de mano.....	5
2.1.1. <i>Opciones de prótesis de mano</i> .....	5
2.1.2. <i>Ausencia de prótesis de mano</i> .....	5
2.2. Tipos de agarre de la mano.....	5
2.3. Tipos de prótesis de mano.....	6
2.3.1. <i>Prótesis cosmética semiprensil</i> .....	6
2.3.2. <i>Prótesis de cable accionada por el cuerpo</i> .....	6
2.3.3. <i>Prótesis externamente accionadas</i> .....	7

2.3.4.	<i>Prótesis de manos recreativas</i> .....	7
2.3.5.	<i>Prótesis electrónicas</i> .....	8
2.3.6.	<i>Prótesis bioeléctricas</i> .....	8
2.3.7.	<i>Prótesis híbridas</i> .....	9
2.4.	<i>Señales mioeléctricas</i> .....	9
2.5.	<i>Electromiografía</i> .....	10
2.5.1.	<i>Unidad motora</i> .....	10
2.5.2.	<i>Señales electromiográficas</i> .....	11
2.6	<i>Sensores musculares</i> .....	12
2.6.1.	<i>Brazalete de gestos gForce-200</i> .....	12
2.7	<i>Interfaz de conexión</i> .....	13
2.7.1.	<i>Arduino</i> .....	13
2.7.2.	<i>Tarjeta ESP32</i> .....	13
2.7.2.1.	<i>Consumo de energía de la tarjeta ESP32</i> .....	14
2.7.3.	<i>Enlace entre tarjeta ESP32 y Arduino</i> .....	14
2.7.4.	<i>Conexión inalámbrica de gForce con gForceJoint</i> .....	15
2.7.5.	<i>Aplicación del sensor gForce APP</i> .....	15
2.7.6.	<i>Conexión sensor gForce 200 con Arduino</i> .....	16
2.8	<i>Actuadores para prótesis de mano</i> .....	17

### CAPÍTULO III

3.	<b>MARCO METODOLÓGICO</b> .....	18
3.1.	<b>Metodología del diseño</b> .....	18
3.1.1.	<i>Proceso para el diseño de la prótesis de miembro superior</i> .....	18
3.1.2.	<i>Características técnicas del diseño</i> .....	18
3.1.3.	<i>Desarrollo de la casa de la calidad</i> .....	19
3.1.4.	<i>Matriz morfológica de alternativas de diseño</i> .....	20
3.1.5.	<i>Análisis de alternativas de diseño</i> .....	20
3.1.6.	<i>Evaluación del peso específico de las alternativas</i> .....	21
3.1.7.	<i>Evaluación del peso específico de los criterios</i> .....	21
3.1.8.	<i>Conclusiones de las alternativas</i> .....	22
3.2	<b>Diseño conceptual</b> .....	23
3.2.1.	<i>Dimensionamiento de la prótesis</i> .....	23
3.2.2.	<i>Generación del mecanismo del sistema</i> .....	23

3.2.2.1.	<i>Propuestas de mecanismo del sistema.....</i>	23
3.2.2.2.	<i>Alternativa final de mecanismo del sistema.....</i>	25
3.2.3.	<b>Modelado CAD.....</b>	26
3.2.3.1.	<i>Modelado de eslabones.....</i>	26
3.2.3.2.	<i>Modelado de pasadores.....</i>	28
3.2.3.3.	<i>Modelado de los dedos de la prótesis.....</i>	29
3.2.4.	<b>Conexión del mecanismo de la prótesis.....</b>	31
3.2.5.	<b>Modelado del revestimiento de la prótesis.....</b>	32
3.2.5.1.	<i>Modelado de la palma de la prótesis.....</i>	32
3.2.5.2.	<i>Modelado del dorso de la prótesis.....</i>	33
3.2.6.	<b>Incorporación de elementos de la prótesis.....</b>	34
3.2.7.	<b>Materiales implementados en la simulación.....</b>	35
3.3.	<b>Análisis cinemático y dinámico del mecanismo.....</b>	36
3.3.1.	<i>Análisis cinemático del mecanismo.....</i>	36
3.3.2.	<i>Adecuación de parámetros para el análisis cinemático.....</i>	36
3.3.3.	<i>Asignación de materiales para el análisis cinemático.....</i>	38
3.3.4.	<b>Obtención de resultados del análisis cinemático.....</b>	39
3.3.4.1.	<i>Delimitación de características para el análisis cinemático.....</i>	39
3.3.4.2.	<i>Análisis gráfica posición vs tiempo.....</i>	39
3.3.4.3.	<i>Análisis gráfica velocidad vs tiempo.....</i>	40
3.3.4.4.	<i>Análisis gráfica aceleración vs tiempo.....</i>	41
3.3.4.5.	<i>Análisis gráfico del torque del mecanismo.....</i>	41
3.3.4.6.	<i>Selección de motor para el mecanismo.....</i>	41
3.3.5.	<b>Análisis estructural en software CAE.....</b>	42
3.3.6.	<b>Pruebas de impresión 3D.....</b>	45
3.3.6.1.	<i>Pruebas de tolerancias de impresiones 3D.....</i>	46
3.3.6.2.	<i>Pruebas de tolerancias de eslabones.....</i>	46
3.3.6.3.	<i>Mecanizado de eslabones.....</i>	47
3.3.6.4.	<i>Prototipo uno de la prótesis de mano.....</i>	48
3.3.6.5.	<i>Prototipo dos de la prótesis de mano.....</i>	49
3.4.	<b>Datos de reacción del movimiento de la prótesis de mano.....</b>	50
3.4.1.	<b>Esquema electrónico del dispositivo controlador.....</b>	50
3.4.2.	<b>Colocación del sensor electromiográfico.....</b>	52
3.4.3.	<b>Conexión electrónica del mecanismo con el sensor electromiográfico.....</b>	53
3.4.3.1.	<i>Componentes externos del dispositivo de control.....</i>	53
3.4.4.	<b>Código de recepción de gestos del sensor electromiográfico.....</b>	54

## CAPÍTULO IV

4.	ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS.....	58
4.1.	Construcción del diseño final de la prótesis de mano.....	58
4.1.1.	<i>Comparación de prótesis de mano personalizada y mano del usuario.....</i>	59
4.2.	Movimiento de la prótesis de mano.....	60
4.2.1.	<i>Código para controlar el movimiento de la prótesis de mano.....</i>	61
4.3.	Pruebas de la prótesis de mano.....	64
4.3.1.	<i>Registro de pruebas de funcionamiento.....</i>	70
4.3.2.	<i>Análisis energético del sistema electrónico.....</i>	73
4.3.3.	<i>Tiempo de carga de la batería.....</i>	74
4.4.	Análisis de producción del sistema.....	74
4.4.1.	<i>Costos directos.....</i>	75
4.4.1.1.	<i>Costo de materiales.....</i>	75
4.4.1.2.	<i>Costo de mano de obra.....</i>	75
4.4.1.3.	<i>Costo de equipos y herramientas.....</i>	75
4.4.1.4.	<i>Costo de transporte.....</i>	76
4.4.1.5.	<i>Costo total directo.....</i>	76
4.4.2.	<i>Costos indirectos.....</i>	76
4.4.2.1.	<i>Costos imprevistos.....</i>	77
4.4.2.	<i>Costos totales.....</i>	77
	CONCLUSIONES.....	78
	RECOMENDACIONES.....	80
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-2:</b>	Consumo de energía de la tarjeta ESP32.....	14
<b>Tabla 2-2:</b>	Tipos de servomotores.....	17
<b>Tabla 1-3:</b>	Análisis de competencias .....	18
<b>Tabla 2-3:</b>	Matriz morfológica de alternativas.....	20
<b>Tabla 3-3:</b>	Evaluación del peso específico de las alternativas .....	21
<b>Tabla 4-3:</b>	Evaluación del tamaño .....	21
<b>Tabla 5-3:</b>	Evaluación de velocidad de funcionamiento.....	21
<b>Tabla 6-3:</b>	Evaluación de la cantidad de accesorios.....	22
<b>Tabla 7-3:</b>	Evaluación de la portabilidad .....	22
<b>Tabla 8-3:</b>	Evaluación de la facilidad de mantenimiento.....	22
<b>Tabla 9-3:</b>	Conclusiones de las alternativas .....	22
<b>Tabla 10-3:</b>	Cantidad de eslabones en el mecanismo.....	28
<b>Tabla 11-3:</b>	Dimensionamiento de pasadores .....	29
<b>Tabla 12-3:</b>	Dimensionamiento de los dedos.....	29
<b>Tabla 13-3:</b>	Propiedades del filamento PLA.....	35
<b>Tabla 14-3:</b>	Propiedades del acrílico para los eslabones.....	36
<b>Tabla 15-3:</b>	Características del motor MG955.....	42
<b>Tabla 1-4:</b>	Listado de objetos para pruebas de funcionamiento de la prótesis de mano .....	65
<b>Tabla 2-4:</b>	Registro de pruebas de agarre de objetos .....	70
<b>Tabla 3-4:</b>	Cumplimiento de pruebas de funcionamiento .....	71
<b>Tabla 5-4:</b>	Costo de materiales.....	75
<b>Tabla 6-4:</b>	Costo de mano de obra .....	75
<b>Tabla 7-4:</b>	Costo de equipos y herramientas .....	75
<b>Tabla 8-4:</b>	Costo de transporte .....	76
<b>Tabla 9-4:</b>	Costo total directo.....	76
<b>Tabla 10-4:</b>	Costos indirectos .....	76
<b>Tabla 11-4:</b>	Costos imprevistos.....	77
<b>Tabla 12-4:</b>	Costos totales.....	77

## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

<b>Ilustración 1-2:</b>	Tipo de agarre de mano .....	6
<b>Ilustración 2-2:</b>	Prótesis cosmética semiprensil MCV .....	6
<b>Ilustración 3-2:</b>	Prótesis de cable accionada por el cuerpo.....	7
<b>Ilustración 4-2:</b>	Prótesis mioeléctrica .....	7
<b>Ilustración 5-2:</b>	Prótesis de manos recreativas .....	8
<b>Ilustración 6-2:</b>	Prótesis electrónica .....	8
<b>Ilustración 7-2:</b>	Prótesis bioeléctricas.....	9
<b>Ilustración 8-2:</b>	Prótesis híbrida .....	9
<b>Ilustración 9-2:</b>	Elementos que constituyen la unidad motora .....	10
<b>Ilustración 10-2:</b>	Unidad motora .....	11
<b>Ilustración 11-2:</b>	Señales mioeléctricas generadas por los músculos .....	11
<b>Ilustración 12-2:</b>	Sensor muscular .....	12
<b>Ilustración 13-2:</b>	Sensor Oymotion y su posición en el antebrazo .....	13
<b>Ilustración 14-2:</b>	Pines de la tarjeta ESP32 .....	14
<b>Ilustración 15-2:</b>	Sistema de detección de movimiento.....	15
<b>Ilustración 16-2:</b>	Aplicativo gForce APP .....	16
<b>Ilustración 17-2:</b>	Conexión gForceJoint con ArduinoMEGA .....	17
<b>Ilustración 1-3:</b>	Flujograma del proceso del diseño mecánico de la prótesis .....	18
<b>Ilustración 2-3:</b>	Casa de la calidad .....	19
<b>Ilustración 3-3:</b>	Dimensionamiento de la prótesis personalizada para una persona adulta .	23
<b>Ilustración 4-3:</b>	Alternativa uno de mecanismo.....	24
<b>Ilustración 5-3:</b>	Alternativa dos de mecanismo .....	24
<b>Ilustración 6-3:</b>	Mecanismo final de la prótesis .....	25
<b>Ilustración 7-3:</b>	Dimensionamiento eslabones de la prótesis.....	27
<b>Ilustración 8-3:</b>	Pasadores del mecanismo .....	28
<b>Ilustración 9-3:</b>	Diseño del dedo índice.....	30
<b>Ilustración 10-3:</b>	Diseño y dimensionamiento del dedo índice .....	30
<b>Ilustración 11-3:</b>	Diseño y dimensionamiento del dedo medio .....	30
<b>Ilustración 12-3:</b>	Diseño y dimensionamiento del dedo anular .....	31
<b>Ilustración 13-3:</b>	Diseño y dimensionamiento del dedo meñique .....	31
<b>Ilustración 14-3:</b>	Diseño y dimensionamiento del dedo pulgar.....	31
<b>Ilustración 15-3:</b>	Conexión del mecanismo de la prótesis.....	32

<b>Ilustración 16-3:</b>	Modelado de la palma.....	33
<b>Ilustración 17-3:</b>	Modelado del dorso de la prótesis .....	33
<b>Ilustración 18-3:</b>	Modelado 3D de la prótesis de mano .....	34
<b>Ilustración 19-3:</b>	Visualización de la prótesis mano cerrada y abierta .....	35
<b>Ilustración 20-3:</b>	Vista isométrica de la prótesis en Adams .....	36
<b>Ilustración 21-3:</b>	Parámetros del análisis cinemático del mecanismo .....	37
<b>Ilustración 22-3:</b>	Restricciones de movimiento del mecanismo .....	37
<b>Ilustración 23-3:</b>	Propiedades del filamento.....	38
<b>Ilustración 24-3:</b>	Propiedades del acrílico .....	38
<b>Ilustración 25-3:</b>	Propiedades del material acero .....	38
<b>Ilustración 26-3:</b>	Control de la simulación cinemática.....	39
<b>Ilustración 27-3:</b>	Curva de la posición de los dedos en el eje Y.....	40
<b>Ilustración 28-3:</b>	Curva de la posición de los dedos en el eje Z.....	40
<b>Ilustración 29-3:</b>	Curva de la velocidad del movimiento del mecanismo .....	40
<b>Ilustración 30-3:</b>	Curva de la aceleración del mecanismo .....	41
<b>Ilustración 31-3:</b>	Curva del torque necesario para el motor .....	41
<b>Ilustración 32-3:</b>	Definición de propiedades del acrílico .....	42
<b>Ilustración 33-3:</b>	Eslabón recto del mecanismo.....	43
<b>Ilustración 34-3:</b>	Eslabón curvo del mecanismo .....	43
<b>Ilustración 35-3:</b>	Calidad de la malla implementando método de elemento finito.....	43
<b>Ilustración 36-3:</b>	Deformación total del eslabón recto del mecanismo .....	44
<b>Ilustración 37-3:</b>	Esfuerzo equivalente del eslabón recto.....	44
<b>Ilustración 38-3:</b>	Deformación total del eslabón curvo del mecanismo .....	45
<b>Ilustración 39-3:</b>	Esfuerzo equivalente del eslabón curvo.....	45
<b>Ilustración 40-3:</b>	Impresión 3D del primer modelo .....	46
<b>Ilustración 41-3:</b>	Impresión 3D del primer modelo .....	46
<b>Ilustración 42-3:</b>	Corte láser de eslabones.....	47
<b>Ilustración 43-3:</b>	Eslabones cortados en láser para la prótesis de mano.....	47
<b>Ilustración 44-3:</b>	Mecanizado de pasadores .....	48
<b>Ilustración 45-3:</b>	Impresión 3D prototipo uno prótesis de mano.....	48
<b>Ilustración 46-3:</b>	Prototipo uno ensamblado .....	49
<b>Ilustración 47-3:</b>	Impresión palma del prototipo dos .....	49
<b>Ilustración 48-3:</b>	Prototipo dos ensamblados .....	50
<b>Ilustración 49-3:</b>	Esquema electrónico de la conexión.....	51
<b>Ilustración 50-3:</b>	Diseño dispositivo controlador .....	51
<b>Ilustración 51-3:</b>	Vista superior del dispositivo de control del mecanismo .....	52

<b>Ilustración 52-3:</b>	Vista posterior del dispositivo de control del mecanismo .....	52
<b>Ilustración 53-3:</b>	Posición adecuada del sensor electromiográfico .....	52
<b>Ilustración 54-3:</b>	Componentes externos del dispositivo controlador .....	54
<b>Ilustración 55-3:</b>	Alimentación de la tarjeta ESP32 y del servomotor MG955.....	54
<b>Ilustración 1-4:</b>	Impresión del modelo final de prótesis de mano .....	58
<b>Ilustración 2-4:</b>	Compartimiento del sistema electrónico.....	59
<b>Ilustración 3-4:</b>	Prótesis de mano ensamblada .....	59
<b>Ilustración 4-4:</b>	Comparación de prótesis de mano personalizada .....	60
<b>Ilustración 5-4:</b>	Prótesis conectada al sistema de control.....	61
<b>Ilustración 6-4:</b>	Carga del código de control en la tarjeta ESP32.....	64
<b>Ilustración 7-4:</b>	Registro de señales del sensor por parte del usuario.....	64
<b>Ilustración 8-4:</b>	Objetos utilizados en la prueba de agarre .....	70
<b>Ilustración 9-4:</b>	Desarrollo de pruebas de funcionalidad de la prótesis de mano .....	73

## **ÍNDICE DE ANEXOS**

**ANEXO A:** ADECUACIONES PARA LA IMPRESIÓN 3D

**ANEXO B:** MANUAL DE OPERACIÓN DEL SISTEMA DE PRÓTESIS DE MANO

**ANEXO C:** MANUAL DE USUARIO Y MANTENIMIENTO

**ANEXO D:** PLANOS DE DETALLE DE PRÓTESIS DE MANO

## RESUMEN

El presente proyecto técnico tuvo como objetivo desarrollar una prótesis de mano controlada por señales electromiográficas, utilizando el sensor gForce 200 como actuador principal, considerando un sistema de agarre cilíndrico. Para el diseño de la prótesis, mediante la matriz de calidad QFD se analizó los parámetros necesarios, enfocándose en las necesidades de un paciente adulto, a partir de estas se diseñó un mecanismo que cumpliera con las medidas y tolerancias adecuadas. Se desarrolló un análisis cinemático, dinámico y de resistencia estructural del mecanismo utilizando software MBD. Se seleccionó el motor MG995 en función del torque requerido, y se designaron los materiales adecuados, como el filamento PLA para la impresión 3D y acrílico para los eslabones. El procesamiento de las señales electromiográficas permitió lograr una respuesta rápida a los movimientos musculares, lo que se tradujo en un control más suave y preciso del agarre. La conexión electrónica entre el sensor y el servomotor MG955 se estableció mediante el gForce Joint, enlazado a la tarjeta ESP32, que mediante el uso de bibliotecas del sensor se programó un código en el software Arduino, tomando dos señales tanto la posición abierta como la posición cerrada, que generan un desplazamiento angular de 55° del actuador. Se concluyó que la prótesis es adecuada para agarrar objetos de peso moderado, objetos moldeables, objetos delicados, objetos pequeños, objetos de uso cotidiano, objetos que requieren movimiento dinámico y objetos que necesitan ser sujetados, siempre y cuando no superen un peso máximo de 1 kgf y tengan un coeficiente de fricción estático mayor a 0,4. Se recomienda que la prótesis no se utilice en actividades que requieran precisión fina, como escribir con un bolígrafo o teclear en un computador, ni para alimentarse con una cuchara.

**Palabras clave:** <PRÓTESIS DE MANO> <SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS> <SISTEMA DE AGARRE CILÍNDRICO> <DISEÑO DE MECANISMO> <SOFTWARE MBD>.

1283-DBRA-UPT-2023



## SUMMARY

The objective of this technical project was to develop a hand prosthesis controlled by electromyographic signals, using the gForce 200 sensor as the main actuator, considering a cylindrical grip system. For the design of the prosthesis, through the QFD quality matrix, the necessary parameters were analyzed, focusing on the needs of an adult patient, from these a mechanism was designed that would comply with the appropriate measurements and tolerances. A kinematic, dynamic and structural resistance analysis of the mechanism was developed using MBD software. The MG995 motor was selected based on the required torque, and the appropriate materials were designated, such as PLA filament for 3D printing and acrylic for the links. The processing of electromyographic signals allowed for a rapid response to muscle movements, resulting in smoother and more precise control of the grip. The electronic connection between the sensor and the MG995 servomotor was established by means of the gForce Joint, linked to the ESP32 card, which through the use of sensor libraries, a code was programmed in the Arduino software, taking two signals, both the open position and the closed position, which generate an angular displacement of  $55^\circ$  of the actuator. It was concluded that the prosthesis is suitable for grasping objects of moderate weight, moldable objects, delicate objects, small objects, everyday objects, object that require dynamic movement and objects that need to be held, as long as they do not exceed a maximum weight of 1 kgf and have a coefficient of static friction greater than 0,4. It is recommended that the prosthesis not be used in activities that require fine precision, such as writing with a pen or typing on a computer, or for feeding with a spoon.

**Keywords:** <HAND PROSTHESIS> <ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS>, <CYLINDRICAL GRIP SYSTEM> <MECHANISM DESIGN> <MBD SOFTWARE>.

  
Lic. Luis Francisco Mantilla Cabrera Mgs.  
CI:0603747809

## INTRODUCCIÓN

La mano del hombre es considerada como una herramienta mecánica y sensitiva, siendo el principal órgano de manipulación física gracias a sus dos funciones principales de presión y tacto que le permiten realizar movimientos y manipulación de objetos. Gran parte de los movimientos se atribuyen al dedo pulgar la facilidad de rotar 90°; este dedo es el de mayor funcionalidad y la pérdida del mismo reduce un 40% la capacidad de funcionalidad de la mano. Una prótesis de mano tiene como finalidad ayudar a proporcionar algunas funciones, pero jamás reemplazar un miembro faltante del cuerpo del ser humano que se perdió por diferentes situaciones; uno de los objetivos de la construcción de las mismas es mejorar la calidad de vida de los pacientes amputados (Brito et al., 2013).

El campo prostético ha sufrido una revolución tecnológica en los últimos años, la investigación mecánica del cuerpo humano, ha permitido crear diseños que se ajusten miméticamente al comportamiento del mismo. La curiosidad, intrínseca en nuestras mentes, refleja el interés mostrado en la búsqueda de una simbiosis entre el ser humano y la máquina. Desde grandes corporaciones privadas, a pequeños usuarios, indagan nuevos métodos y tecnologías para el desarrollo de las prótesis, buscando el equilibrio entre sofisticación y asequibilidad (Arena, 2018, p. 5-12).

Una prótesis es un dispositivo artificial el cual reemplaza una parte faltante del cuerpo, la cual se puede perder a través de un trauma, enfermedad o afecciones congénitas. Las prótesis están destinadas a restaurar las funciones normales de la parte del cuerpo faltante y mejorar significativamente su desenvolvimiento diario. La pérdida parcial o total de miembros superiores causa problemas físicos además de psicológicos. Una prótesis estética puede mejorar el estado psicológico del paciente sin embargo no permite la movilidad por lo cual es necesario una prótesis que permita un funcionamiento similar al de la mano humana. (Guevara, 2020, p. 2).

El presente trabajo de integración curricular tiene planteado elaborar un mecanismo que permita mejorar el período de respuesta de reacción del usuario frente al movimiento del sistema motriz, para mover la prótesis de la mano. El limitante es el rango de precisión que nos permite el sensor de señales electromiografías en función del trabajo del microprocesador para impulsar el sistema planteado.

Para la elaboración del diseño se utilizará consulta bibliográfica, de manera concreta el estado del arte de proyectos, tesis, artículos, investigaciones científicas referentes al diseño de prótesis que servirán como base para el desarrollo del trabajo de integración curricular. Para el modelado, ensamblado, escalado de los prototipos, así como la validación el movimiento del mecanismo de la prótesis de mano se utilizará software especializado. Se imprimirá prototipos de prótesis utilizando impresión 3D, cubriendo los parámetros planteados en base a las pruebas en vacío.

## **CAPÍTULO I**

### **1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA**

#### **1.1 Antecedentes**

A partir de datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), actualmente más de mil millones de personas de todo el mundo viven con algún tipo de discapacidad. De ellas, casi doscientos millones presentan dificultades considerables en su funcionamiento, y por desgracia, esa cifra está aumentando, debido al envejecimiento de la población y al aumento de ciertas enfermedades crónicas, como la diabetes, las enfermedades cardiovasculares, el cáncer y los trastornos de la salud mental (Lozano, 2018).

En el Ecuador de acuerdo con cifras elaboradas en enero de 2022 existen 471205 personas con algún tipo de discapacidad, ya sea física, intelectual, auditiva, visual o psicosocial. De esta cantidad 215156 personas tienen una discapacidad física entre las que se consideran amputaciones o malformaciones de extremidades superiores e inferiores. En la ciudad de Riobamba están registradas 5470 personas con discapacidad física (CONADIS, 2022).

Entre los prototipos de prótesis tenemos algunos ejemplos, como el planteado en el trabajo de titulación realizado por Brenda Guevara con el tema, “Desarrollo de un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano de bajo costo empleando actuadores lineales y sensores musculares”, que poseen seis grados de libertad, el cual cumple con el agarre esférico de objetos de distintos diámetros. Donde el circuito que interviene en el prototipo de prótesis está compuesto principalmente por seis actuadores, el sensor MyoWare, el microcontrolador Arduino Nano, la batería de 2200mAh, el regulador y el driver de actuadores están ubicados en el cuerpo del paciente. La programación realiza una etapa de calibración de las señales musculares del paciente y posteriormente detecta la señal del músculo bíceps derecho que permite el movimiento de los actuadores lineales en base al tamaño del objeto esférico que se desea agarrar. Este prototipo de prótesis puede agarrar es de 2 a 12 cm con un tiempo promedio de agarre efectivo de 3.3 segundos (Guevara, 2020, p. 3).

En la actualidad existen investigaciones relacionadas a prótesis de miembros inferiores y superiores, donde existe una amplia área de investigación donde se interviene directamente con el paciente ya que se necesita realizar pruebas necesarias, un claro ejemplo es el Grupo de Investigación de Bioingeniería (GIEBI) perteneciente a la Facultad de Mecánica de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, que tiene una larga lista de investigaciones relacionadas a prótesis y sistemas de rehabilitación física de miembros superiores e inferiores.

#### **1.2 Delimitación**

##### **1.2.1 Delimitación espacial**

El presente trabajo de Integración Curricular se desarrollará en la ciudad de Riobamba, provincia de Chimborazo, Ecuador.

### **1.2.2 Delimitación sectorial**

El presente trabajo de integración curricular se encuadra con el Plan Nacional de Desarrollo 2021-2025, en concordancia con el Eje 2 planteado el cual indica, Economía al servicio de la sociedad, inmerso en el objetivo 5 que menciona lo siguiente: Impulsar la productividad para el crecimiento económico sostenible de manera redistributiva y solidaria.

### **1.3 Formulación del problema**

Se sabe que en el Ecuador de acuerdo con cifras elaboradas en enero de 2022 existen 215156 personas que tienen una discapacidad física entre las que se consideran amputaciones o malformaciones de extremidades superiores e inferiores. En el caso de las amputaciones ocurren por accidentes industriales, accidentes de tránsito y por enfermedades que requieran de una amputación para evitar la propagación de esta, por lo cual es necesaria una cirugía para retirar cierta extremidad, todo esto lleva a que la persona pierda autonomía por sí sola, ya que no logra realizar actividades básicas de la vida cotidiana, lo que puede llevar a que tenga muchos inconvenientes a lo largo de su vida e incluso padecer problemas en su autoestima complicándose hasta convertirse en un trastorno emocional que le afectará por el resto de su vida.

En el Ecuador las personas que poseen discapacidad física por amputaciones les resulta difícil acceder a prótesis funcionales a, esto debido a la falta de desarrollo tecnológico en el país dentro de esta área, por ello a través del desarrollo de este trabajo se obtendrá una prótesis de fácil construcción y con una apariencia estética, controlada a través de sensores musculares ubicados en la superficie del antebrazo que se los enlazarán al mecanismo para así obtener el movimiento de un actuador, que permite la acción de abrir y cerrar la mano a la voluntad del usuario produciendo un agarre cilíndrico, siendo así un opción de prótesis que estará disponible para futuras investigaciones en el país y podrá mejorar la calidad de vida de muchas personas que requieran de una prótesis de mano.

### **1.4 Justificación**

#### **1.4.1 Justificación teórica**

El presente proyecto tiene una justificación teórica ya que la prótesis será accionada a través de sensores musculares por medio del análisis de la electromiografía o señales EMG, que es un procedimiento de diagnóstico en el cual es utilizado para evaluar la salud de los músculos y las células nerviosas que lo controlan, estas células transmiten señales eléctricas haciendo que los músculos se contraigan, para ello se utiliza pequeños dispositivos denominados electrodos que traducen estas señales en gráficos, sonidos o valores numéricos que pueden ser interpretados posteriormente.

En el mercado extranjero existen brazaletes que tienen integrado Sensores EMG de alta sensibilidad y admite el reconocimiento en tiempo real de 6 gestos preestablecidos al recoger la señal EMG a tiempo real de la superficie del antebrazo, estas señales se las enlazarán a la prótesis

para así obtener el movimiento de un actuador que permitirá la acción de abrir y cerrar la mano a la voluntad del usuario con una rápida respuesta de reacción.

#### ***1.4.2 Justificación social***

El proyecto tendrá un impacto social en la vida de muchas personas ya que puede ser el inicio de grandes proyectos a futuro donde se fabriquen prótesis de manos que estén disponibles en todo el Ecuador, para personas que han sufrido alguna amputación y requieran de una prótesis con una función básica de agarre de distintos objetos, ya que así podrán realizar actividades básicas del día a día, mejorando así su calidad de vida social y económica por ende con una mayor autoestima personal.

### **1.5 Objetivos**

#### ***1.5.1 Objetivo general***

Desarrollar una prótesis de mano operada por un actuador y controlada con señales electromiográficas para mejorar las respuestas de reacción del agarre de objetos.

#### ***1.5.2 Objetivos específicos***

- Determinar los requerimientos funcionales de diseño mediante la matriz de calidad QFD y sus respectivos parámetros.
- Realizar el diseño conceptual del mecanismo implementando software CAD.
- Realizar el análisis cinemático y de resistencia estructural del mecanismo, con la finalidad de establecer un diseño adaptable para un paciente adulto mediante software CAD y software CAE.
- Procesar los datos de reacción del movimiento de la prótesis de mano mediante las señales adquiridas con un sensor EMG, para reconocer las señales musculares a través de un interfaz y establecer un enlace entre la prótesis y las señales EMG.
- Evaluar los resultados de las pruebas de funcionamiento en vacío de la prótesis de mano, utilizando un sensor muscular para determinar la capacidad de agarre con distintos objetos de prueba.

## CAPÍTULO II

### 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

#### 2.1 Prótesis de mano

La importancia de usar prótesis de mano se refleja a través de sus diversos propósitos en la vida cotidiana. Además de proporcionar resultados estéticos favorables, este procedimiento también puede ayudar a llevar a cabo las tareas diarias, recreativas y vocacionales de la persona. Con el advenimiento de la tecnología informática, el uso de prótesis de mano ha avanzado enormemente en términos de sus características estéticas y funcionales (Murphy, 2014, p. 104-175).

##### 2.1.1 Opciones de prótesis de mano

Las personas quienes se enfrentan a la amputación o han nacido con una extremidad incompleta, deben estar completamente informadas de todas las opciones disponibles y deben ser las principales impulsoras del proceso de toma de decisiones para maximizar los resultados positivos.

##### 2.1.2 Ausencia de prótesis de mano

Una persona puede decidir no usar una prótesis por muchas razones, entre las cuales se encuentran:

- No tener conocimientos de las opciones disponibles.
- Una mala experiencia con un intento de prótesis previo.
- Problemas de imagen corporal
- La eficiencia del uso de una sola mano.
- Habilidad funcional limitada de la tecnología actual.
- Limitaciones financieras.
- Falta de entrenamiento protésico especializado (Murphy, 2014, p. 104-175).

#### 2.2 Tipos de agarre de la mano

Debido al gran número de músculos, tendones y articulaciones presentes en la mano humana, existe también una gran variedad de movimientos que se pueden realizar. Estos movimientos se clasifican en dos grupos que son: los movimientos pensiles y los no pensiles. Los movimientos pensiles son movimientos en los que un objeto es agarrado total o parcialmente y es mantenido dentro de la mano, y los movimientos no pensiles son aquellos en los que la mano no agarra dicho objeto, pero mantiene una interacción con él, es decir que puede tratarse de movimientos en los que la mano empuja, sujeta o manipula objetos con todos los dedos o con cada uno de ellos.

A continuación, se presenta una clasificación de la taxonomía para el estudio de la destreza de las manos humanas en seis categorías para las estrategias de agarres de la mano humana como se muestra en la Figura, agarre cilíndrico, lateral, de palma, esférico, de punta, de gancho (Quinayás et al., 2010, p. 223-237).



**Ilustración 1-2:** Tipo de agarre de mano

Fuente: Quinayás, 2010

## 2.3 Tipos de prótesis de mano

### 2.3.1 *Prótesis cosmética semiprensil*

Esta opción protésica utiliza materiales como el cloruro de polivinilo (PVC), el vinilo micro recubierto (MCV) o la silicona, para producir una prótesis destinada a maximizar el atractivo estético, pero existen otros beneficios funcionales, más allá de la estética. Puede proporcionar una función práctica, facilitando las tareas bimanuales y los dedos semiprensiles pueden ser posicionados para realizar actividades específicas, como agarrar manijas o sujetar utensilios (Murphy, 2014, p. 104-175).



**Ilustración 2-1:** Prótesis cosmética semiprensil MCV

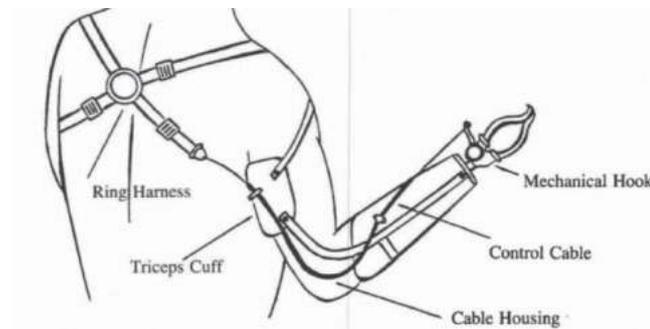
Fuente: Murphy, 2014

El PVC es más económico a su alternativa de silicona, pero se tiñe mucho más fácilmente y, por lo general, necesita ser reemplazado después de algunos meses. Los guantes MCV como se muestra en la figura son más cosméticos y resistentes a comparación de los guantes de PVC, pero son más caros. En comparación, una prótesis de silicona personalizada ofrece la apariencia más real, es más duradera. Sin embargo, es significativamente más cara (Murphy, 2014, p. 104-175).

### 2.3.2 *Prótesis de cable accionada por el cuerpo*

Este tipo de prótesis utiliza correas y cables para controlar los movimientos de la prótesis como se muestra en la figura, ya que es económico y funcional. Hay razones terapéuticas para considerar el sistema accionado corporalmente para un nuevo amputado: ayuda a mejorar el rango de movimiento de las articulaciones a través del control activo del dispositivo terminal; desensibiliza

la extremidad; controla el edema dando forma a la extremidad para un mejor encaje; y puede acomodar la forma/volumen en la extremidad residual, a medida que avanza el proceso de curación (Zuo y Olson, 2014, p. 44-51).



**Ilustración 3-2:** Prótesis de cable accionada por el cuerpo

Fuente: Zuo y Olson, 2014

### 2.3.3 *Prótesis externamente accionadas*

Las prótesis accionadas externamente usan energía de una batería, entradas de control y actuadores para controlar el movimiento y la fuerza de agarre en una prótesis. Estos dispositivos solo deberían ser usados en una extremidad residual madura. El usuario potencial debe tener al menos una buena señal muscular en la parte residual de la extremidad, la cual pueda ser entrenada para ser capaz de operar un dispositivo alimentado externamente (Ottobock, 2019).



**Ilustración 4-2:** Prótesis mioeléctrica

Fuente: Ottobock, 2019

En el caso de la desarticulación de la muñeca y la amputación trans radial larga, la musculatura residual queda en general intacta y proporciona buenas señales musculares EMG para el control de los actuadores de la prótesis (Ottobock, 2019).

### 2.3.4 *Prótesis de manos recreativas*

Una prótesis de mano recreativa está hecha a medida según una actividad o función específica necesaria. Las actividades recreativas como instrumentos de juego, deportes como básquet, pesca, golf y trabajos de construcción pueden requerir algún tipo específico de prótesis de extremidad superior la cual se adapta a la forma en que la persona podría querer usarlo. Una ventaja favorable

para el usuario es el impulso por participar en actividades de su gusto previo a la amputación. Sin embargo, su función es limitada para cualquier actividad diferente a la diseñada (Murphy, 2014, p. 104-175).



**Ilustración 5-2:** Prótesis de manos recreativas

Fuente: Murphy, 2014

### 2.3.5 *Prótesis electrónicas*

La característica especial de estas prótesis es la incursión de motores eléctricos denominados servomotores además el uso de una batería recargable. El control de estas prótesis se puede dar de varias formas, por medio de un servocontrol, el accionamiento por un botón pulsador o botón con interruptor colocados en el arnés, de la misma forma hay prótesis que pueden usar estas dos formas de accionamiento para un mejor control del prototipo (Dorador et al., 2004).

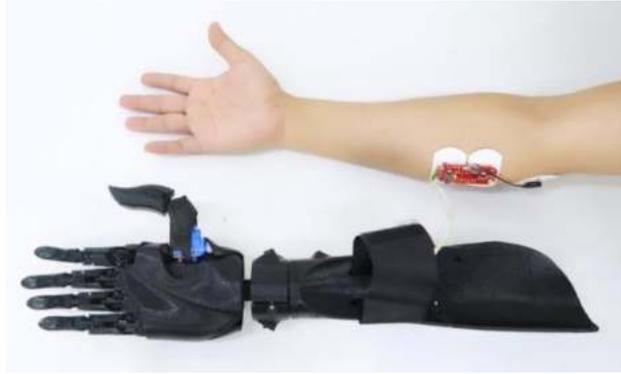


**Ilustración 6-2:** Prótesis electrónica

Fuente: Dorador, 2004

### 2.3.6 *Prótesis bioeléctricas*

Las prótesis bioeléctricas son prótesis eléctricas a su diferencia que estas son accionadas por los músculos del paciente, produciendo señales eléctricas que controlan el accionamiento de esta. Dichas señales eléctricas provenientes del músculo son receptadas por sensores, se amplifican y se envían a un microcontrolador que acciona los motores en la prótesis, todo este proceso antes mencionado dependerá del prototipo (Botto et al., 2011).



**Ilustración 7-2:** Prótesis bioeléctricas

Fuente: Botto, 2011

El control para este tipo de prótesis bioeléctricas está basado en los movimientos musculares, es decir si el músculo se contrae o flexiona produce una señal eléctrica o EMG denotando a la electromiografía. Para obtener esta señal se usa diferentes sensores dependiendo del prototipo, uno de ellos son los electrodos colocados en el músculo que accionará la prótesis, estos son puestos directamente en la superficie de la piel, de esta forma permitiendo extraer y trabajar con la señal EMG. Se procesa a dicha señal con la finalidad que posteriormente por medio de un controlador esta accione los motores, encendiéndolos y apagándolos, generando el movimiento de la prótesis (Botto et al., 2011).

### 2.3.7 *Prótesis híbridas*

Las prótesis híbridas adoptan dos fuentes de energía para su funcionamiento: corpórea y extracorpórea es decir la fuerza física del paciente juntamente con una fuente eléctrica externa. Generando el movimiento de apertura y cierre de la mano por medio de señales mioeléctricas y el movimiento de flexión y extensión del codo por medio de un arnés accionado por los movimientos del cuerpo del paciente, es así que utilizan dos principios de funcionamiento de prótesis para este prototipo como son: las prótesis mecánicas y las mioeléctricas (López y Margni, 2003, p. 5-25).



**Ilustración 8-2:** Prótesis híbrida

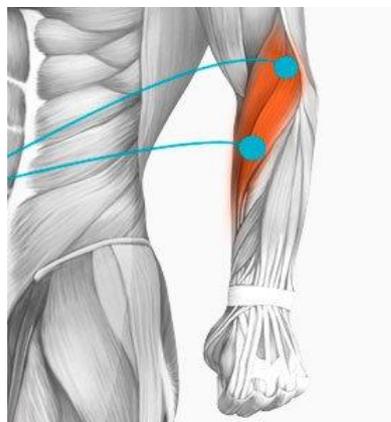
Fuente: López y Margni, 2003

## 2.4 Señales mioeléctricas

Las señales eléctricas que son producidas por la excitación de un músculo, se conocen como señales mioeléctricas, y son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de

las fibras musculares debido a una contracción muscular. Existen potenciales eléctricos que viajan a través de las membranas de prácticamente todas las células del cuerpo, algunas células como las nerviosas y musculares son capaces de generar impulsos electroquímicos rápidamente cambiantes y estos, se utilizan para transmitir señales a través de las membranas de los nervios y los músculos (Nava y Negrete, 2017, p. 2).

Las señales mioeléctricas varían en magnitud dependiendo de la fuerza que se esté aplicando para producirlas. Por ejemplo; en contracciones fuertes se eleva a varios milivolts con un espectro que abarca de 20 Hz a 5 kHz y en el caso de músculos largos -como el bíceps femoral- el espectro se eleva a un máximo entre 40 a 70 Hz. Además, se tiene que tener siempre claro que las señales obtenidas, sin ser introducidas a ninguna fase de amplificación, se leerán en valores de micro hasta milivolts (Criswell y Cram, 2011, p. 3-7).



**Ilustración 9-2:** Elementos que constituyen la unidad motora

**Fuente:** Nava y Negrete, 2017

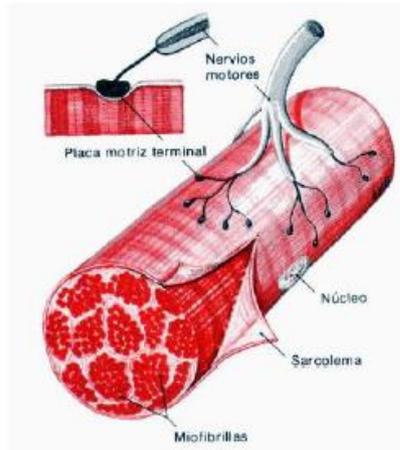
## **2.5 Electromiografía**

La electromiografía es la disciplina que se ocupa de la detección, análisis y uso de potenciales eléctricos creados por la contracción de los músculos, cuando estos se activan eléctrica o neurológicamente. Además, es el registro mediante una aguja y de modo muy poco frecuente mediante electrodos de superficies de la actividad eléctrica muscular. Las fibras musculares, al contraerse, producen descargas que, recogidas por estos electrodos, dan unos patrones normales o indicativos de lesión a distintos niveles del sistema neuromuscular (Romo et al.,2007, p. 127-136).

### **2.5.1 Unidad motora**

La unidad motora es el controlador más pequeño que el cuerpo humano posee, al enviar las señales neurales para una actividad muscular denominada contracción. Esta unidad está compuesta por una célula nerviosa, más una ramificación denominada axón y las demás fibras inervadas que hacen que la contracción muscular sea posible. Las fibras musculares se reducen un 57% de su longitud en reposo al momento de realizar una contracción. Individualmente no se contraen sino más bien en grupos pequeños (Zabala, 2017, p. 7-9).

Los músculos pequeños están conformados por unidades motoras pequeñas, incluso entre 10 a 100um de longitud, mientras músculos grandes tienen unidades motoras más grandes. Los músculos del cuerpo humano están formados por dos tipos de fibras musculares según su apariencia; las rojas y las blancas. Las fibras rojas son de actuación lenta y se localizan en áreas que están en constante movimiento como el tronco, mientras que las blancas están presentes en músculos que generalmente están en reposo y son de actuación rápida, la apariencia se da debido a la cantidad de sangre que les llega (Zabala, 2017, p. 7-9).

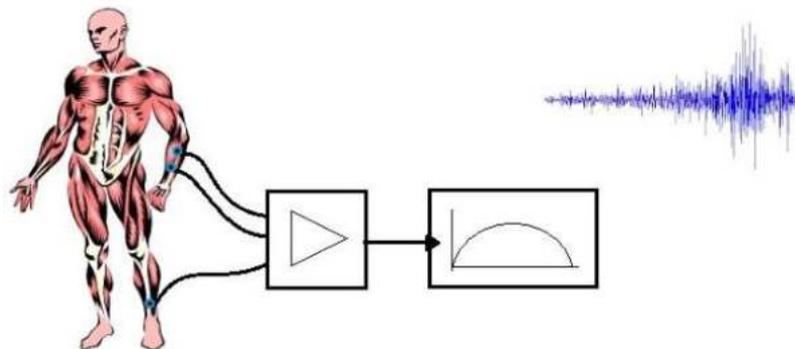


**Ilustración 10-2:** Unidad motora

Fuente: Zabala, 2017

### 2.5.2 Señales electromiográficas

Las señales biomédicas EMGS, son esencialmente un patrón unidimensional, por lo cual cualquier técnica de procesamiento de señales para extracción de características y reconocimiento de patrones se puede aplicar a este tipo de señales. La información extraída de las señales EMGS, es seleccionada de tal manera que se minimice el error en el control de los sistemas de prótesis bioeléctricas (Romo et al., 2007, p. 127-136).



**Ilustración 11-2:** Señales mioeléctricas generadas por los músculos

Fuente: Piña, 2015

La señal EMG es generada cuando un grupo de fibras musculares es activado. Sin embargo, la amplitud de la señal depende mucho de la cantidad de tejido adiposo que encuentre entre el sensor y la fibra, en el caso de una adquisición superficial, caso que no ocurre cuando la señal es tomada

de la fibra directamente. Por ejemplo, si se toma una señal EMG del bíceps, esta tendrá mayor nivel de amplitud que si se toma de los glúteos por el mismo hecho que tienen mayor cantidad de tejido entre el sensor y la fibra muscular. Esto se debe a que el tejido se comporta como un filtro pasa bajos atenuando señales de alta frecuencia (Zabala, 2017, p. 7-9).

## 2.6 Sensores musculares

Los sensores musculares tienen la finalidad de medir la actividad eléctrica al momento de contraer o relajar un músculo, esto se da por el potencial eléctrico generado por las células de las fibras musculares. A este proceso se lo conoce como electromiografía o sus siglas EMG. Existen módulos de sensores que realizan previamente un filtrado de la señal como la amplificación de la misma, además las señales son tomadas en contacto con el músculo del paciente por medio de electrodos.

La medición de la actividad muscular mediante la detección de su potencial eléctrico, conocida como electromiografía (EMG), se ha utilizado tradicionalmente para la investigación médica. Sin embargo, con la llegada de microcontroladores y circuitos integrados cada vez más reducidos y potentes, los circuitos y sensores EMG se han abierto camino en todo tipo de sistemas de control. Este sensor medirá la actividad eléctrica filtrada y rectificadora de un músculo; emitiendo 0-Vs Voltios dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado, donde Vs significa el voltaje de la fuente de energía (C&DTechNologia, 2022).



**Ilustración 12-2:** Sensor muscular

Fuente: C&DTechNologia, 2022

### 2.6.1 Brazaletes de gestos gForce-200

El brazalete OYmotion gForce-200 es un dispositivo comercial desarrollado por la empresa OYMotion, este utiliza electrodos secos diferenciales EMG de grado médico de 8 canales, sensor de movimiento de 9 ejes, adquisición en tiempo real de Cuaternión o datos de movimiento sin procesar. Cuenta con 6 gestos preestablecidos detectados desde el antebrazo del usuario, compatibilidad con Arduino, STM32 MCU a través de gForce-Joint Bluetooth al módulo UART y respuesta de vibración (OYMOTION, 2022).



**Ilustración 13-2:** Sensor Oymotion y su posición en el antebrazo

Fuente: Oymotion, 2022

## 2.7 Interfaz de conexión

### 2.7.1 *Arduino*

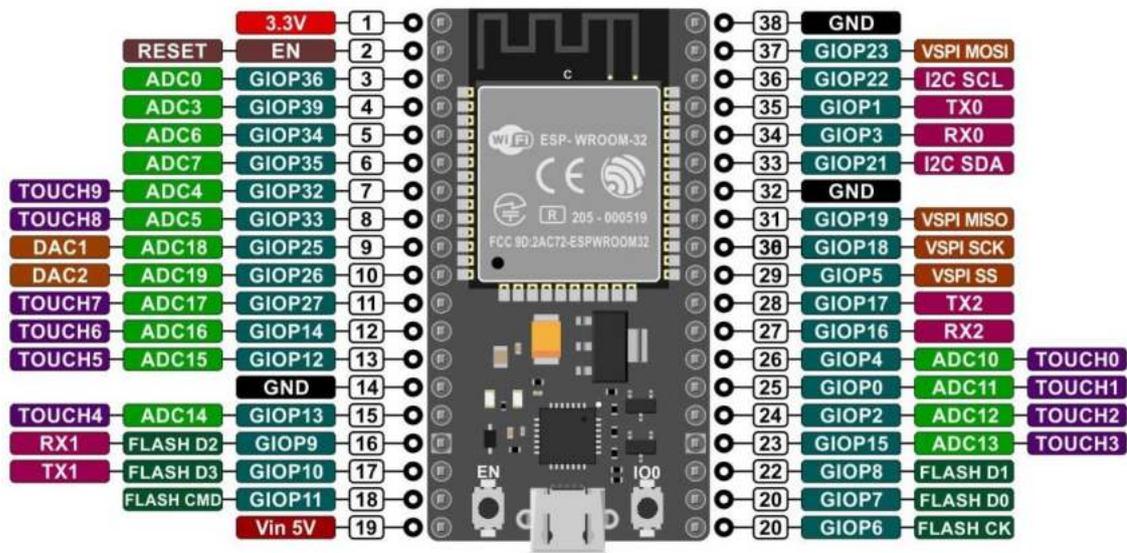
Arduino es una plataforma de desarrollo basado en hardware libre que contiene un microcontrolador reprogramable y una serie de pines hembra que permiten la conexión entre la placa y los diferentes sensores y actuadores.

El desarrollo de hardware libre permite la reutilización de recursos y ahorro de costes, además de la realización de proyectos de robótica, internet de las cosas, impresión 3D, entre otras. Cuenta con una comunidad llena de tutoriales, cursos, herramientas, librerías y proyectos realizados por terceros los cuales ayudan a que el aprendizaje sea de una forma más sencilla e intuitiva.

Básicamente todo se comporta de esta manera, se toma la señal de entrada, se analiza el proceso y ejecuta una acción conocida como señal de salida. Las señales de entrada pueden ser de dos tipos, digitales y analógicas. Cuando el Arduino está conectado por USB al PC no es recomendable usar pines que tengan identificación de TX y RX, ya que estos corresponden al puerto que está siendo usado por el USB, así que tendrán comportamientos erráticos (ARDUINO, 2022).

### 2.7.2 *Tarjeta ESP32*

El ESP32 es un SoC (System on Chip) que integra el procesador de 32 bits LX6, de doble núcleo que trabaja en modo normal a 160MHz pudiendo alcanzar los 240MHz, es decir el doble de velocidad que el ESP8266. Este nuevo SoC se caracteriza por integrar, no solo la pila Stack de comunicación Wi-Fi con una mejora en el aspecto de seguridad de encriptación criptográfica, sino que añade una pila de Bluetooth Low Energy 4.1, que abre el abanico de posibilidades ya que permite implementar sobre ella diversos perfiles que van más allá de la típica comunicación serie por bluetooth, permitiendo utilizar perfiles de transmisión de audio, de puerta Gateway para Bluetooth-WiFi, o de implementación de dispositivos HID de interfaces hombre-máquina, ya sean periféricos existentes como ratones, teclados o gamepads, o cualquier tipo de dispositivo de control que se nos ocurra, entre otros (Mactronica, 2023).



**Ilustración 14-2:** Pines de la tarjeta ESP32

Fuente: Asanza, 2021

### 2.7.2.1 Consumo de energía de la tarjeta ESP32

Por lo general, las tarjetas ESP32 tienen un consumo de alrededor de 20 mA durante su funcionamiento normal. Sin embargo, en modo deepsleep, su consumo aumenta a más de dos mil veces esa cantidad. Los factores clave que afectan el consumo de energía incluyen los circuitos adicionales en la tarjeta, la implementación de la fuente de alimentación USB y el uso de baterías. En el caso de las tarjetas ESP32 estándar, el consumo de energía no puede reducirse aún más. A continuación, se detallan algunos valores específicos de consumo de energía de la tarjeta ESP32 (Radioshuttle, 2020).

**Tabla 1-2:** Consumo de energía de la tarjeta ESP32

Modo ESP32	Consumo
Deepsleep	7 $\mu$ A
Lightsleep	1 mA
Normal (240 MHz)	50 mA
Reloj del procesador reducido (3MHz)	3.8 mA
Funcionamiento WiFi	80-180 mA

Fuente: Radioshuttle, 2020

### 2.7.3 Enlace entre tarjeta ESP32 y Arduino

Si quieres enlazar tu tarjeta ESP32 con Arduino, es importante tener en cuenta los requisitos previos necesarios para lograr una conexión exitosa. En primer lugar, es necesario tener el software de Arduino IDE instalado en tu sistema, este software es la plataforma de desarrollo que te permitirá programar y enviar código a tu placa ESP32.

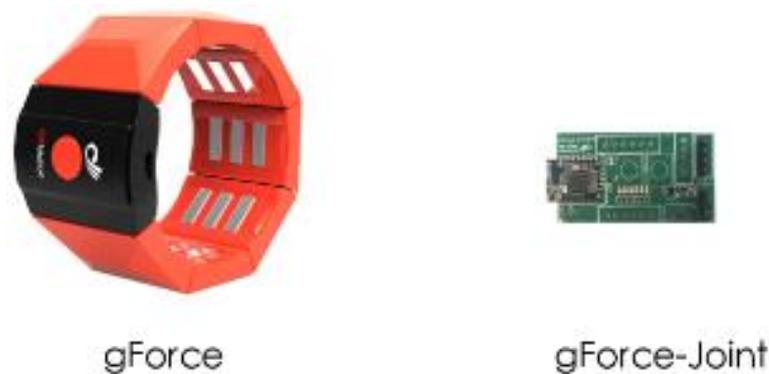
Además, es fundamental tener una placa de desarrollo basada en ESP32, este tipo de placas están diseñadas específicamente para trabajar con el ESP32, y te permitirán realizar tus proyectos de manera más eficiente. Ten en cuenta que el proceso de enlace es similar para todas las placas de

desarrollo basadas en ESP32, además se requiere un cable USB para conectarse a tu ordenador y es el mismo que utilizan la mayoría de los móviles. Con estos tres requisitos previos cumplidos, estarás listo para enlazar tu tarjeta ESP32 y Arduino con éxito (Guerra, 2022).

#### **2.7.4 Conexión inalámbrica de gForce con gForceJoint**

Para establecer la conexión inalámbrica entre el gForce con el gForceJoint se debe establecer los siguientes pasos, encender el brazalete gForce y asegurarse de que el gForceJoint esté encendido, colocar el brazalete gForce cerca de gForceJoint con un mínimo de 10 cm de distancia. El brazalete gForce se conectará automáticamente a gForceJoint, cuando se establezca esta conexión el led verde parpadeará con mayor rapidez.

Para usar el brazalete gForce con gForce Joint en Arduino y dispositivos compatibles con Arduino, donde el gForceJoint es un módulo de hardware que une el brazalete gForce con la placa Arduino (OYMotion, 2021).

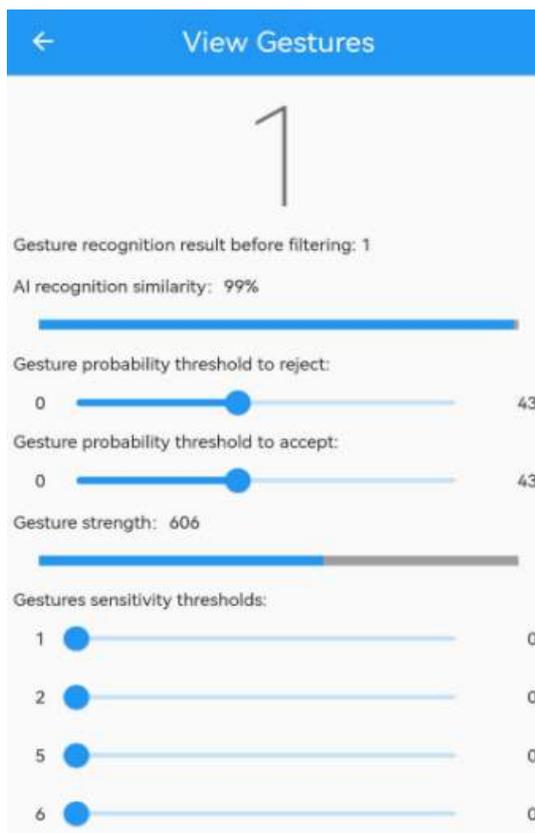


**Ilustración 15-2:** Sistema de detección de movimiento

Fuente: OYMotion, 2021

#### **2.7.5 Aplicación del sensor gForce APP**

El sensor gForce viene con un aplicativo móvil que está disponible para el sistema operativo Android, este nos permite calibrar las señales mioeléctricas de acuerdo con el usuario, esta aplicación nos permite regular las señales del sensor muscular debido que es esencial para garantizar que los datos recogidos sean precisos y representativos de la actividad muscular. Esta aplicación es capaz de procesar las señales en tiempo real, ajustando la sensibilidad para evitar errores. Además, es importante denotar que la aplicación cuenta con una interfaz fácil de usar, ya que es accesible tanto para expertos como para personas sin conocimientos técnicos.



**Ilustración 16-2:** Aplicativo gForce APP

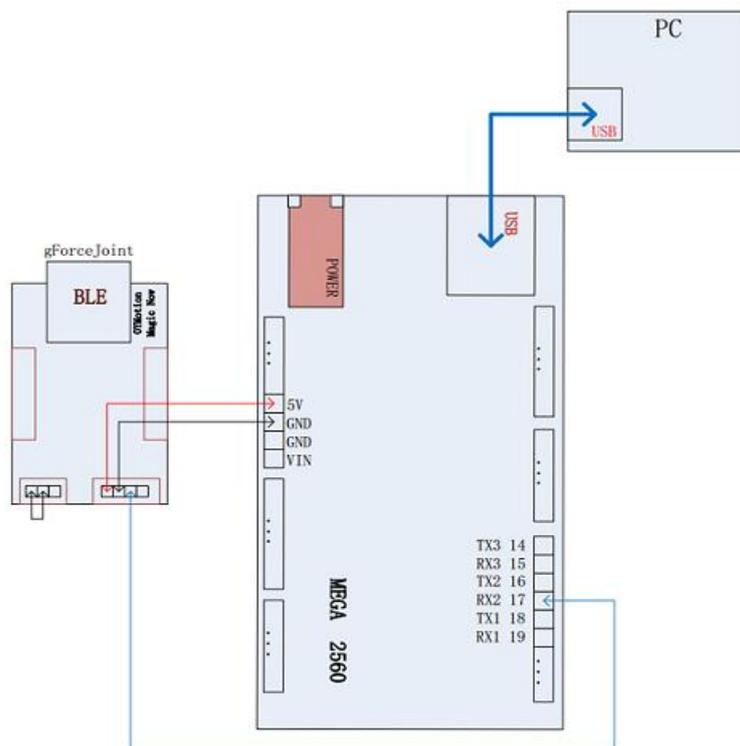
**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2022

Un dato importante de la aplicación gForce APP es la compatibilidad con diferentes tipos de sensores musculares de la marca Oymotion, lo que permite que sea compatible con una amplia variedad de sensores dándonos una gran gama de herramientas para diferentes proyectos, sin tener que preocuparte por si los datos son compatibles.

### **2.7.6 Conexión sensor gForce 200 con Arduino**

Para poder controlar el sensor gForce se debe utilizar la biblioteca con Arduino que es gForceSDKArduino, donde se deberá comprobar la comunicación con el Arduino. Cuando se encuentre emparejado el gForceJoint con la tarjeta ESP32, y el brazalete gForce a gForceJoint, se debe realizar los gestos definidos para verificar que la información impresa en el detectada por la aplicación es correcta, con lo cual nos aseguramos de que la conexión entre gForceJoint y Arduino esté funcionando (OYMotion, 2021).

Al establecer una correcta conexión este sensor es capaz de detectar la actividad muscular y convertirla en una señal analógica que es leída por la tarjeta ESP32 para convertir las dos señales de abierto y cerrado en movimiento del servomotor para poner en funcionamiento el mecanismo de la prótesis de mano que está diseñada de forma personalizada.



**Ilustración 17-2:** Conexión gForceJoint con ArduinoMEGA

Fuente: OYMotion, 2021

## 2.8 Actuadores para prótesis de mano

Los actuadores que permiten la movilidad de una prótesis de mano requieren ser de un tamaño reducido, siendo parte fundamental en el diseño mecánico y electrónico. Existen en el mercado diferentes tipos de actuadores como los motores DC, servomotores rotativos y lineales. Por lo tanto, debemos escoger entre las siguientes opciones de servomotores:

**Tabla 2-1:** Tipos de servomotores

Denominación	SG90	MG90	MG995	MG996
<b>Voltaje</b>	4.8 – 6 (V)	4.8 – 6 (V)	4.8 – 7.2 (V)	4.8 – 7.2 (V)
<b>Torque</b>	1.8 kg/cm	1.8 kg/cm	8.5 kg/cm	9.6 kg/cm
<b>Respuesta</b>	0.1/60°	0.08/60°	0.2/60°	0.17/60°
<b>Peso</b>	149 g	159 g	559 g	569 g

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

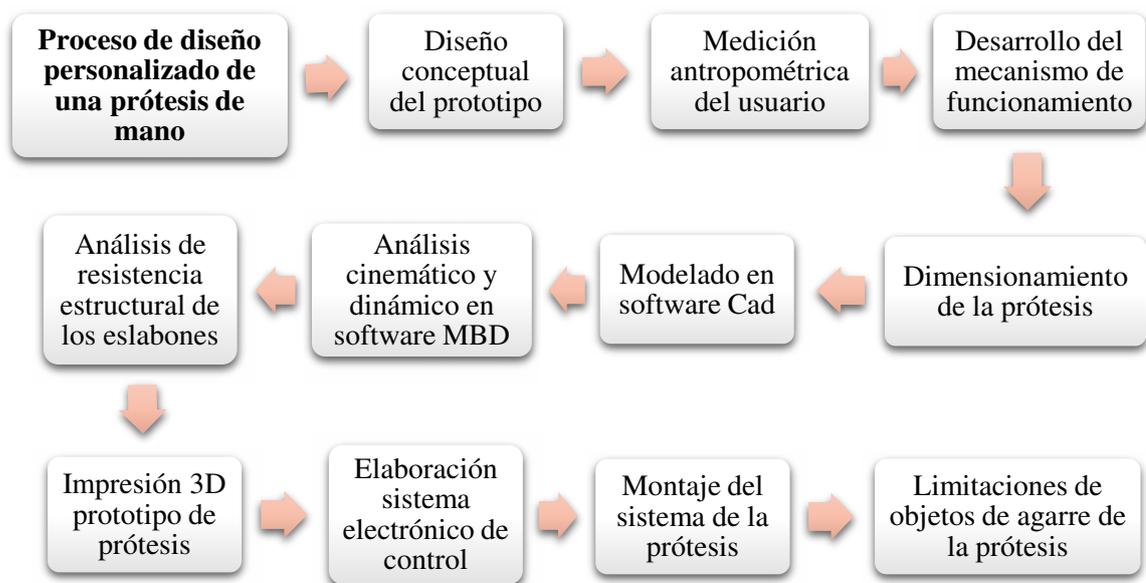
## CAPÍTULO III

### 3. MARCO METODOLÓGICO

#### 3.1 Metodología del diseño

##### 3.1.1 *Proceso para el diseño de la prótesis de miembro superior*

Para el desarrollo del diseño del prototipo de prótesis de mano personalizada se tiene como punto de partida el estudio del estado del arte de diseños de prótesis en el ámbito local, nacional y mundial. El proceso del diseño mecánico de la prótesis nos permite organizar las etapas necesarias para crear una prótesis mecánica funcional donde tomará las medidas del usuario. A continuación, se lleva a cabo una fase de investigación y análisis para identificar los materiales, componentes y tecnologías adecuadas para el diseño de la prótesis. Luego, se procede a la etapa de diseño conceptual, en la cual se generan ideas y se definen las características principales de la prótesis, como su forma, tamaño y funciones específicas. Se desarrolla un prototipo, el cual será sometido a pruebas y ajustes para garantizar su correcto funcionamiento. Finalmente, se produce la prótesis definitiva y se lleva a cabo una serie de pruebas de agarre para ajustar y delimitar su funcionamiento.



**Ilustración 1-3:** Flujograma del proceso del diseño mecánico de la prótesis

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

##### 3.1.2 *Características técnicas del diseño*

Se analiza la relación a partir de las características técnicas en función de las necesidades que va a necesitar el usuario que se producen en función del cumplimiento de la efectividad de la prótesis, en función de esto se puede considerar cada una de las siguientes alternativas con su respectiva evaluación para considerar cada una de las características a implementarse en la casa de la calidad y se elegirá la mejor opción de las que pueden llegar a plantearse en base a ponderaciones para obtener un modelo final en óptimas condiciones.

**Tabla 1-3:** Análisis de competencias

VOZ DEL USUARIO		VOZ DEL INGENIERO
Componentes de calidad	<b>O</b>	Selección de materiales por sus propiedades
Estética	<b>B</b>	Diseño orgánico en la palma y dorso
Funcionalidad	<b>E</b>	Sistema inalámbrico
Buena resistencia	<b>E</b>	Análisis cinemático y resistencia estructural
Equipo automatizado	<b>E</b>	Sistema electrónico de control
Velocidad de funcionamiento	<b>B</b>	Reacción del sensor muscular
Facilidad de uso	<b>E</b>	Ergonómico
Tiempo de operación	<b>O</b>	Gasto energético y consumo de batería

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

### 3.1.3 Desarrollo de la casa de la calidad

Para comparar los prototipos de prótesis que desea construir, se debe definir los productos en el mercado y aquellos que tienen similitudes con los requisitos técnicos descritos anteriormente, la tasa de ocurrencia lo ayudará a evaluar las características del producto competencia: Estos factores conectan directamente la voz del usuario con la voz del ingeniero.

		VOZ DEL INGENIERO								Evaluación Usuario								
		Selección de materiales por sus propiedades	Diseño orgánico en la palma y dorso	Sistema inalámbrico	Análisis cinemático y de resistencia estructural	Sistema electrónico de control	Reacción del sensor muscular	Ergonómico	Gasto energético y consumo de batería									
VOZ DE USUARIO		A	B	C	D	E	F	G	H	Alternativa 1	Alternativa 2	Objetivos	Índice de mejora	Factor de venta	Importancia	Ponderación	Ponderación en %	
Componentes de calidad	<b>E</b>	9	1	3		3	3	3		4	3	4	1	1,5	5	7,5	17,1%	
Forma estética	<b>B</b>	1	9	3			3	1		4	3	4	1	1,2	3	3,6	8,2%	
Funcionalidad	<b>E</b>	3	9	3		3	3			5	2	5	1	1,5	3	4,5	10,3%	
Buena resistencia	<b>E</b>	9		9			1	3		4	2	4	1	1,5	4	6	13,7%	
Equipo automatizado	<b>E</b>		3	1	9	3	1			5	3	5	1	1	3	3	6,8%	
Velocidad de funcionamiento	<b>E</b>	3	3	3	3	9	1			4	3	4	1	1,2	5	6	13,7%	
Facilidad de uso	<b>B</b>		3	1	3	3	9			5	2	4	0,8	1,2	4	3,84	8,8%	
Tiempo de operación	<b>O</b>	3	1	1		1		9		4	4	5	1,3	1,5	5	9,375	21,4%	
Alternativa 1		3	3	2	2	3	4	4	3							43,82	100,0%	
Alternativa 2		3	4	3	4	4	4	4	4									
Incidencia		149,63	40,875	86,52	124,22	56,52	119,9	85,56	124,88	788,085		ANÁLISIS DE LA COMPETENCIA						
Incidencia en %		18,986	5,1866	10,979	15,762	7,1718	15,213	10,857	15,845	100								
Factor de Incidencia		EVALUACIÓN TÉCNICA																
Fuerte =9	⊙	Acrílico - Filamento PLA	Medidas antropométricas	Sensor gForce	Software CAD & CAE	Tarjeta ESP32 & Motor MG995	Dos movimientos: mano abierta y cerrada	Manual de operación	Batería de Lítio de 2 celdas	Factor de Venta								
Medio=3	○	Fuerte: 1,5																
Bajo=1	▽	Posible: 1,2																
		Ningún: 1																

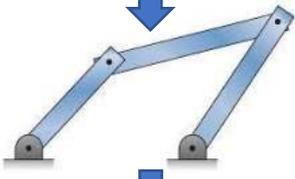
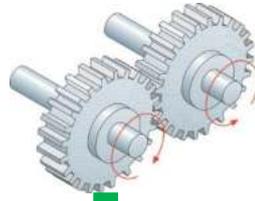
**Ilustración 2-3:** Casa de la calidad

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

### 3.1.4 Matriz morfológica de alternativas de diseño

Las matrices morfológica de alternativas nos permiten crear opciones para cada característica que será analizada en el diseño, permitiéndonos generar alternativas de materialización y diseño de detalle. Todo trabajo de integración curricular implica un proceso de satisfacción de necesidades y generación de valor a través de la obtención del producto final. Se realiza una evaluación de los factores como la funcionalidad, la estética, el costo y la facilidad de producción.

**Tabla 2-3:** Matriz morfológica de alternativas

Denominación	Opción 1	Opción 2
Actuador del sistema		
Tipo de mecanismo		
Sensor electromiográfico		
Tarjeta de adquisición de datos		
Software de proceso		

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

### 3.1.5 Análisis de alternativas de diseño

Las alternativas que hemos generado son dos opciones que las consideraremos como A y B:

**Alternativa A:** Prototipo el cual tendrá un servomotor MG955 que transmitirá el movimiento mediante un mecanismo conformado por eslabones para que posteriormente esta señal sea captada por un sensor gForce Oymotion que mide el movimiento y los traduce a pulsos eléctricos,

finalmente el sistema de control estará siendo gobernado por una tarjeta ESP32 conectado al software Arduino que nos permitirá cargar el programa que controle el mecanismo.

**Alternativa B:** En este caso el mecanismo que se usa para controlar el movimiento es un mecanismo con engranes cuyo proceso se lo realiza mediante un servomotor MG955 cuya señal será captada por un sensor muscular de electrodos que estará acoplado a un Arduino Uno con conexión al software Arduino que nos permitirá controlar el funcionamiento del mecanismo.

### 3.1.6 Evaluación del peso específico de las alternativas

La evaluación del peso específico se la realizó de acuerdo a los criterios pertinentes que nos permitieron determinar los siguientes valores.

**Tabla 3-1:** Evaluación del peso específico de las alternativas

Parámetros	Tamaño	Velocidad de funcionamiento	Cantidad de accesorios	Portabilidad	Facilidad de mantenimiento	$\Sigma+1$	Pond
Tamaño		1	1	1	1	5	0,28
Costos	0,5		0,5	0,5	0,5	3	0,17
Durabilidad	0	1		0	1	3	0,17
Portabilidad	1	0	1		0	3	0,17
Mantenimiento	0,5	0,5	1	1		4	0,22
						18	1

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

### 3.1.7 Evaluación del peso específico de los criterios

La evaluación del peso específico de cada uno de los criterios nos permite encontrar cuál de los criterios en función de las alternativas se convierte en los más importantes para obtener un claro resultado, y tener una selección de características a implementarse en el diseño conceptual de la prótesis de miembro superior.

**Tabla 4-3:** Evaluación del tamaño

Criterio 1: Tamaño				
	A	B	$\Sigma+1$	Ponderación
A		1	2	0,53
B	0,75		1,75	0,47
			3,75	1

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

**Tabla 5-3:** Evaluación de velocidad de funcionamiento

Criterio 2: Velocidad de funcionamiento				
	A	B	$\Sigma+1$	Ponderación
A		1	2	0,62
B	0,25		1,25	0,38
			3,25	1

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

**Tabla 6-3:** Evaluación de la cantidad de accesorios

Criterio 3: Cantidad de accesorios				
	A	B	$\sum+1$	Ponderación
A	1	1	2	0,50
B	1	1	2	0,50
			4	1

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

**Tabla 7-3:** Evaluación de la portabilidad

Criterio 4: Portabilidad				
	A	B	$\sum+1$	Ponderación
A	1	1	2	0,57
B	0,5	1	1,5	0,43
			3,5	1

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

**Tabla 8-3:** Evaluación de la facilidad de mantenimiento

Criterio 5: Facilidad de mantenimiento				
	A	B	$\sum+1$	Ponderación
A	1	1	2	0,53
B	0,75	1	1,75	0,47
			3,75	1

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

### 3.1.8 Conclusiones de las alternativas

El análisis de la tabla de conclusiones de alternativas nos permite visualizar cuál de las alternativas tiene mejores resultados, lo cual nos va a permitir escoger esa alternativa como modelo de prediseño para el desarrollo de la prótesis de mano.

**Tabla 9-3:** Conclusiones de las alternativas

Resultados Finales							
Conclusión	Tamaño	Velocidad de funcionamiento	Cantidad de accesorios	Portabilidad	Facilidad de mantenimiento	$\Sigma$	Prioridad
Alternativa A	0,148	0,103	0,083	0,095	0,119	0,548	1
Alternativa B	0,130	0,064	0,083	0,071	0,104	0,452	2

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

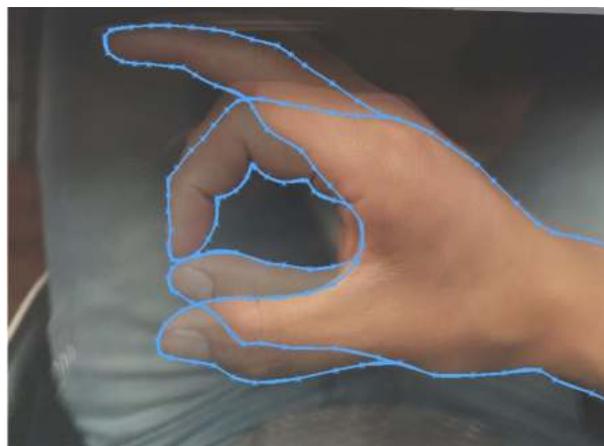
Después de analizar cuidadosamente las diferentes alternativas de diseño, se ha seleccionado la primera opción como la más eficiente para ser utilizada como base teórica en el desarrollo de la prótesis. Esta elección se basa en el hecho de que nuestro exoesqueleto es todavía un prototipo y, por lo tanto, se beneficiará del uso de herramientas comunes de ingeniería, como Arduino y software CAD. Estas herramientas permitirán la realización de simulaciones para identificar los

materiales más adecuados para la fabricación de la prótesis, así como para generar el movimiento del actuador mediante el sensor muscular gForce Oymotion, que puede ser adaptado a la tarjeta ESP32. La señal generada por este sensor permitirá el control del movimiento de la extremidad superior derecha del cuerpo para su posterior evaluación en pruebas de agarre. En resumen, la elección de la primera alternativa se basa en la facilidad de uso de herramientas comunes de ingeniería y su capacidad para permitir la realización de simulaciones y control del movimiento del actuador mediante el sensor muscular gForce Oymotion.

### **3.2 Diseño conceptual**

#### **3.2.1 Dimensionamiento de la prótesis**

Para el dimensionamiento de nuestra prótesis personalizada, hemos tomado como base la mano derecha de Edison Marcelino Velasco Gavilanes, que será el modelo base para el desarrollo de nuestro trabajo de integración curricular. En este proceso, esta persona se convierte en nuestro usuario, para lo cual utilizando un software CAD se toma las medidas antropométricas de su mano tanto en posición abierta y cerrada, lo que ha permitido obtener datos precisos de las distancias y ángulos necesarios para el diseño. Estos datos se visualizan claramente en la ilustración 3-3. La utilización de software CAD ha sido fundamental en este proceso, ya que nos ha permitido tomar medidas precisas y garantizar un dimensionamiento preciso para la prótesis, lo que asegura un diseño óptimo.



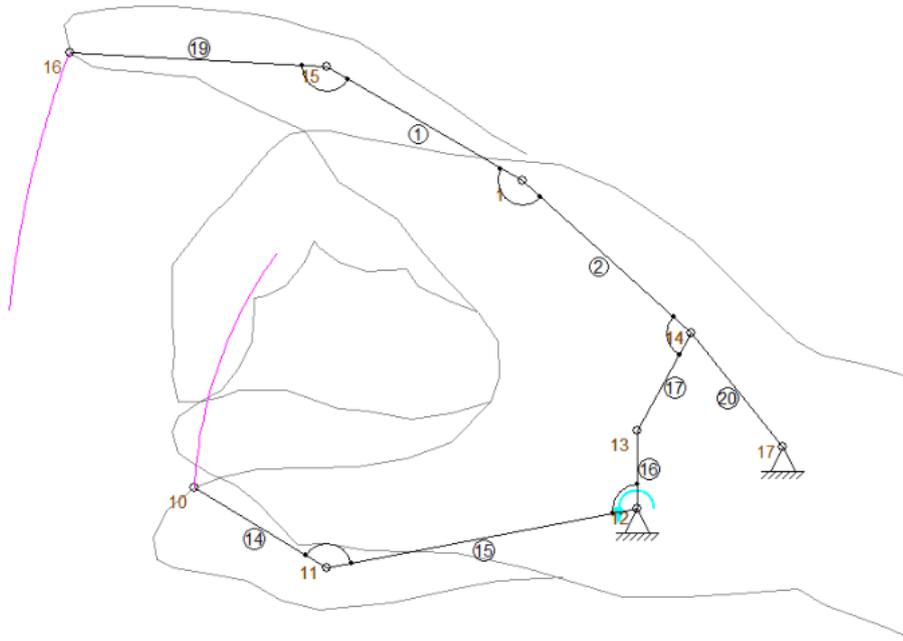
**Ilustración 3-1:** Dimensionamiento de la prótesis personalizada para una persona adulta

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2022

#### **3.2.2 Generación del mecanismo del sistema**

##### **3.2.2.1 Propuestas de mecanismo del sistema**

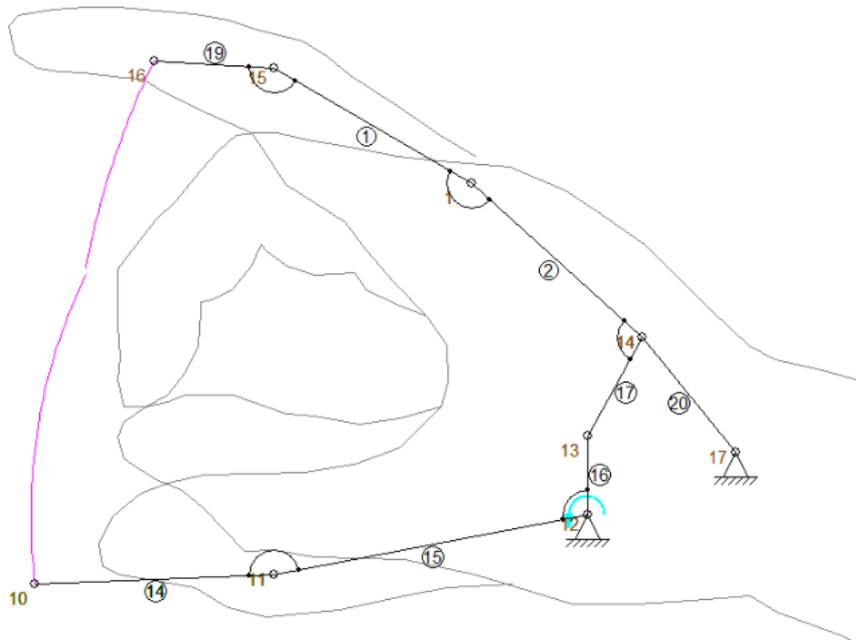
El mecanismo se desarrolló utilizando el software SAM, basado en las dimensiones obtenidas del usuario. A partir del análisis del movimiento, se dimensionaron varias alternativas propuestas con el objetivo de obtener el diseño ideal.



**Ilustración 4-3:** Alternativa uno de mecanismo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

En la primera alternativa, se considera únicamente el movimiento de los dedos, específicamente el pulgar y el índice. Sin embargo, no se tuvo en cuenta que ambos dedos deben llegar a la misma posición para lograr un agarre cilíndrico. Para abordar esta limitación, se procedió a dimensionar y generar cada uno de los eslabones que representan las falanges distal, medial y proximal, así como el dorso de la mano. De esta manera, se busca lograr una configuración que permita alcanzar una posición común entre el pulgar y el índice.



**Ilustración 5-3:** Alternativa dos de mecanismo

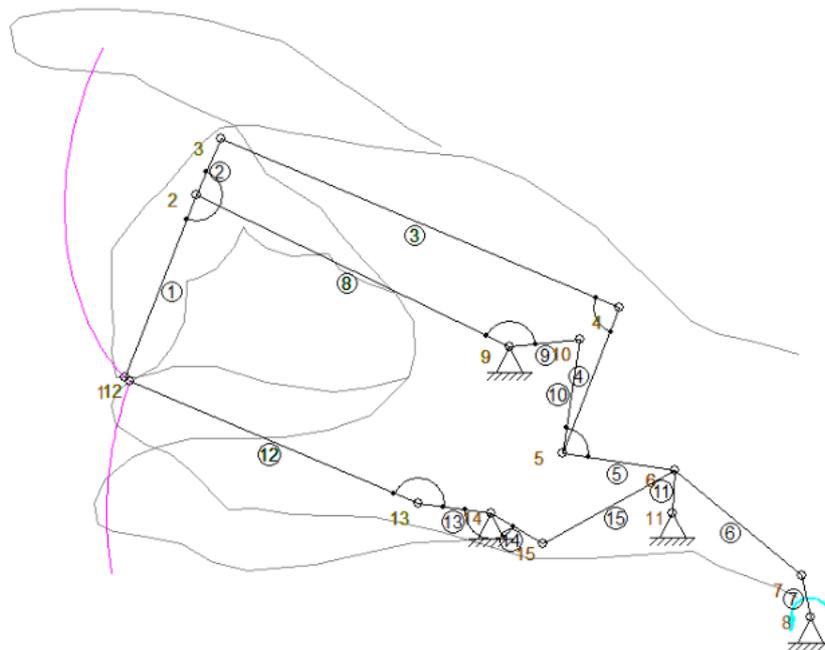
Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

La segunda alternativa de mecanismo se centra en corregir la función de agarre para lograr que el pulgar y el índice lleguen a un punto común. Además, se ha tenido en cuenta que el movimiento del índice replica el movimiento de los dedos índice, corazón, anular y meñique. En esta alternativa, se ha mejorado la posición y las dimensiones del pulgar para lograr un movimiento más eficiente. También se ha ajustado la ubicación del motor y se ha considerado la bancada número 17 como soporte para evitar el sobreesfuerzo del mecanismo.

### 3.2.2.2 Alternativa final de mecanismo del sistema

La generación del mecanismo a partir de las dimensiones de la mano real del usuario es un proceso crucial en el diseño de prótesis personalizadas. Las medidas antropométricas de la mano real se utilizan como base para dimensionar el mecanismo, con el objetivo de imitar el movimiento natural de la mano real, es importante considerar que el mecanismo debe ser lo suficientemente fuerte y resistente para impulsar el movimiento de la prótesis. Con el fin de optimizar el agarre del mecanismo, se han realizado modificaciones que permiten que el pulgar y el índice alcancen una posición común de manera más precisa y eficaz.

Además, se ha ideado la adición de tres bancadas para mejorar la cadencia del mecanismo. Estos puntos fortalecerán el apoyo de los pasadores y evitarán una mayor tolerancia que pueda hacer que el mecanismo se desplace. Para lograr esto, el motor se posicionará en la parte inferior del sistema, desde donde generará el movimiento para todo el sistema. Considerando que se produce únicamente un grado de libertad, este movimiento permitirá que todo el mecanismo se mueva como un solo elemento, lo que a su vez permitirá generar movimiento tanto en el pulgar como en el conjunto de dedos formado por el índice, corazón, anular y meñique.



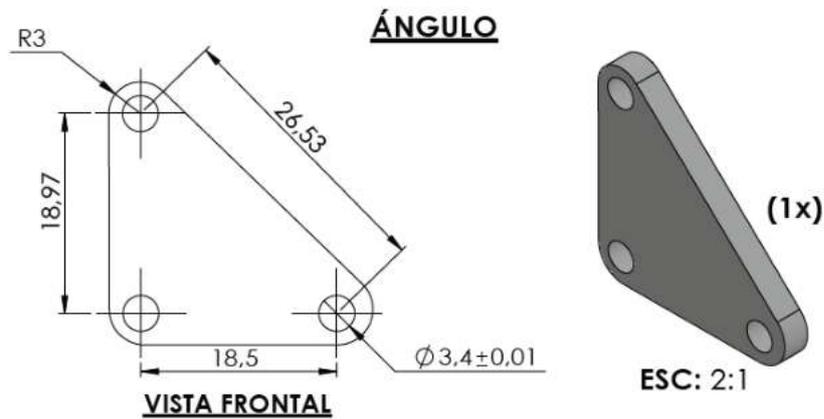
**Ilustración 6-3:** Mecanismo final de la prótesis

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2022

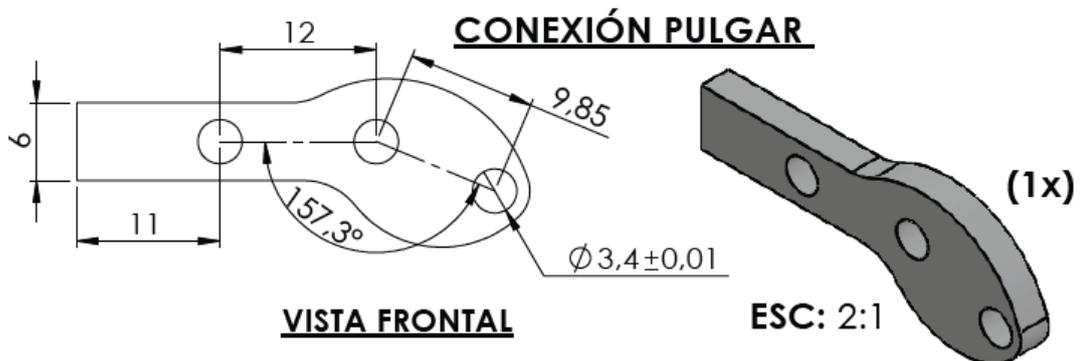
### 3.2.3 Modelado CAD

#### 3.2.3.1 Modelado de eslabones

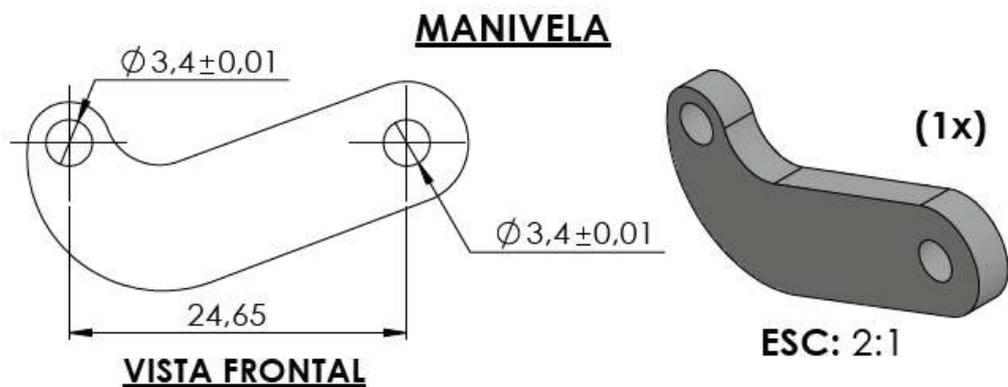
La etapa inicial en el proceso de diseño de una prótesis de mano es el modelado de los eslabones, la precisión y el detalle del modelado son fundamentales para realizar simulaciones previas a la fabricación. En particular, el modelado de los siete eslabones que generan el movimiento en los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique debe ser cuidadosamente replicado para garantizar la correcta articulación de los dedos en la prótesis.



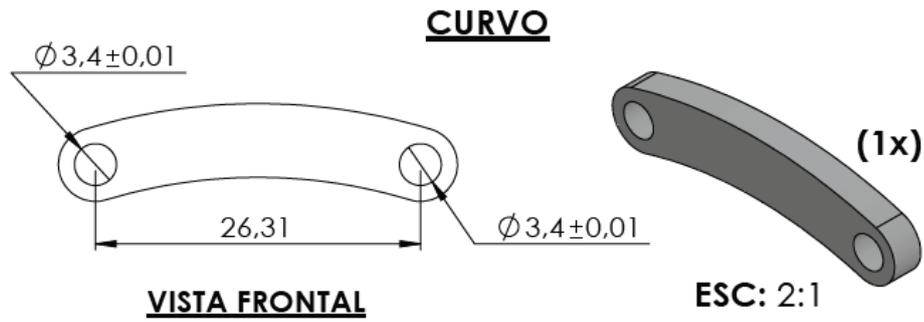
A. Eslabón ángulo



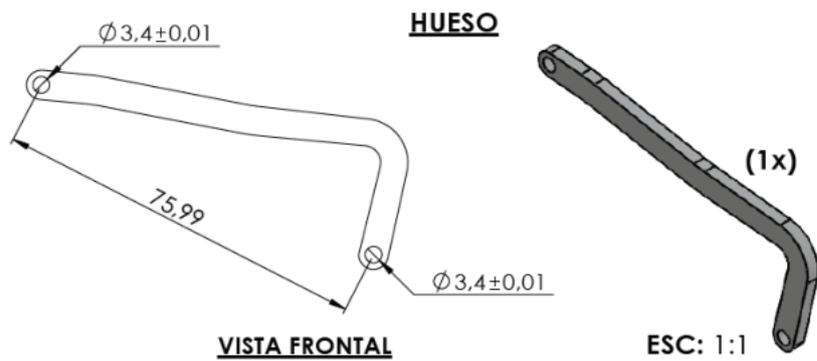
B. Eslabón conexión pulgar



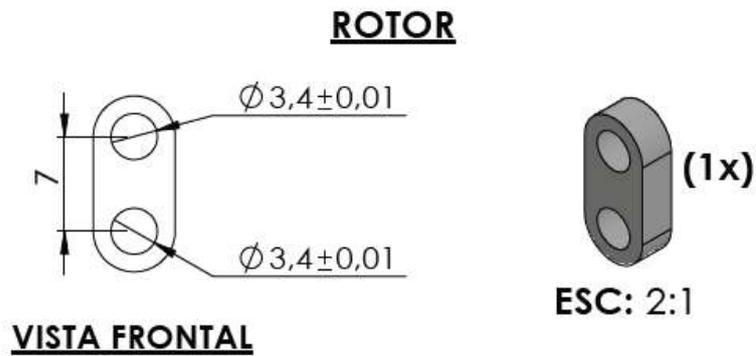
C. Eslabón manivela



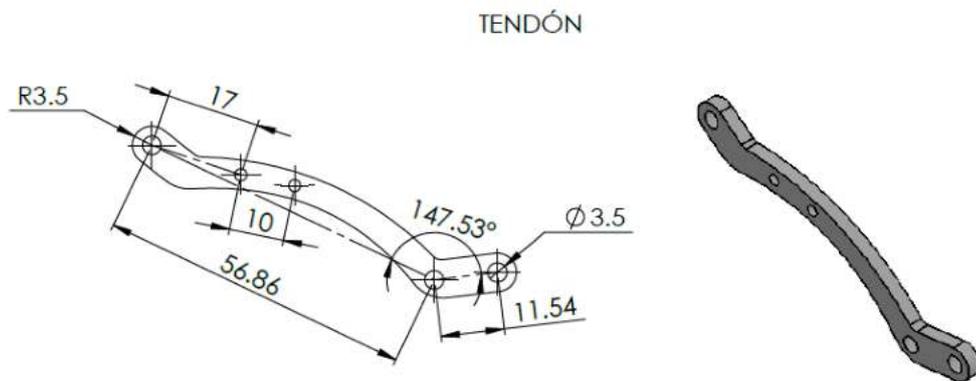
D. Eslabón curvo



E. Eslabón hueso



F. Eslabón rotor



G. Eslabón tendón

**Ilustración 7-3:** Dimensionamiento eslabones de la prótesis

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

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

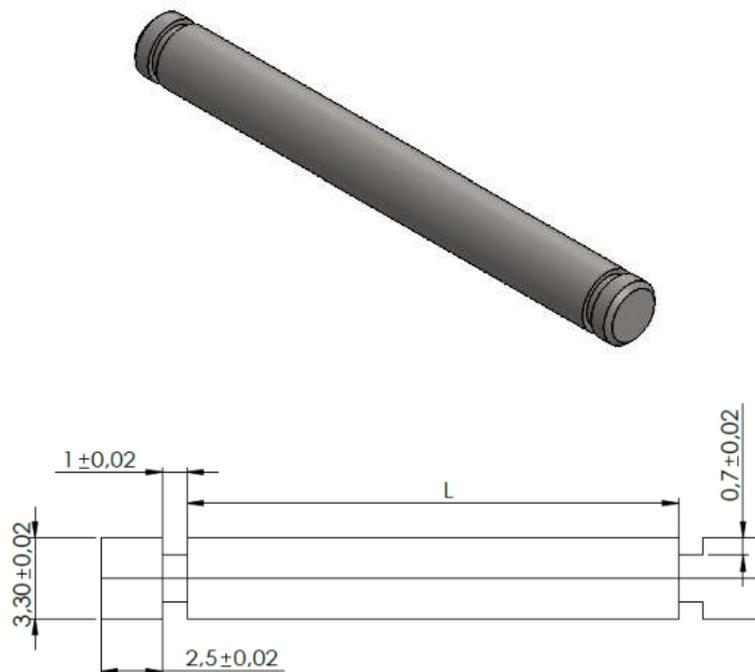
**Tabla 10-3:** Cantidad de eslabones en el mecanismo

N°	Denominación	Cantidad	Material
1	Ángulo	1	Acrílico
2	Pulgar	1	
3	Manivela	1	
4	Curvo	1	
5	Hueso	1	
6	Rotor	1	
7	Tendón	4	

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.2.3.2 Modelado de pasadores

Los pasadores utilizados en el mecanismo tienen la misma configuración, pero su valor de largo cambia en función de su disposición en el ensamble del mecanismo. A partir de la tabla 11-3, podemos visualizar cada uno de los pasadores utilizados en el mecanismo cuya forma podemos observar en la siguiente ilustración.



**Ilustración 8-3:** Pasadores del mecanismo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

Se adjunta una tabla con la cantidad de pasadores utilizados con su respectiva dimensión y denominación, donde se debe considerar que la magnitud que varía es el largo que viene denotado con la letra L.

**Tabla 11-3:** Dimensionamiento de pasadores

N°	Denominación	Cantidad	Nombre	Largo (L)
1	Pasador 1	1	Doble	6 mm
2	Pasador 2	1	E. Rotor	16 mm
3	Pasador 3	1	E. Pulgar 1	20 mm
4	Pasador 4	1	E. Pulgar 2	25 mm
5	Pasador 5	1	E. Pulgar 3	13mm
6	Pasador 6	1	Eje 70mm	65 mm
7	Pasador 7	1	Eje 75mm	70 mm
8	Pasador 8	2	Eje 85mm	80 mm
9	Pasador 9	1	Cuádruple	12 mm

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.2.3.3 Modelado de los dedos de la prótesis

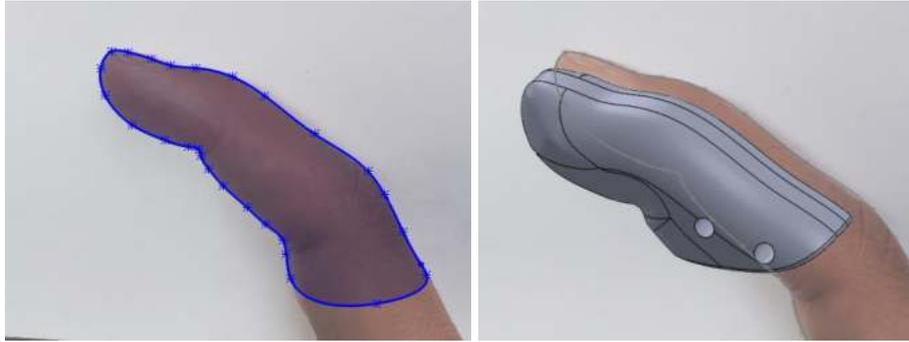
El dimensionamiento de los dedos es un paso crucial en el diseño de una prótesis de miembro superior, ya que su objetivo es proporcionar al usuario una prótesis cómoda y funcional. Este proceso consiste en medir y obtener las dimensiones precisas de cada dedo de la mano, asegurándose de que tengan la 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 12-3:** Dimensionamiento de los dedos

N°	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: Saltos D., Velasco E., 2023

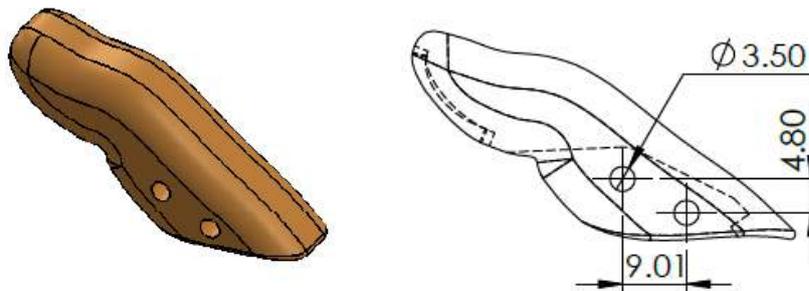
El diseño 3D de los dedos de una prótesis de mano es crucial para garantizar una funcionalidad óptima, donde es importante tener en cuenta las dimensiones precisas de cada dedo, así como la curvatura y ángulo de flexión de las articulaciones. Además, la forma y la textura de los dedos deben ser diseñadas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



**Ilustración 9-3:** Diseño del dedo índice

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

Se tiene un bosquejo a escala real utilizando la herramienta de croquizado por imagen. Finalmente, se le da profundidad mediante un extruido del croquis antes obtenido y un redondeado de aristas para obtener una pieza similar a un dedo real de una persona, como se visualiza en la ilustración 10-3 donde se puede observar el dedo índice de la prótesis, cuyas dimensiones son 53,88mm de largo y 16,00mm de ancho.



**Ilustración 10-3:** Diseño y dimensionamiento del dedo índice

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

Dicho proceso se lo repite para obtener el diseño de los dedos: Medio, Anular, Meñique y finalmente el pulgar. Para el dimensionamiento del dedo medio se tiene un largo es 59,99mm de largo y 20,00mm de ancho, como se observa en la ilustración 11-3.



**Ilustración 11-3:** Diseño y dimensionamiento del dedo medio

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

Para el dimensionamiento del dedo anular se tiene un largo es 54,76mm con un ancho de 18,00mm, como se observa en la ilustración 12-3.



**Ilustración 12-3:** Diseño y dimensionamiento del dedo anular

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

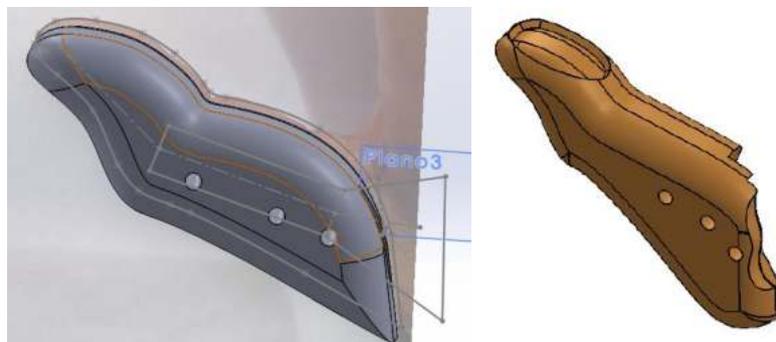
Para el dimensionamiento del dedo meñique se tiene un largo es 48,65mm y un ancho de 15,00mm, como se observa en la ilustración 13-3.



**Ilustración 13-2:** Diseño y dimensionamiento del dedo meñique

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

Para el dimensionamiento del dedo pulgar se tiene un largo es 75,92mm con un ancho de 20,00mm, como se observa en la ilustración 14-3.

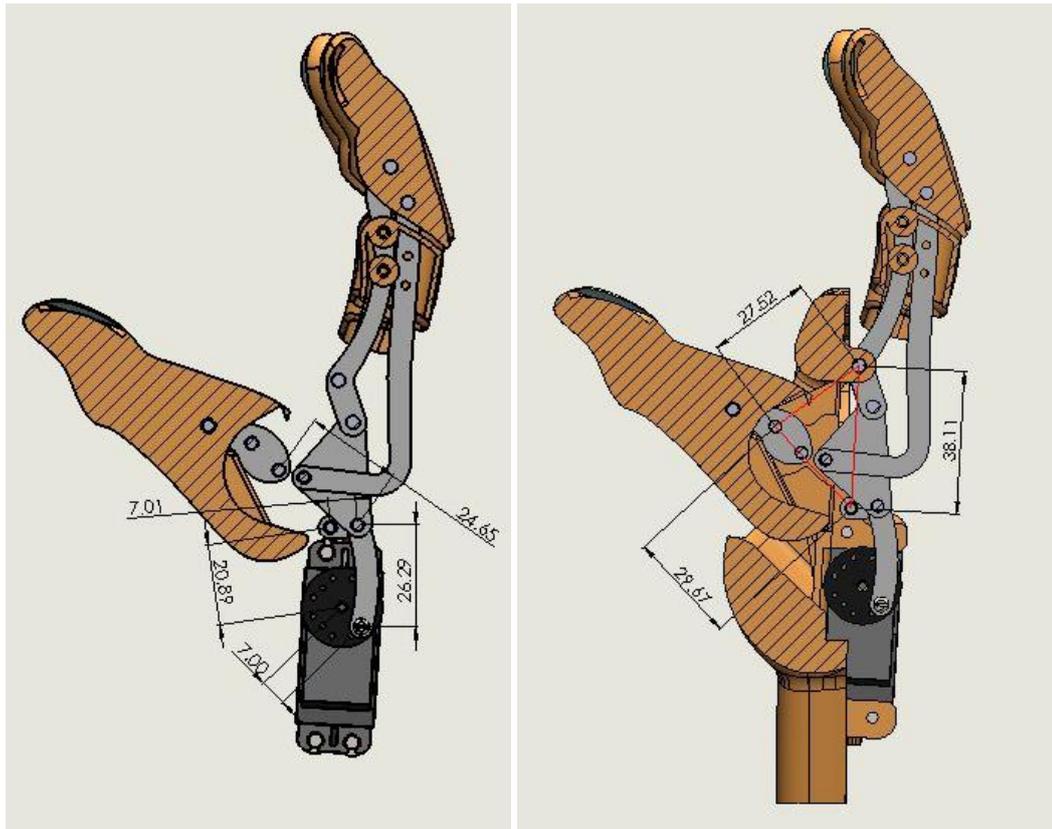


**Ilustración 14-3:** Diseño y dimensionamiento del dedo pulgar

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.2.4 *Conexión del mecanismo de la prótesis*

La conexión de un mecanismo implica ensamblar varias piezas para que trabajen juntas y realicen una tarea específica. En el caso de una prótesis de mano, esto implica fijar pasadores, unir eslabones y montar componentes sólidos. Es esencial garantizar que cada conexión sea segura y estable para asegurar el correcto funcionamiento del mecanismo. La conexión de los eslabones se realiza mediante pasadores, que permiten una unión firme y estable entre las piezas. Estas conexiones deben ser lo suficientemente resistentes para soportar las fuerzas que se generan durante el movimiento de la prótesis, pero también deben permitir un movimiento suave y sin fricción.



**Ilustración 15-3:** Conexión del mecanismo de la prótesis

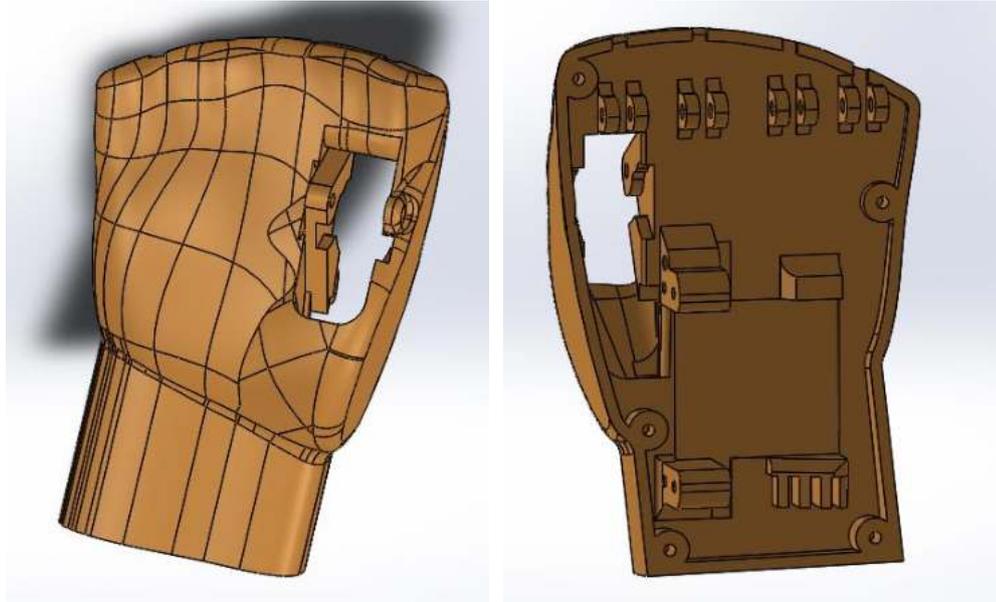
Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

Obteniendo así el modelado del mecanismo para la prótesis personalizada con una escala real de la mano derecha del usuario. Para el movimiento del mecanismo, se lo realiza con los eslabones detallados en la ilustración 8-3, con pasadores cuya distancia se encuentra de centro a centro de acuerdo como se encuentra detallado en la tabla 11-3, con el análisis de movimiento y dándoles ciertas curvaturas en sus aristas internas para una mejor distribución de esfuerzos en cada pieza individualmente. El mecanismo posee un solo actuador con el que replica el movimiento de agarre de la mano entre el pulgar y la unión de los cuatro dedos índice, medio, anular y meñique, con lo que se replica el recorrido de una mano real.

### 3.2.5 Modelado del revestimiento de la prótesis

#### 3.2.5.1 Modelado de la palma de la prótesis

La creación del modelo de la palma de una prótesis requiere de un diseño detallado y preciso que se adapte perfectamente a la forma y movimiento de una mano humana, teniendo en cuenta aspectos como la anatomía, estética y ergonomía. Para lograr un modelo efectivo, se utilizan herramientas y técnicas de software CAD, es fundamental garantizar que el modelo cumpla con altos estándares de calidad y seguridad. En la elaboración del diseño de la palma se debe considerar la incorporación del espacio necesario para el motor que permitirá el movimiento y flexibilidad de los dedos.

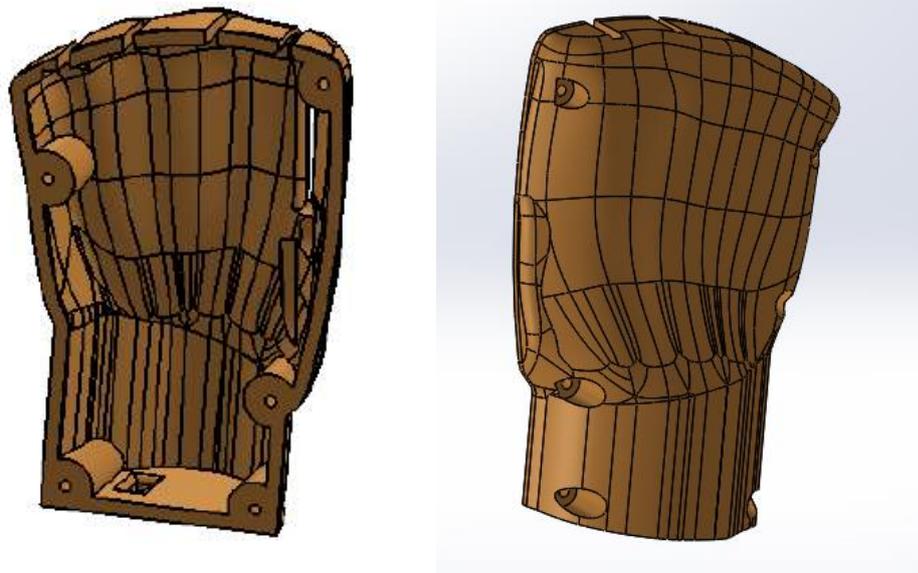


**Ilustración 16-3:** Modelado de la palma

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.2.5.2 Modelado del dorso de la prótesis

El diseño del dorso de una prótesis de mano es un aspecto crítico de la creación de una prótesis funcional y cómoda. Este diseño implica la concepción de una parte trasera de la prótesis que imite la apariencia y el movimiento de una mano humana, y que sea segura y estable para el usuario. Además, es importante asegurarse de que el dorso tenga un ajuste cómodo y que permita un fácil acceso a los componentes internos para su mantenimiento y reparación. Crear un dorso que se integre de manera natural y fluida con el resto de la prótesis con el objetivo de proporcionar una experiencia de usuario satisfactoria.

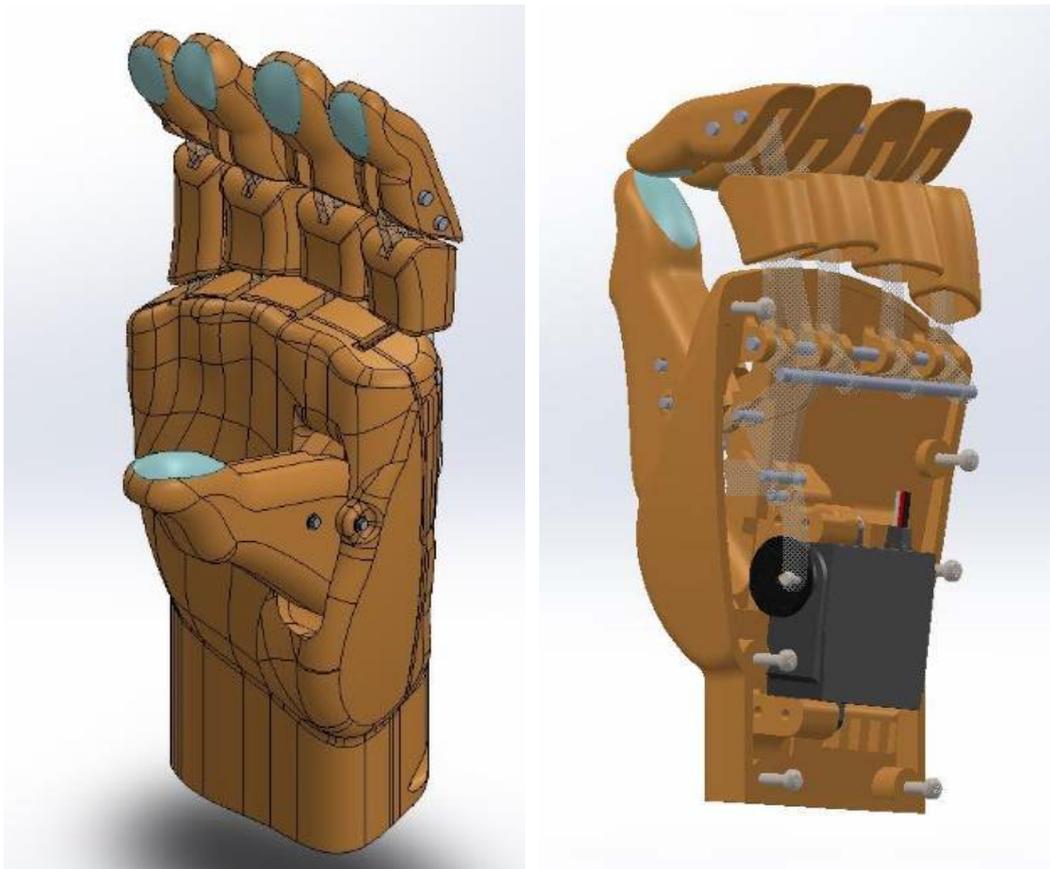


**Ilustración 17-3:** Modelado del dorso de la prótesis

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.2.6 Incorporación de elementos de la prótesis

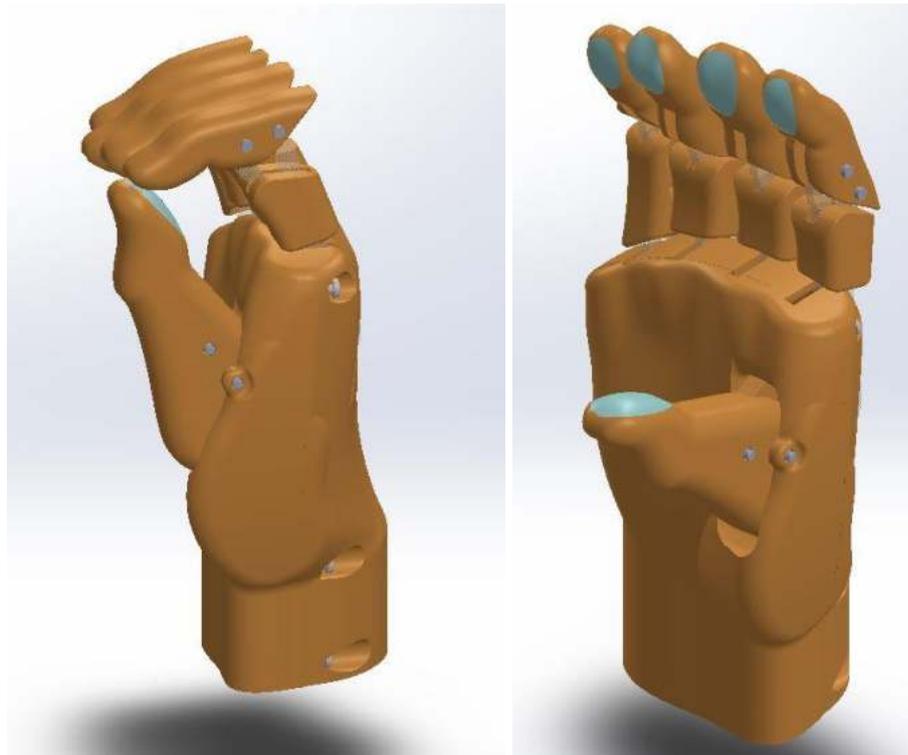
La incorporación de una palma y dorso en un mecanismo para una prótesis de mano es esencial para brindarle al usuario una mayor funcionalidad y naturalidad en el uso de su prótesis. Debido que estas son las partes que más interactúan con el mundo exterior, por lo que su inclusión en la prótesis es crucial para replicar la sensación de tener una mano real. Además de la funcionalidad, la incorporación de estos elementos tiene beneficios estéticos, ya que la apariencia de una mano con palma y dorso es mucho más natural que la de una mano que solo cuenta con dedos.



**Ilustración 18-3:** Modelado 3D de la prótesis de mano

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

La posición de mano cerrada y mano abierta es una característica importante en el diseño de prótesis de mano, la posición de mano cerrada se refiere a cuando los dedos están doblados y los dedos se encuentran en posición de agarre, mientras que una mano abierta se refiere a cuando los dedos están estirados y la mano está en posición de reposo. Dependiendo de las necesidades específicas del usuario, una prótesis de mano puede tener la capacidad de cambiar entre estas dos posiciones mediante un mecanismo de control de agarre.



**Ilustración 19-3:** Visualización de la prótesis mano cerrada y abierta

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.2.7 *Materiales implementados en la simulación*

En la simulación de una prótesis de mano, se utilizan varios materiales que permiten medir y evaluar el movimiento mediante la simulación del mecanismo, para lo cual se necesitó las propiedades del material, donde se tomó como referencia los datos del filamento utilizados en el estudio de (Arena, 2018, p. 5-12).

De esta investigación se obtiene el módulo elástico, coeficiente de Poisson, módulo cortante, la densidad del material y su límite elástico que son de gran importancia al general e introducir las propiedades de los materiales implementados en la simulación. Con ello, las propiedades del filamento para la prótesis de mano se registran en la Tabla 13-3.

**Tabla 13-2:** Propiedades del filamento PLA

Propiedad	Valor
Módulo de Young	2602,67 MPa
Densidad	1252 kg/m <sup>3</sup>
Coefficiente de Poisson	0,36

Realizado por: Arena, 2018

Además, se necesita las propiedades del acrílico que es el material idóneo para la fabricación de los eslabones debido a su gran versatilidad, ya que su implementación para la elaboración de eslabones es una técnica innovadora y altamente efectiva mediante la técnica de cortado láser, para mejorar la precisión en sus dimensiones, considerando que se necesita una precisión adecuada para el correcto movimiento del mecanismo.

**Tabla 14-3:** Propiedades del acrílico para los eslabones

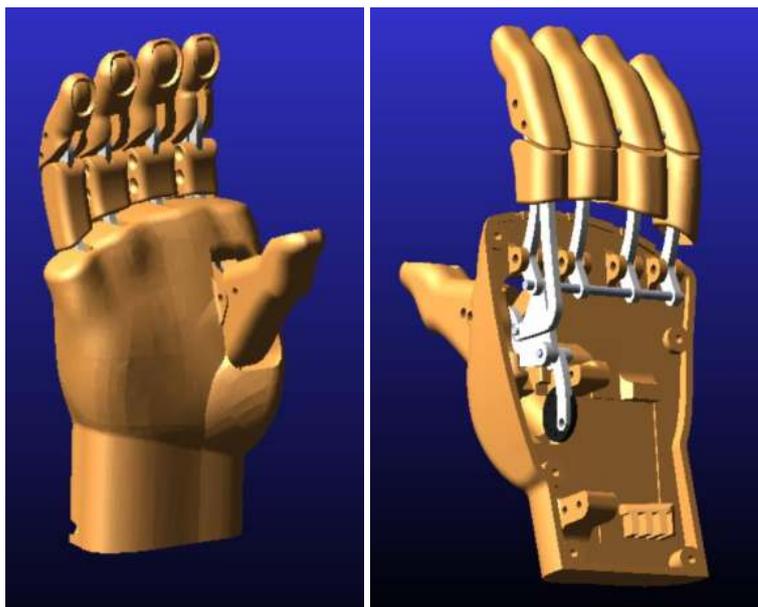
Propiedad	Valor
Módulo de Young	7453 MPa
Densidad	1220 kg/m <sup>3</sup>
Coefficiente de Poisson	0,35

Realizado por: PROCELL, 2019

### 3.3 Análisis cinemático y dinámico del mecanismo

#### 3.3.1 Análisis cinemático del mecanismo

El análisis cinemático de los eslabones se refiere al estudio de los movimientos y las relaciones de las piezas móviles en el sistema mecánico. En el caso de los eslabones, se consideran factores como la velocidad, la aceleración y la posición de cada eslabón durante su movimiento. El análisis cinemático también puede incluir la identificación de puntos críticos, como el rango de movimiento y los puntos de inflexión, esta información es esencial para el diseño y la optimización del mecanismo, ya que permite analizar como los eslabones interactúan y cómo pueden ser mejorados. Además, el análisis cinemático también puede ayudar a identificar y solucionar problemas de rendimiento y fiabilidad para su posterior impresión 3D.



**Ilustración 20-3:** Vista isométrica de la prótesis en Adams

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

#### 3.3.2 Adecuación de parámetros para el análisis cinemático

La adecuación de parámetros es un aspecto crítico en el análisis cinemático del mecanismo debido que si estos parámetros son correctos pueden ayudar a obtener resultados precisos y confiables, mientras que los parámetros incorrectos pueden llevar a resultados erróneos o poco útiles. Para asegurarse de que los parámetros sean adecuados, donde se va a considerar la opción articulación de revolución (revolute joint) para generar las conexiones entre los elementos del mecanismo, y se debe adicionar el valor de la gravedad de  $-9.81 \text{ m/s}^2$ .



### 3.3.3 Asignación de materiales para el análisis cinemático

La asignación de valores de densidad, módulo de Young y coeficiente de Poisson es crucial para el análisis de un miembro superior desarrollado en software, debido que estos valores permiten determinar las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en la prótesis, lo que a su vez influye en su comportamiento durante el uso. En la ilustración 23-3, se introduce los valores del filamento que será el material implementando en toda la cubierta de la mano, al igual que los dedos y los cobertores de las falanges de los dedos.

Material Type	Fi
Density	1252.0 kg/meter**3
Young's Modulus	2.60267E+07 newton/meter**2
Poisson's Ratio	0.36

**Ilustración 23-3:** Propiedades del filamento

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

Las propiedades del acrílico son anexadas en la ilustración 24-3, que son implementadas en los eslabones que producen el movimiento del mecanismo en el interior de la prótesis que son el parte prioritario del análisis cinemático.

Material Type	Ac
Density	1220.0 kg/meter**3
Young's Modulus	7.453E+07 newton/meter**2
Poisson's Ratio	0.35

**Ilustración 24-3:** Propiedades del acrílico

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

En la ilustración 25-3, se adjunta las propiedades del acero que son utilizadas para los pasadores y tornillos, que son una parte importante en la prótesis de mano.

Material Type	.Prot2.steel
Density	7801.0 kg/meter**3
Young's Modulus	2.07E+11 newton/meter**2
Poisson's Ratio	0.29

**Ilustración 25-3:** Propiedades del material acero

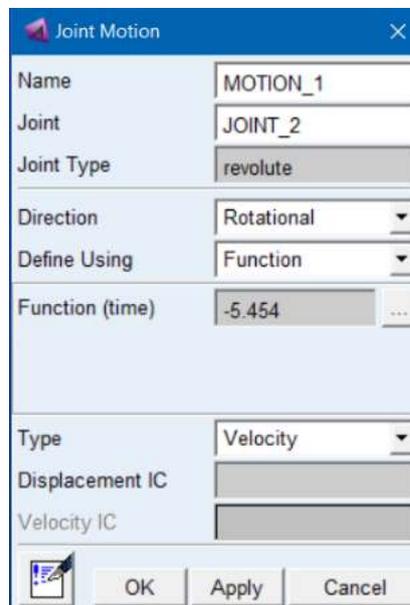
Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.3.4 Obtención de resultados del análisis cinemático

La obtención de curvas cinemáticas es una técnica utilizada para estudiar el movimiento de un mecanismo. En este proceso, se representa gráficamente la posición, velocidad y aceleración en función del tiempo. Para obtener las curvas cinemáticas, primero se deben definir los parámetros de movimiento. Luego, se representan los resultados obtenidos en forma de gráficos, que permiten analizar detalles importantes sobre el movimiento, como la velocidad máxima, la aceleración máxima, la posición final, entre otros.

#### 3.3.4.1 Delimitación de características para el análisis cinemático

El análisis cinemático realizado en software puede considerar otros parámetros adicionales, como la dirección y magnitud de la fuerza, el tipo de movimiento. El control de simulación en Adams es utilizado para regular y optimizar el desempeño del modelo simulado. Para lo cual se debe tomar en cuenta el valor de velocidad de operación que va a tener un valor de  $-5.454$  rad/s.

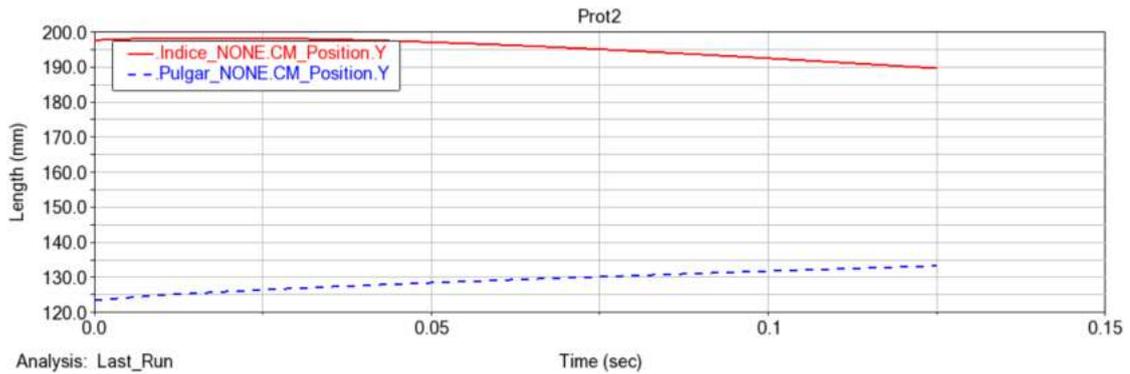


**Ilustración 26-3:** Control de la simulación cinemática

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

#### 3.3.4.2 Análisis gráfica posición vs tiempo

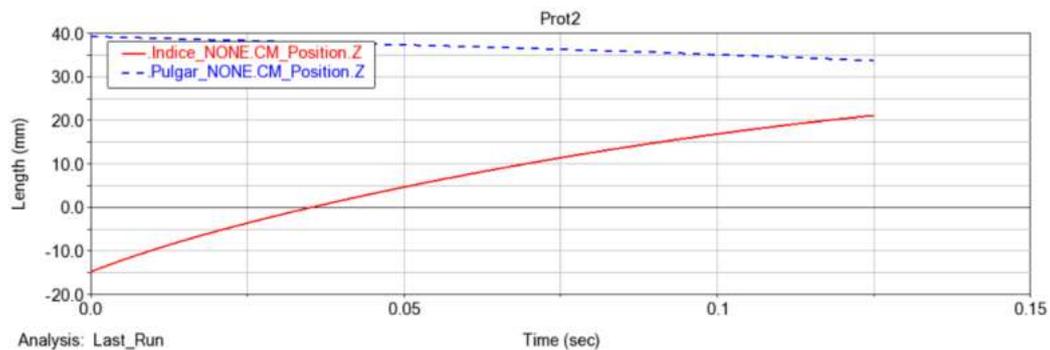
La gráfica de posición en función del tiempo es una herramienta valiosa, ya que permite comparar diferentes escenarios. En las ilustraciones 27-3 y 28-3 se muestra el movimiento del mecanismo en los ejes YZ, respectivamente. Además, la representación gráfica de estos movimientos es esencial para el diseño y la optimización de la prótesis, ya que permite evaluar su rendimiento en términos del movimiento de los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique. En la ilustración 27-3, se observa que el valor máximo de posición para el dedo pulgar es de 134 mm en sentido ascendente, mientras que para el dedo índice es de 198 mm en sentido descendente.



**Ilustración 27-3:** Curva de la posición de los dedos en el eje Y

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

La ilustración 28-3 muestra el movimiento del mecanismo en el eje Z, donde se puede observar que el dedo pulgar alcanza su valor máximo de posición de 40 mm en sentido descendente. Por otro lado, el dedo índice alcanza su valor máximo de posición de 22 mm en sentido ascendente.

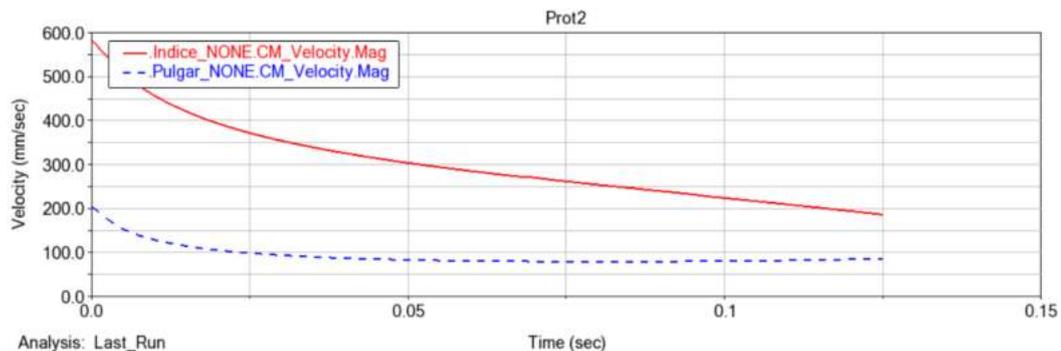


**Ilustración 28-3:** Curva de la posición de los dedos en el eje Z

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.3.4.3 Análisis gráfica velocidad vs tiempo

La gráfica de velocidad en función del tiempo se utiliza para analizar la variación en la velocidad del mecanismo. En la ilustración 29-3, se observa que el dedo pulgar alcanza una velocidad máxima de 200 mm/s, mientras que para el índice se tiene una velocidad máxima de 590 mm/s. La representación gráfica de la velocidad permite evaluar su rendimiento y comparar diferentes escenarios en función de la velocidad del mecanismo.

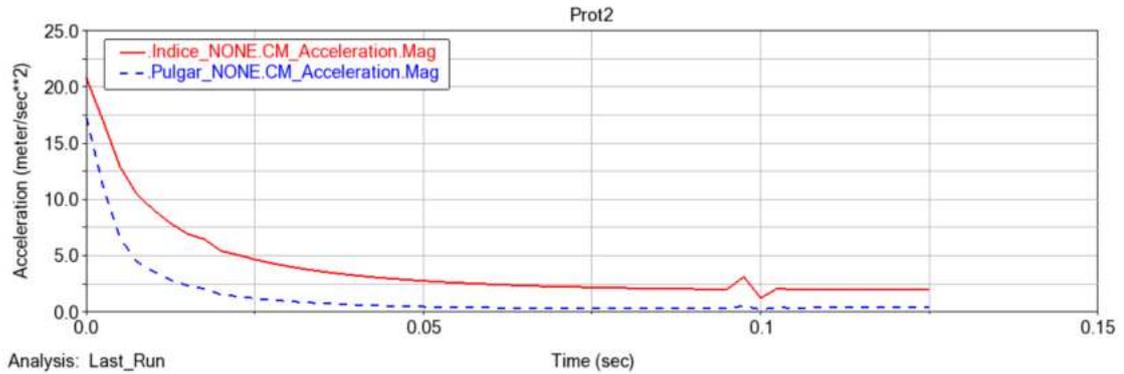


**Ilustración 29-3:** Curva de la velocidad del movimiento del mecanismo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

#### 3.3.4.4 Análisis gráfica aceleración vs tiempo

La representación gráfica de aceleración en función del tiempo es una herramienta útil para analizar el cambio en la aceleración del mecanismo. En la ilustración 30-3, podemos observar que la aceleración máxima del dedo pulgar es de 17.50 m/s<sup>2</sup>, mientras que para el dedo índice se registra una aceleración máxima de 21 m/s<sup>2</sup>. Ambas aceleraciones muestran una tendencia descendente.

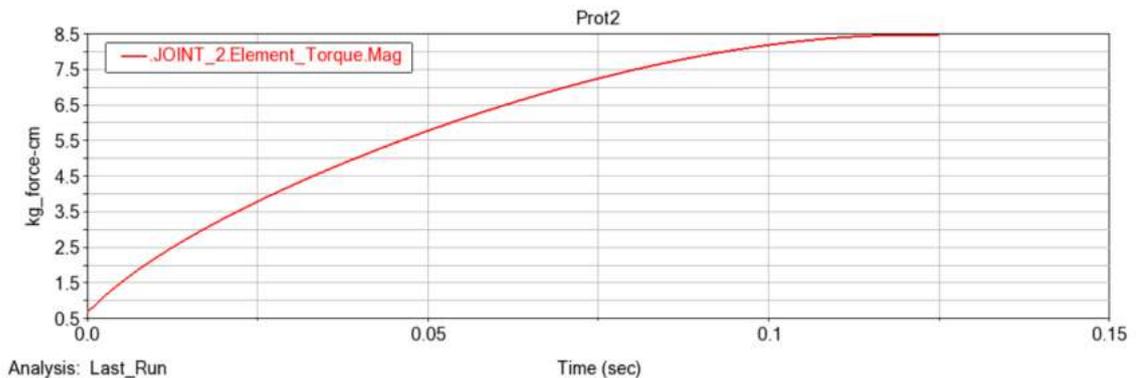


**Ilustración 30-3:** Curva de la aceleración del mecanismo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

#### 3.3.4.5 Análisis gráfico del torque del mecanismo

Este tipo de gráfica es útil para identificar la tendencia en el torque, tal como se muestra en la ilustración 31-3. Se puede observar que se requiere un torque mayor a 8.5 kgf-cm, lo cual es crucial para generar la fuerza necesaria que permita el movimiento de todo el mecanismo y para agarrar los distintos objetos de prueba en la prótesis de mano. Este valor es esencial para garantizar la funcionalidad y eficacia de la prótesis en diferentes situaciones y condiciones de uso.



**Ilustración 31-3:** Curva del torque necesario para el motor

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

#### 3.3.4.6 Selección de motor para el mecanismo

La selección adecuada de un motor con respecto a su torque es esencial para garantizar el correcto funcionamiento del sistema, tomando en cuenta que el torque es la medida de la fuerza que un motor puede aplicar para producir un movimiento de rotación. Al seleccionar un motor, se debe considerar el torque requerido para el movimiento deseado, así como otros factores como la

velocidad, la eficiencia y la potencia. Donde el motor seleccionado es un servomotor MG955 con las siguientes especificaciones:

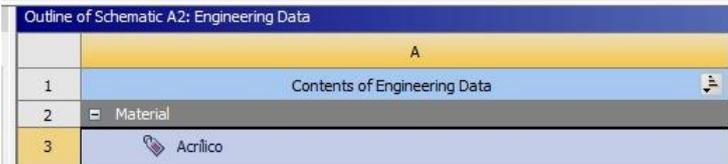
**Tabla 15-3:** Características del motor MG955

Denominación	Valor
Peso	55 g
Dimensión	40.7x19.7x42.9 mm
Rango de voltaje de operación	4.8V – 7.2V
Torque	9.4 kg-cm (4.8V) – 11kg-cm (6V)
Velocidad de operación	0.2 s/60° (4.8V) – 0.16 s/60° (6V)
Grados de rotación	180°
Rango de temperatura de operación	0 °C a +55 °C
Consumo de corriente en reposo	10mA
Corriente en vacío de funcionamiento	170mA
Corriente en carga máxima	1200mA

Realizado por: Components101, 2020

### 3.3.5 Análisis estructural en software CAE

Para validar el diseño de la prótesis se modeló el comportamiento estructural del eslabón que se encuentra sometido al mayor esfuerzo frente a fuerzas externas a las que está sometido durante su uso y operación. Para realizar este tipo de análisis se utiliza el método de elementos finitos utilizando el software ANSYS, para conocer el valor del esfuerzo equivalente y de la deformación total, se relaciona la fuerza experimentada por el sistema con la rigidez elemental de sus elementos constituyentes. Si el sistema se va a modelar en la región lineal, la rigidez está influenciada principalmente por el módulo de Young del material y el área del elemento, que son tomados los valores de la Tabla 14-3.



Outline of Schematic A2: Engineering Data			
	A		
1	Contents of Engineering Data		
2	Material		
3	Acrílico		

Properties of Outline Row 3: Acrílico			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	1.19	g cm <sup>-3</sup>
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Modulus and Poisson...	
6	Young's Modulus	3.2E+09	Pa
7	Poisson's Ratio	0.35	
8	Bulk Modulus	3.5556E+09	Pa
9	Shear Modulus	1.1852E+09	Pa

**Ilustración 32-3:** Definición de propiedades del acrílico

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

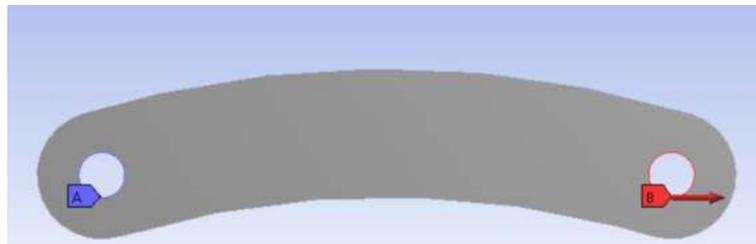
Al definir las fuerzas externas que actúan sobre el sistema, las restricciones de movilidad asociadas y la rigidez de cada elemento, para lo cual vamos a realizar una comparación entre la forma curva y recta del eslabón que presenta el mayor esfuerzo del mecanismo, cabe recalcar que la fuerza es de 120N, que se obtiene debido que el motor entrega un torque de 8.5kgf.cm entonces al tener una separación de 7mm entre centros dividimos los 7mm para el valor del torque obteniendo la fuerza utilizada en la ilustración 33-3.



**Ilustración 33-4:** Eslabón recto del mecanismo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

En la ilustración 34-3, tenemos el eslabón con forma curva, cabe recalcar que para los dos eslabones se realiza el mismo proceso para obtener una fuerza de 120N que será la implementada.



**Ilustración 34-3:** Eslabón curvo del mecanismo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

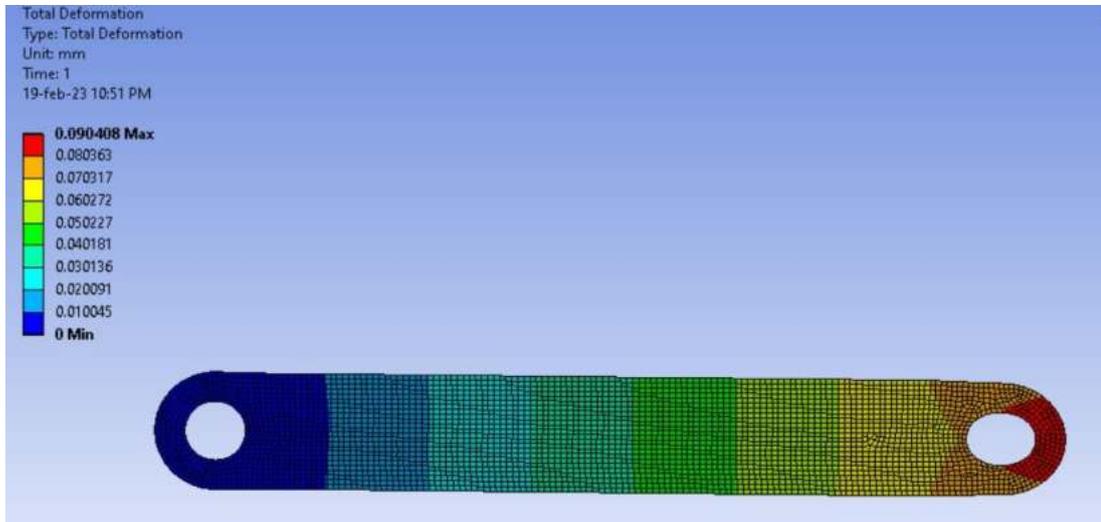
La calidad de la malla obtenido en el proceso MEF es de 0.99039 considerado que este número representa la relación entre el tamaño de los elementos de la malla y la distancia promedio entre los nodos de la malla, encontrando un equilibrio entre la calidad de la malla y su eficiencia.



**Ilustración 35-3:** Calidad de la malla implementando método de elemento finito

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

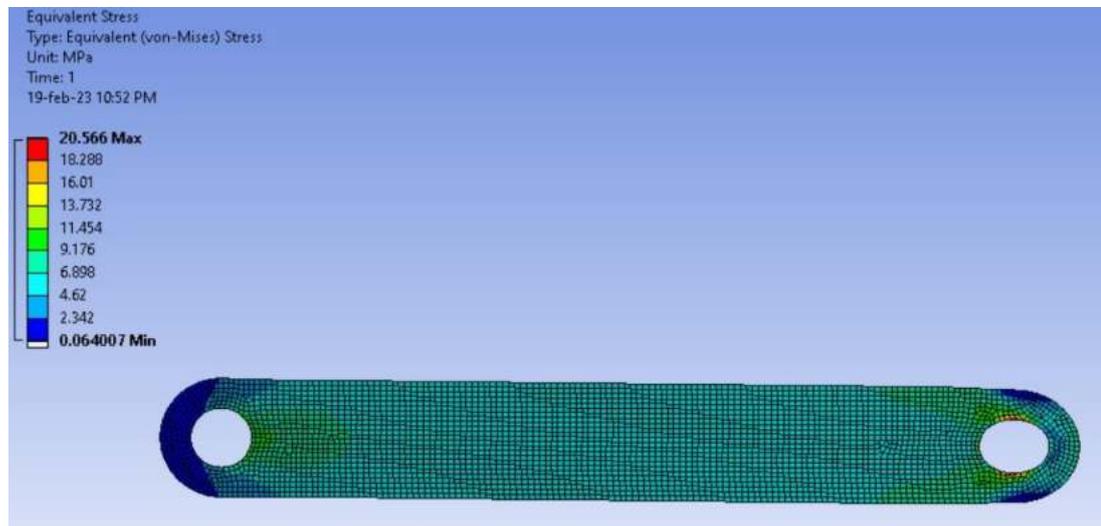
Los resultados obtenidos en el eslabón recto nos permiten identificar áreas críticas del eslabón que podrían sufrir daño o falla bajo ciertas condiciones de carga, lo que ayuda a mejorar el diseño y la fiabilidad del mecanismo, donde en la ilustración 36-3, podemos denotar que la deformación total es de 0.090408mm.



**Ilustración 36-3:** Deformación total del eslabón recto del mecanismo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

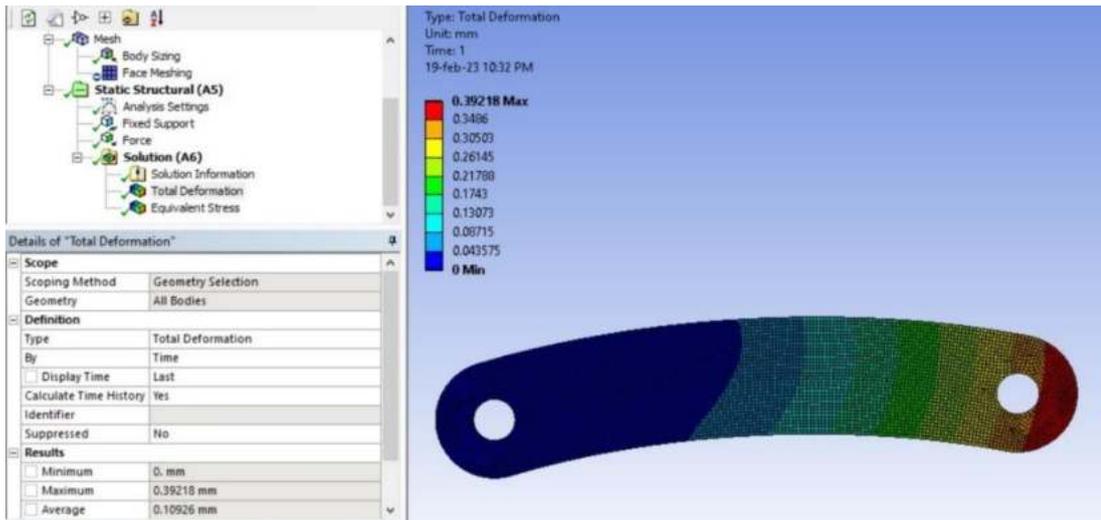
En la ilustración 37-3, tenemos los resultados del esfuerzo equivalente del eslabón recto donde se obtiene un valor de 20.566MPa y su valor mínimo es de 0.064007MPa.



**Ilustración 37-3:** Esfuerzo equivalente del eslabón recto

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

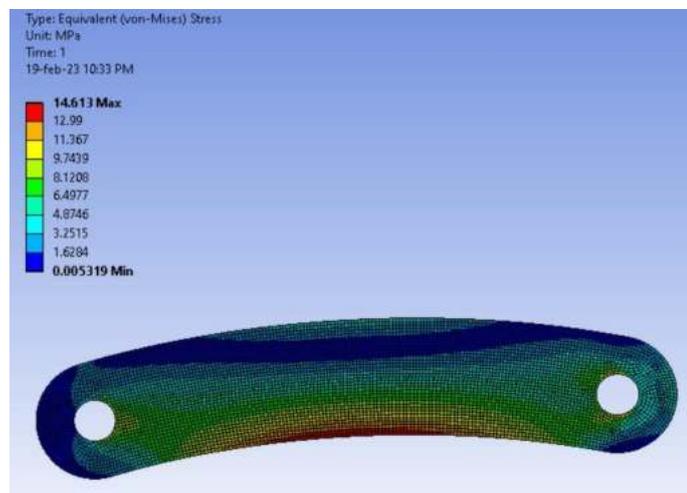
Con respecto a los resultados obtenidos del eslabón curvo podemos denotar que estos resultados proporcionan información valiosa sobre el comportamiento y resistencia a las cargas, donde en la ilustración 38-3, tenemos la deformación total que se encuentra en un valor de 0.39318mm



**Ilustración 38-3:** Deformación total del eslabón curvo del mecanismo

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

Los resultados de esfuerzo equivalentes obtenidos a través del análisis por elementos finitos del eslabón curvo proporciona información valiosa sobre la capacidad del componente para soportar la carga establecida. Estos resultados permiten identificar las zonas donde se concentran mayores esfuerzos y evaluar la posible fatiga del material en esas áreas críticas, ya que se encuentra en un rango de 14.613MPa como máximo y como mínimo tenemos 0.005319MPa como podemos visualizar en la ilustración 39-3.



**Ilustración 39-3:** Esfuerzo equivalente del eslabón curvo

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.3.6 Pruebas de impresión 3D

Con la tecnología de impresión 3D, los diseños de las prótesis se convierten en objetos reales mediante la adición de materiales por capas hasta formar una pieza completa. Esto permite la fabricación de prótesis a medida, que se adaptan a las necesidades y preferencias individuales de cada usuario.

### 3.3.6.1 Pruebas de tolerancias de impresiones 3D

Para el desarrollo de la prótesis se realizó una impresión previa como se ilustra en la siguiente ilustración, tanto de la palma como del dorsal de la prótesis para verificar y analizar los errores de tolerancias que se presentan en la impresión 3D.



**Ilustración 40-3:** Impresión 3D del primer modelo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

La prueba uno de la prótesis de mano es una evaluación crucial para determinar si la prótesis cumple con las necesidades y expectativas del usuario. Durante esta evaluación, se examinaron diversos aspectos clave, incluyendo la comodidad, el ajuste, la movilidad y la adaptabilidad de la prótesis a los espacios de los dedos. La apariencia también es importante, por lo que es posible elegir entre un modelo plano o uno que se asemeje más a una mano real.

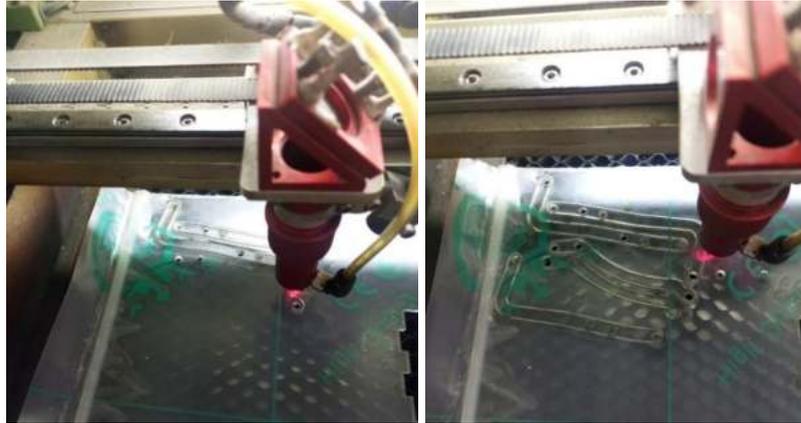


**Ilustración 41-3:** Impresión 3D del primer modelo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.3.6.2 Pruebas de tolerancias de eslabones

La precisión de tolerancias en los eslabones es crucial para el correcto funcionamiento de un mecanismo de prótesis de mano. Una tolerancia inadecuada puede resultar en una mala movilidad y un ajuste incómodo para el usuario. Por lo tanto, es importante utilizar eslabones de alta calidad y fabricarlos con tolerancias muy estrictas para garantizar una operación suave y precisa del mecanismo.



**Ilustración 42-3:** Corte láser de eslabones

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

La selección cuidadosa de los materiales y el proceso de fabricación también son cruciales para lograr una tolerancia precisa y prolongar la vida útil del mecanismo. Es importante denotar que el material seleccionado para los eslabones es el acrílico, ya que este es un material popular utilizado en corte láser debido a sus características únicas que lo hacen ideal, debido que es un material resistente y duradero que ofrece una excelente claridad y transparencia. Además, el acrílico es fácil de trabajar con el corte láser y permite una gran precisión en la producción, lo que lo hace ideal para aplicaciones que requieren tolerancias muy estrictas.



**Ilustración 43-5:** Eslabones cortados en láser para la prótesis de mano

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.3.6.3 Mecanizado de eslabones

El mecanizado de pasadores es un proceso crucial en la fabricación de una prótesis de mano, debido que los pasadores son componentes clave que conectan los diferentes eslabones y permiten el movimiento y la flexibilidad de la prótesis. Por lo tanto, es importante asegurarse de que los pasadores sean mecanizados con la máxima precisión para garantizar una operación segura.



**Ilustración 44-3:** Mecanizado de pasadores

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

El mecanizado de alta precisión permite una tolerancia muy estricta, lo que asegura un ajuste perfecto entre los pasadores y los eslabones y una operación eficiente del mecanismo. Además, el uso de materiales de alta calidad en la fabricación de pasadores, combinado con el mecanizado preciso, ayuda a prolongar la vida útil de la prótesis y a asegurar un rendimiento confiable.

#### 3.3.6.4 Prototipo uno de la prótesis de mano

El modelo uno de la prótesis de mano personalizada mediante impresión 3D es un paso crucial en el proceso para realizar correcciones en el diseño y una oportunidad única para crear una prótesis que se ajuste perfectamente a las actividades que se propone realizar mediante esta prótesis.



**Ilustración 45-3:** Impresión 3D prototipo uno prótesis de mano

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

Antes de empezar, debemos asegurarnos de tener todas las piezas y herramientas necesarias para ensamblar la prótesis. Esto incluye las partes de la prótesis, los tornillos, las vinchas y los pasadores.



**Ilustración 46-3:** Prototipo uno ensamblado

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

Después, debemos instalar los eslabones entre sí, por lo cual hay que asegurarse de que los eslabones encajen firmemente entre sí y de que estén bien ajustados antes de ajustar los tornillos y las vinchas. Finalmente, debemos instalar los pasadores en los espacios previstos para ellos en la prótesis, teniendo presente que encajen firmemente en su lugar.

#### 3.3.6.5 *Prototipo dos de la prótesis de mano*

En este segundo prototipo, podemos rectificar el mecanismo interno debido a la precisión de los eslabones con lo cual pudimos corregir algunas tolerancias que nos permitieron mejorar el funcionamiento de la prótesis.



**Ilustración 47-3:** Impresión palma del prototipo dos

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

Una vez corregidos los inconvenientes con el número de eslabones, se optó por usar la opción de implementar un solo eslabón que permita que el mecanismo tenga mayor fuerza de empuje al subir cada uno de los dedos de la prótesis de mano.



**Ilustración 48-3:** Prototipo dos ensamblados

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

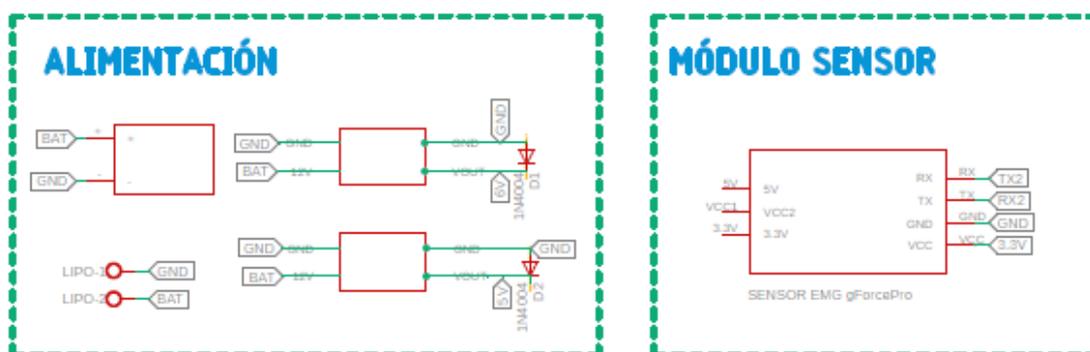
### 3.4 Datos de reacción del movimiento de la prótesis de mano

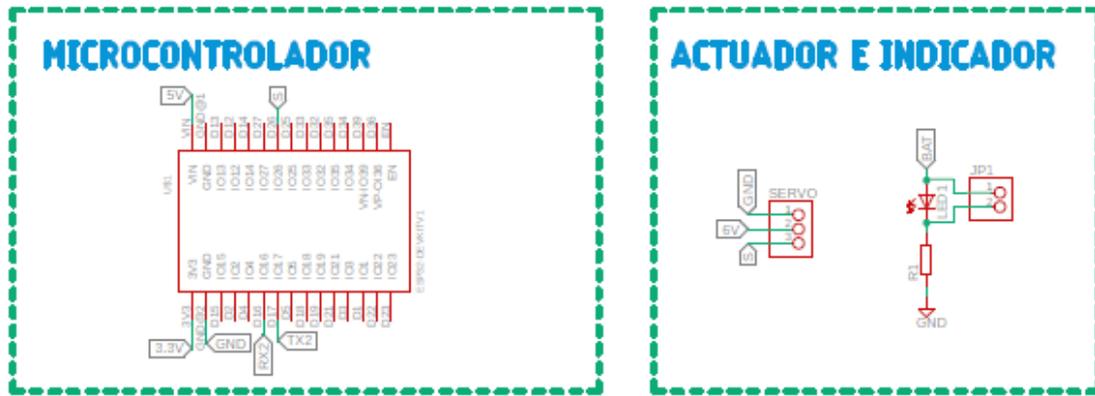
Para poder obtener los datos de reacción de un movimiento debemos referirnos a la evaluación cuantitativa de los cambios en el movimiento y su relación con factores externos o internos. Para llevar a cabo este análisis.

#### 3.4.1 Esquema electrónico del dispositivo controlador

La elaboración de un esquema electrónico para la prótesis de mano es un proceso crucial en el diseño y construcción de este tipo de dispositivos, debido que buscamos que la conexión entre el sensor y el mecanismo sea efectiva, es necesario contar con la correcta conexión de los componentes, el control del servomotor y el sensor gForce 200 involucrados en el movimiento de la mano prostética. En general, el esquema electrónico va a constar de la alimentación, módulo sensor, microcontrolador, actuador e indicador.

## DISPOSITIVO CONTROLADOR

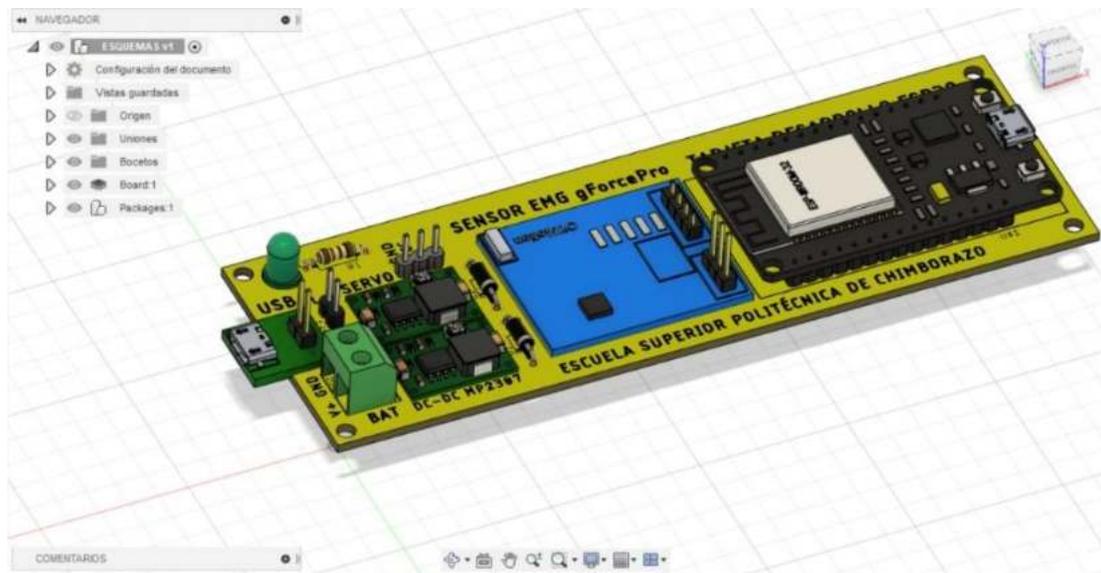




**Ilustración 49-3:** Esquema electrónico de la conexión

**Realizado por:** Salto D., Velasco E., 2023

Para el diseño del dispositivo controlador se utilizó el software Autodesk Fusion 360 con licencia personal, donde Autodesk Fusion 360 es una herramienta de diseño y modelado 3D que ofrece una amplia gama de herramientas para la creación de dispositivos controladores. Esta plataforma permite a los usuarios crear diseños detallados y precisos, incluyendo piezas mecánicas y electrónicas, así como circuitos y placas de control. Una de las características más destacadas es su capacidad para realizar simulaciones virtuales de los dispositivos diseñados, lo que permite a los usuarios probar y optimizar el rendimiento antes de la construcción.



**Ilustración 50-3:** Diseño dispositivo controlador

**Realizado por:** Salto D., Velasco E., 2023

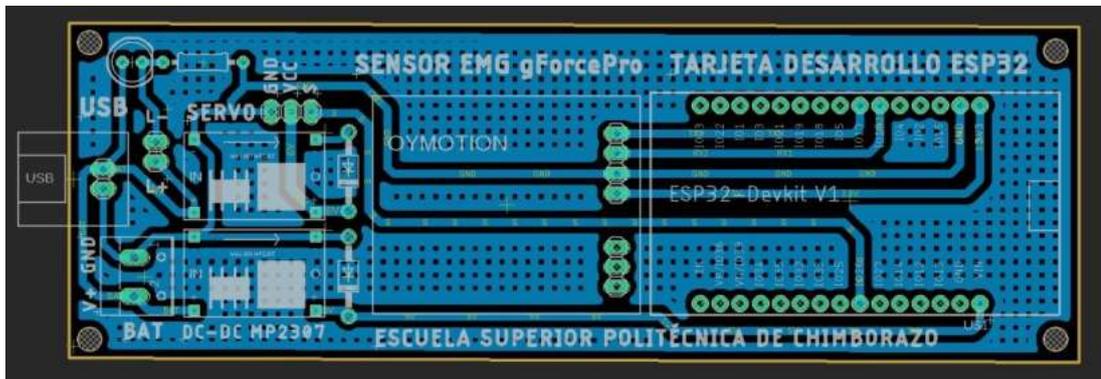
El dimensionamiento correcto de una placa de control es esencial para el correcto funcionamiento del dispositivo tanto por eficiencia como para abaratar costos, donde una placa de control sobredimensionada puede resultar en costos innecesarios, mientras que una subdimensionada puede causar problemas de rendimiento o incluso fallos en el sistema.



**Ilustración 51-3:** Vista superior del dispositivo de control del mecanismo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

Es importante considerar la cantidad de entradas y salidas requeridas, la complejidad del circuito y la corriente y voltaje que se manejará. Una adecuada selección de componentes también es crucial para asegurar que el dispositivo de control pueda manejar las exigencias del mecanismo, donde este dispositivo tiene las dimensiones de 128,50 mm de largo y 43,50mm de ancho.



**Ilustración 52-3:** Vista posterior del dispositivo de control del mecanismo

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

### 3.4.2 Colocación del sensor electromiográfico

La correcta colocación de un sensor muscular es esencial para garantizar un rendimiento óptimo y una experiencia de usuario satisfactoria en la prótesis de mano.



**Ilustración 53-6:** Posición adecuada del sensor electromiográfico

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

El sensor muscular se coloca en el brazo del usuario y está diseñado para detectar los movimientos musculares y transmitirlos a la prótesis. La ubicación precisa del sensor es crucial para garantizar una respuesta adecuada de la prótesis y una experiencia de usuario cómoda, la misma que se encuentra a la mitad del antebrazo, esta posición es importante ya que el sensor podrá detectar mejor los movimientos musculares, para evitar la interferencia de otros movimientos y asegurar una respuesta precisa y rápida.

### **3.4.3 Conexión electrónica del mecanismo con el sensor electromiográfico**

La conexión electrónica entre el sensor muscular gForce 200 y un controlador como es el software Arduino es fundamental para el correcto funcionamiento de la prótesis de mano, donde se busca cargar el código en la tarjeta ESP32 que mediante la lectura de señales provenientes del sensor a través del gForce Joint y el envío de señales al servomotor MG995. La señal del sensor muscular se procesa en tiempo real por el Arduino, que luego envía señales a los actuadores.

#### **3.4.3.1 Componentes externos del dispositivo de control**

Entre los componentes externos que conforman el dispositivo de control del mecanismo de la prótesis de mano son la batería de litio R-Line 450mAh de 7.6V, un cargador modelo CJ.1220 para 12V-2A, un Probador de voltaje de batería de Litio con alarma de zumbador de bajo voltaje, un cargador de balance de batería de Litio de 12V.



**A.** Cargador Lipo 2,3,4 celdas



**B.** Probador de voltaje de batería de Litio



**C.** Fuente DC 12V/2A

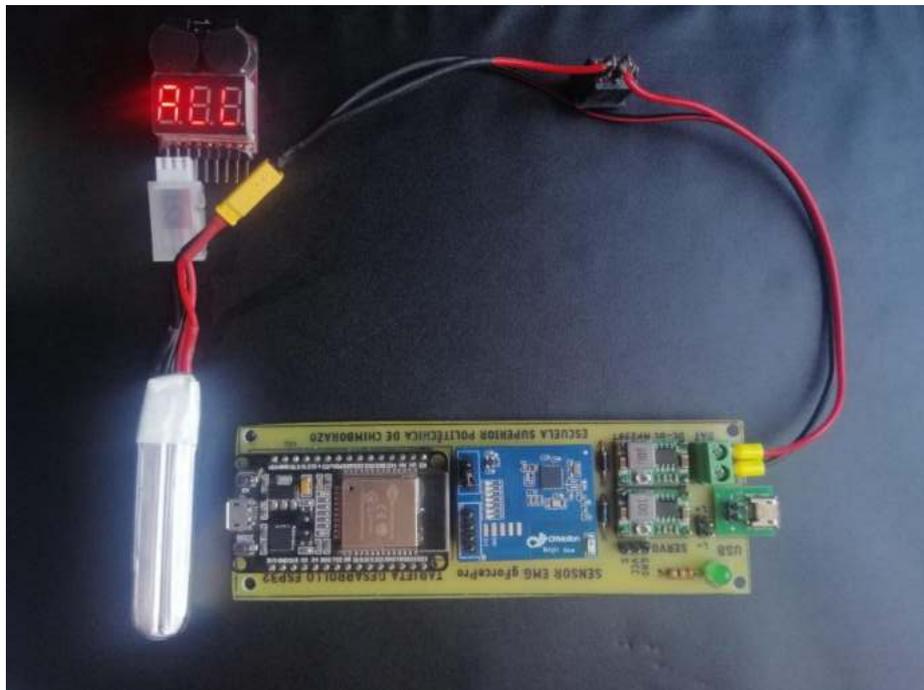


#### D. Batería de Litio R-Line

#### **Ilustración 54-3:** Componentes externos del dispositivo controlador

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

Es importante tener en cuenta que la tarjeta ESP32 recibirá su alimentación de 3,3V, mientras que el servomotor requerirá una alimentación de 5V con una corriente de 2A. Es necesario garantizar que los niveles de voltaje y corriente sean los adecuados para garantizar el correcto funcionamiento de ambos componentes y evitar cualquier daño o falla en el sistema. Es esencial prestar atención a la alimentación eléctrica de los componentes para asegurar un funcionamiento eficiente y seguro de la prótesis.



#### **Ilustración 55-3:** Alimentación de la tarjeta ESP32 y del servomotor MG955

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

#### **3.4.4 Código de recepción de gestos del sensor electromiográfico**

Para poder obtener los datos de reacción de un movimiento debemos referirnos a la evaluación cuantitativa de los cambios en el movimiento y su relación con factores externos o internos. La

recepción de datos de gestos a través de un sensor muscular es un aspecto clave en la operación de una prótesis de mano. El sensor muscular es responsable de detectar los movimientos de los músculos del usuario y transmitir esta información a un controlador, como Arduino. La precisión y velocidad con la que se reciben los datos de gestos es crucial para garantizar una respuesta suave y natural de la prótesis a los movimientos del usuario. Para llevar a cabo este análisis, se puede utilizar el siguiente código.

```
1.  #include <gForceAdapter.h>
2.  #define gforceSerial Serial
3.  /* returns char count */
4.  int SYS_GetChar(unsigned char *data)
5.  {
6.    int ret = gforceSerial.read();
7.
8.    if (ret == -1)
9.      return 0;
10.   *data = (unsigned char)ret;
11.   return 1;
12. }
13. /* returns System time */
14. unsigned long SYS_GetTick(void)
15. { return millis();
16. }
17. GForceAdapter gforce(SYS_GetChar, SYS_GetTick);
18. unsigned long gTimestamp = 0;
19. void setup()
20. {
21.   Serial.begin(115200);
22.   Serial.println("setup");
23.   gforceSerial.begin(115200);
24.   gforce.Init();
25.   gTimestamp = millis();
26. }
27. void loop()
28. {
29.   GF_Data gForceData;
30.   if (GF_RET_OK == gforce.GetGForceData(&gForceData, 10))
31.   {
```

```

32.   GF_Gesture gesture;
33.   switch (gForceData.type)
34.   {
35.   case GF_Data::QUATERNION:
36.     if(millis() - gTimestamp > 5000)
37.     {
38.       gTimestamp = millis();
39.       Serial.println("Receive quaternion,Communication normal");
40.     }
41.     break;
42.   case GF_Data::GESTURE:
43.     gesture = gForceData.value.gesture;
44.     if (gesture == GF_FIST)
45.     {
46.       Serial.println("Fist");
47.     }
48.     else if (gesture == GF_SPREAD)
49.     {
50.       Serial.println("Spread");
51.     }
52.     else if (gesture == GF_WAVEIN)
53.     {
54.       Serial.println("WaveIn");
55.     }
56.     else if (gesture == GF_WAVEOUT)
57.     {
58.       Serial.println("WaveOut");
59.     }
60.     else if (gesture == GF_PINCH)
61.     {
62.       Serial.println("Pinch");
63.     }
64.     else if (gesture == GF_SHOOT)
65.     {
66.       Serial.println("Shoot");
67.     }
68.     else if (gesture == GF_RELEASE)

```

```
69.     {
70.       Serial.println("Release");
71.       Serial.println("1");
72.     }
73.     else if (gesture == GF_UNKNOWN)
74.     {
75.       Serial.println("Unknown");
76.     }
77.     break;
78.     default:
79.       break;
80.   }
81. }
82. }
```

## CAPÍTULO IV

### 4. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

#### 4.1 Construcción del diseño final de la prótesis de mano

La construcción del diseño final de una prótesis de mano es un proceso crucial antes de la obtención de pruebas con la misma. Durante este proceso, se combinan todas las consideraciones técnicas, funcionales y estéticas para crear un diseño final que sea eficiente, cómodo y estéticamente atractivo para el usuario.



**Ilustración 1-4:** Impresión del modelo final de prótesis de mano

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

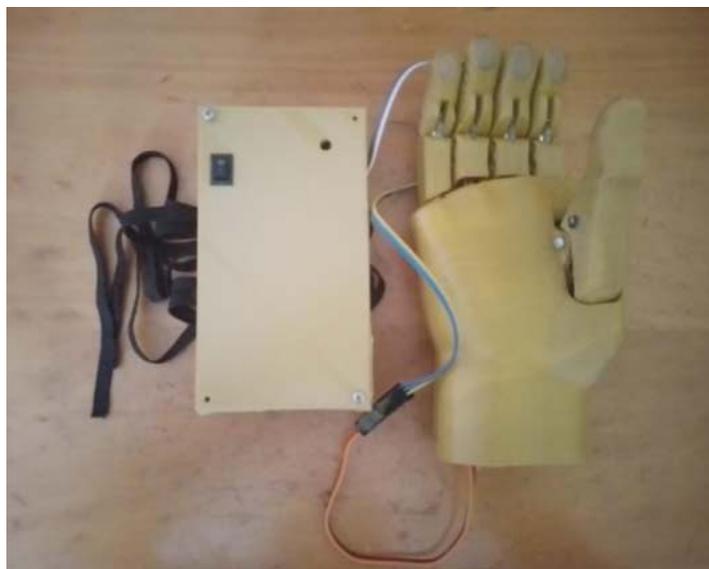
Además, se debe realizar la impresión de la caja donde se va a colocar el sistema electrónico que contenga la conexión entre el sensor y la prótesis de mano.



**Ilustración 2-4:** Compartimiento del sistema electrónico

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

Se debe tener en cuenta la ergonomía y la funcionalidad de la prótesis, así como su apariencia estética, la prueba de ajuste y movimiento es esencial para garantizar que la prótesis se ajuste cómodamente y se mueva de manera natural y fluida. Se deben realizar pruebas de resistencia y durabilidad para garantizar la integridad estructural y la fiabilidad a largo plazo de la prótesis.



**Ilustración 3-4:** Prótesis de mano ensamblada

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

#### **4.1.1 Comparación de prótesis de mano personalizada y mano del usuario**

Una prótesis de mano personalizada ofrece ventajas significativas si se tiene una mano en cual basar sus medidas, como es el caso de nuestra prótesis de mano, debido que se adapta exactamente a las necesidades y características del usuario, lo que resulta en una mayor comodidad, funcionalidad y una mejor apariencia.

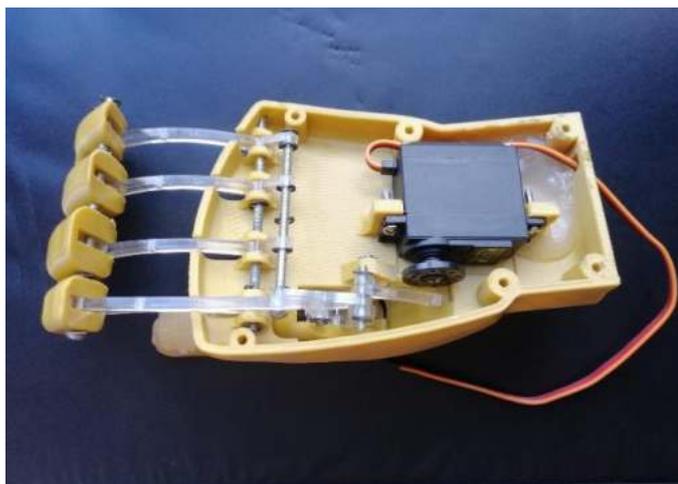


**Ilustración 4-4:** Comparación de prótesis de mano personalizada

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

#### **4.2 Movimiento de la prótesis de mano**

La compilación del código para controlar los movimientos de la prótesis de mano es un proceso fundamental para el funcionamiento de la prótesis, ya que este código se utiliza para controlar los movimientos a través de una interfaz electrónica, mediante la tarjeta ESP32.



**Ilustración 5-4:** Prótesis conectada al sistema de control

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

Es importante seguir el proceso riguroso de depuración y pruebas para garantizar la calidad y la eficacia del código. El código debe ser revisado y depurado para asegurarse de que está libre de errores y se ejecuta sin problemas. Además, se deben realizar pruebas exhaustivas para verificar el rendimiento y la compatibilidad con los componentes electrónicos.

#### 4.2.1 *Código para controlar el movimiento de la prótesis de mano*

Para controlar el movimiento de la prótesis de mano se utiliza el siguiente código:

```

1. //Inclusión de bibliotecas y definición de pines
2. #include <Servo.h>
3. #define SERVO_PIN 5 // ESP32 pin GIOP26 connected to servo motor
4. int pin_led = 4;
5. Servo servoMotor;
6. #include <gForceAdapter.h>
7. #define gforceSerial Serial2
8. bool op = false;
9. bool cl = false;
10. /* returns char count */
11. int SYS_GetChar(unsigned char *data) {
12. int ret = gforceSerial.read();
13. if (ret == -1)
14. return 0;
15. *data = (unsigned char)ret;
16. return 1;
17. }
18. /* returns System time */
19. unsigned long SYS_GetTick(void) {

```

```

20. return millis();
21. }
22. GForceAdapter gforce(SYS_GetChar, SYS_GetTick);
23. unsigned long gTimestamp = 0;
24. //Configuración del servomotor
25. void setup() {
26.   servoMotor.attach(SERVO_PIN); // attaches the servo on ESP32 pin
27.   Serial.begin(115200);
28.   Serial.println("INICIO");
29.   gforceSerial.begin(115200);
30.   gforce.Init();
31.   Serial.println(" ");
32.   servoMotor.write(40);
33.   pinMode(pin_led, OUTPUT);
34.   gTimestamp = millis();
35. }
36. //Respuestas de apertura y cierre del mecanismo
37. void loop() {
38.   GF_Data gForceData;
39.   if (GF_RET_OK == gforce.GetGForceData(&gForceData, 10)) {
40.     GF_Gesture gesture;
41.     switch (gForceData.type) {
42.     case GF_Data::QUATERNION:
43.       if (millis() - gTimestamp > 5000) {
44.         gTimestamp = millis();
45.         //Serial.println("Receive quaternion,Communication normal");
46.       }
47.       break;
48.     case GF_Data::GESTURE:
49.       gesture = gForceData.value.gesture;
50.       if (gesture == GF_FIST) {
51.         Serial.println("Cerrar");
52.         if (cl == false) {
53.           servoMotor.write(63);
54.           digitalWrite(pin_led, LOW);
55.           cl=true;
56.           op=false;

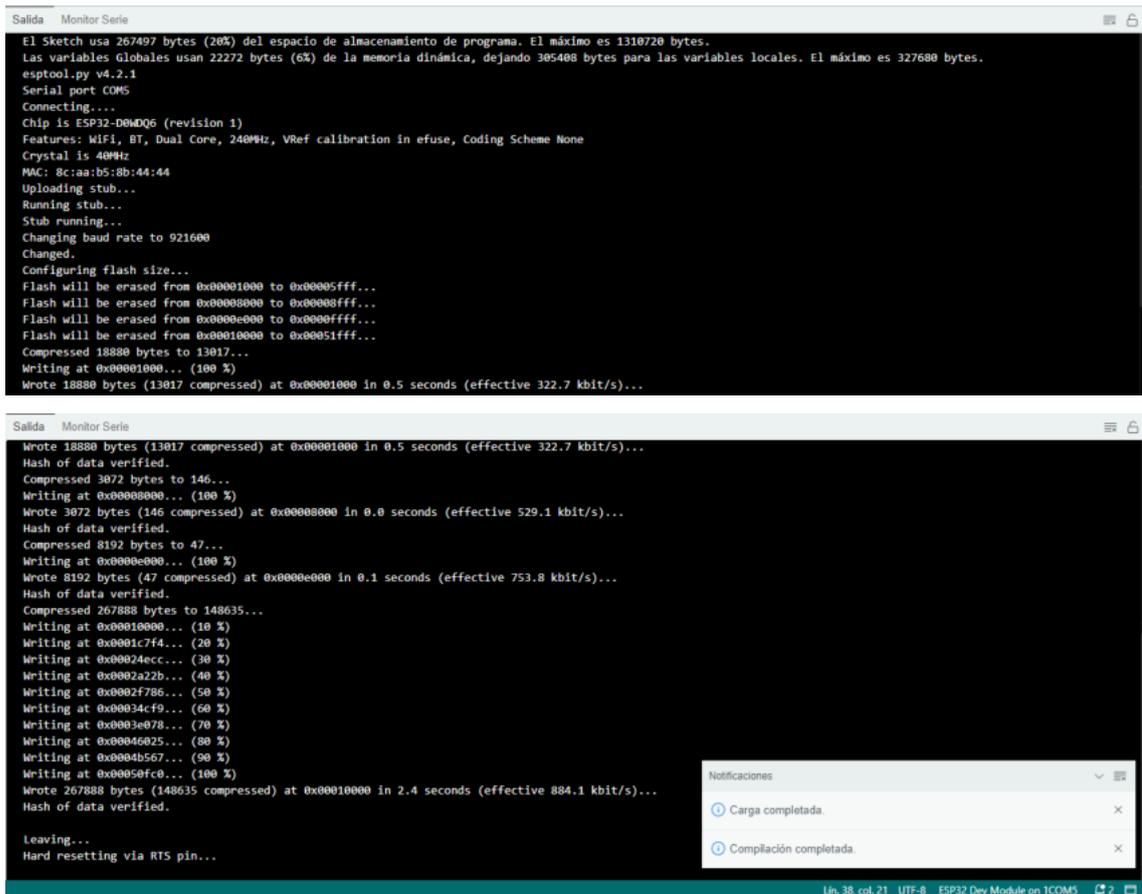
```

```

57. }
58. } else if (gesture == GF_SPREAD) {
59.   Serial.println("Abrir");
60.   if (op == false) {
61.     servoMotor.write(17);
62.     digitalWrite(pin_led, HIGH);
63.     op=true;
64.     cl=false;
65.   }
66. } else if (gesture == GF_WAVEIN) {
67.   //Serial.println("WaveIn");
68. } else if (gesture == GF_WAVEOUT) {
69.   //Serial.println("WaveOut");
70. } else if (gesture == GF_PINCH) {
71.   //Serial.println("Pinch");
72. } else if (gesture == GF_SHOOT) {
73.   //Serial.println("Shoot");
74. } else if (gesture == GF_RELEASE) {
75.   //Serial.println("Release");
76. } else if (gesture == GF_UNKNOWN) {
77.   // Serial.println("Unknown");
78. }
79. break;
80. default:
81.   break;
82. }
83. }
84. }

```

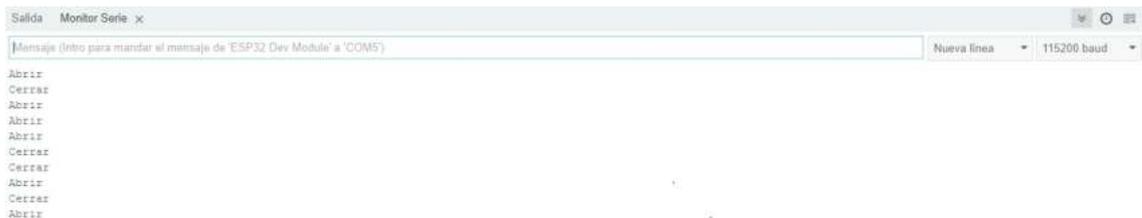
Cuando se encuentre el código correctamente copilado en el software Arduino se lo debe cargar en la tarjeta ESP32 y verificar que se reiniciado el código mediante la pulsación del botón Boot. Considerando que la velocidad de reacción va a depender de la cantidad de baudios que se utilice tomando esto en consideración seguimos las indicaciones del fabricante del sensor y utilizamos 115200 baudios para controlar la velocidad de reacción del sistema.



**Ilustración 6-4:** Carga del código de control en la tarjeta ESP32

Realizado por: Salto D., Velasco E., 2023

Cuando el código se encuentre cargado en la tarjeta se establecerá un período de reconocimiento por parte del sensor gForce 200 donde pasado 60segundos el sistema empezará a registrar las señales de abierto y cerrado, realizadas por parte del usuario.



**Ilustración 7-4:** Registro de señales del sensor por parte del usuario

Realizado por: Salto D., Velasco E., 2023

### 4.3 Pruebas de la prótesis de mano

El desarrollo de la eficiencia en una prótesis de mano es un aspecto clave para mejorar la calidad de vida de los usuarios, esta eficiencia se refiere a la capacidad de la prótesis para realizar tareas con la mayor precisión y velocidad posible, minimizando al mismo tiempo el esfuerzo requerido por el usuario. Para lograr una eficiencia óptima, es importante realizar una combinación de mejoras en el diseño, la tecnología de los componentes y el software de control. Además, es

importante considerar las preferencias y necesidades individuales de cada usuario para lograr una solución personalizada que satisfaga sus necesidades únicas.

**Tabla 1-4:** Listado de objetos para pruebas de funcionamiento de la prótesis de mano

<b>N°</b>	<b>Denominación</b>	<b>Objeto</b>
<b>1</b>	Pruebas en vacío	Vacío
<b>2</b>	Toma de objetos ligeramente pesados	Plátano
		Parlante
		Vaso con agua
		Manzana
		Billetera
<b>3</b>	Toma de objetos moldeables	Pelota de tenis
		Vela
		Silicona
		Botella de Agua
<b>4</b>	Toma de objetos delicados	Hoja de papel
		Huevo
		Foco
		Vaso plástico
		Claudia
<b>5</b>	Toma de objetos pequeños	Caramelo
		Pelota saltarina
		Dado
		Caja de fósforos
		Moneda
		Carta
<b>6</b>	Toma de objetos comunes	Llavero
		Gotero
		Cargador
		Cuchara plástica
		Tarjeta de crédito
		Cuchara
<b>7</b>	Movimiento dinámico	Colocar legos
		Figuras geométricas
<b>8</b>	Escritura	Computador
		Esfero

<b>9</b>	Sujeción	Bolsa de compras
		Mochila
		Cartera
		Bolso

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

En la siguiente ilustración se adjunta los objetos utilizados en las pruebas de agarre de objetos:



**A.** Plátano



**B.** Parlante



**C.** Vaso con agua



**D.** Manzana



**E.** Billetera



**F.** Pelota de tenis



**G.** Vela



**H.** Silicona



**I.** Botella de agua



**J.** Hoja de papel



**K.** Huevo



**L.** Foco



**M.** Vaso plástico



**N.** Claudia



O. Caramelo



P. Pelota saltarina



Q. Dado



R. Caja de fósforos



S. Moneda



T. Carta



U. Llaverero



V. Gotero



**W.** Cargador



**X.** Cuchara plástica



**Y.** Tarjeta de crédito



**Z.** Cuchara



**AA.** Legos



**BB.** Figuras geométricas



**CC.** Esfero



**DD.** Bolsa de compras



**EE.** Cartera



**FF.** Bolso

**Ilustración 8-4:** Objetos utilizados en la prueba de agarre

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

**4.3.1 Registro de pruebas de funcionamiento**

El registro de pruebas de funcionamiento realizadas por una prótesis de mano es esencial para evaluar su desempeño y realizar mejoras en el diseño. Estas pruebas pueden incluir si la prótesis puede agarrar distintos objetos y la precisión con la que pueden realizar estos movimientos. Además, el registro de pruebas permite a los profesionales de la salud monitorear el progreso del usuario y ajustar el dispositivo en consecuencia.

**Tabla 2-4:** Registro de pruebas de agarre de objetos

Denominación	Objeto	Prueba	Prueba	Prueba	Prueba	Prueba
		1	2	3	4	5
Pruebas en vacío	Vacío	x		x	x	x
Toma de objetos ligeramente pesados	Plátano	x	x	x	x	x
	Parlante	x		x	x	
	Vaso con agua	x	x	x	x	x
	Manzana	x			x	x
	Billetera	x	x	x	x	x
Toma de objetos moldeables	Pelota de tenis	x	x	x	x	x
	Vela	x	x	x	x	x
	Silicona	x	x		x	x
	Botella de Agua	x	x	x	x	x
Toma de objetos delicados	Hoja de papel	x	x	x	x	x
	Huevo		x		x	x
	Foco	x	x	x	x	x
	Vaso plástico	x	x	x	x	x
	Claudia	x	x	x	x	x

Toma de objetos pequeños	Caramelo	x			x	x
	Pelota saltarina	x	x	x	x	x
	Dado	x	x	x	x	x
	Caja de fósforos	x	x	x	x	x
	Moneda		x		x	x
	Carta	x	x	x	x	x
Toma de objetos comunes	Llavero	x	x	x	x	x
	Gotero	x	x	x	x	x
	Cargador	x	x	x	x	x
	Cuchara plástica		x			x
	Tarjeta de crédito	x	x	x	x	x
	Cuchara		x		x	
Movimiento dinámico	Colocar legos	x	x	x	x	x
	Figuras geométricas	x	x	x	x	x
Escritura	Computador	x			x	
	Esfero		x			
Sujeción	Bolsa de compras	x	x	x	x	x
	Mochila	x	x	x	x	x
	Cartera	x	x	x	x	x
	Bolso	x	x	x	x	x

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

El registro de cumplimiento o no cumplimiento del agarre de objetos de una prótesis de mano es un proceso esencial en la evaluación del rendimiento de la prótesis. Esta información ayudará en futuros trabajos enfocados en el desarrollo de prótesis a identificar áreas de mejora en el diseño y ajuste de la prótesis para mejorar la calidad de vida del usuario.

**Tabla 3-4:** Cumplimiento de pruebas de funcionamiento

Denominación	Objeto	Cumple función	No cumple función	Observaciones
Pruebas en vacío	Vacío	x		
Toma de objetos ligeramente pesados	Plátano	x		
	Parlante	x		
	Vaso con agua	x		
	Manzana	x		
	Billetera	x		
	Pelota de tenis	x		

Toma de objetos moldeables	Vela	x		
	Silicona	x		
	Botella de Agua	x		
Toma de objetos delicados	Hoja de papel	x		
	Huevo	x		
	Foco	x		
	Vaso plástico	x		
	Claudia	x		
Toma de objetos pequeños	Caramelo	x		
	Pelota saltarina	x		
	Dado	x		
	Caja de fósforos	x		
	Moneda	x		
	Carta	x		
Toma de objetos comunes	Llavero	x		
	Gotero	x		
	Cargador	x		
	Cuchara plástica		x	Acople en la prótesis
	Tarjeta de crédito	x		
	Cuchara		x	Acople en la prótesis
Movimiento dinámico	Colocar legos	x		
	Figuras geométricas	x		
Escritura	Computador		x	Acople en la prótesis
	Esfero		x	Acople en la prótesis
Sujeción	Bolsa de compras	x		
	Mochila	x		
	Cartera	x		
	Bolso	x		

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

El desarrollo de la eficiencia en una prótesis de mano es un proceso continuo y requiere un enfoque multidisciplinario para lograr un resultado óptimo.



**Ilustración 9-4:** Desarrollo de pruebas de funcionalidad de la prótesis de mano

**Realizado por:** Saltos D., Velasco E., 2023

#### 4.3.2 *Análisis energético del sistema electrónico*

El análisis energético es una herramienta importante para entender el rendimiento de la prótesis de mano, este análisis se enfoca en medir la cantidad de energía requerida para realizar diferentes tareas con la prótesis, como agarrar y levantar diversos objetos. La optimización del rendimiento energético es importante para maximizar la duración de la batería y mejorar la funcionalidad de la prótesis, por lo cual se debe considerar la ecuación 1 (Coelectrix, 2019).

$$H = \frac{W_b}{W_c} = \frac{V_b \cdot I_b}{V_b \cdot I_c} \quad (1)$$

Donde:

- Potencia de la batería ( $W_b$ )
- Voltaje de la batería ( $V_b$ )
- Intensidad de la batería ( $I_b$ )
- Potencia consumida ( $W_c$ )
- Corriente consumida ( $I_c$ )

Es importante tener en cuenta que vamos a analizar dos tipos de casos de consumo energético. El primero corresponde al sistema en reposo, mientras que el segundo se refiere al sistema en funcionamiento constante de la prótesis. Para obtener estos datos, utilizaremos los valores de voltaje de la batería, intensidad de la batería y corriente consumida que se encuentran en la Tabla 4-4, la cual presenta las características del motor MG955. Además, es relevante considerar que la tarjeta ESP32 tiene un consumo de 20mA durante su proceso de transmisión de datos, y de 1mA en su estado de lightsleep, como se muestra en la Tabla 1-2.

Desgaste energético de la batería cuando el sistema se encuentra en reposo:

$$H = \frac{(7.4 V) \cdot (450) mA}{(7.4 V) \cdot (10 + 1) mA} = 40.91 \text{ horas}$$

$$H = 40 \text{ h } 54 \text{ min } 36 \text{ s}$$

El cálculo del consumo energético de la batería cuando el sistema se encuentra en funcionamiento constante, específicamente cuando la prótesis está en la posición de agarre sin abrir la mano.

$$H = \frac{(7.4 \text{ V}) * (450) \text{ mA}}{(7.4 \text{ V}) * (170 + 20) \text{ mA}} = 2.37 \text{ horas}$$

$$H = 2 \text{ h } 22 \text{ min } 12 \text{ s}$$

Además, se debe realizar un cálculo para saber la duración real del sistema teniendo en cuenta que el sistema de prótesis de mano no se utilizará constantemente, por lo que se debe calcular un promedio de uso. Se recomienda considerar un tercio del tiempo de funcionamiento del motor para obtener una estimación más precisa del uso medio del sistema.

$$H = \frac{(7.4 \text{ V}) * (450) \text{ mA}}{(7.4 \text{ V}) * \left(\frac{170}{3} + 20\right) \text{ mA}} = 5.87 \text{ horas}$$

$$H = 5 \text{ h } 52 \text{ min } 12 \text{ s}$$

#### 4.3.3 *Tiempo de carga de la batería*

Conocer el tiempo de carga de una batería es esencial para una planificación y administración eficiente de su uso. Saber cuánto tiempo tomará cargar completamente una batería ayuda a evitar retrasos innecesarios y permite una gestión más efectiva del tiempo disponible. Además, el cálculo del tiempo de carga contribuye a un uso más eficiente de la energía. Utilizar el cargador adecuado en función de la capacidad de la batería evita el desperdicio energético y fomenta un consumo más consciente y sostenible. El tiempo de carga de una batería se puede calcular utilizando la fórmula básica de la ley de Coulomb, que relaciona la corriente eléctrica de carga (I), la capacidad de la batería (C) y el tiempo de carga (t) (Okdiario, 2018).

$$t_c = \frac{C}{I} \quad (2)$$

Donde:

- $t_c$  es el tiempo de carga (horas)
- C es la capacidad de la batería (Ah)
- I es la corriente de carga (A)

$$t_c = \frac{450 \text{ mAh}}{200 \text{ mA}} = 2.25 \text{ h}$$

$$t_c = 2 \text{ h } 15 \text{ min}$$

Por lo tanto, la batería necesita un tiempo de 2 hora con 15 minutos para estar al 100% de su capacidad, este valor es muy importante adjuntarlo en el manual de usuario.

#### 4.4 **Análisis de producción del sistema**

El análisis de costos para una prótesis de mano personalizada puede incluir el costo de los materiales, la mano de obra y el tiempo de diseño y construcción. Además, se deben considerar los costos de mantenimiento. Un análisis de costos completo puede ayudar al usuario a tomar decisiones informadas sobre el tipo de prótesis que desean y los recursos financieros.

#### 4.4.1 Costos directos

##### 4.4.1.1 Costo de materiales

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

**Tabla 4-1:** Costo de materiales

N°	Descripción	Cantidad	Costo unitario	Costo total
1	Sensor gForce 200	1	\$440,00	\$440,00
2	Tornillos M3x15	7	\$0,10	\$0,70
3	Tornillos M3X12	8	\$0,10	\$0,80
4	Tornillos M4x100	4	\$1,00	\$4,00
5	Servomotor MG955	1	\$18,00	\$18,00
6	Tarjeta ESP32	1	\$18,00	\$18,00
7	Fuente DC 12V/2A	1	\$12,00	\$12,00
8	Probador de voltaje de batería de Litio	1	\$5,00	\$5,00
9	Cargador Lipo 2,3,4 celdas	1	\$8,00	\$8,00
10	Batería Lipo 2 celdas 7.4/300mAh	1	\$18,00	\$18,00
				<b>\$506,50</b>

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

##### 4.4.1.2 Costo de mano de obra

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

**Tabla 5-4:** Costo de mano de obra

N°	Descripción	Salario/hora	Horas hombre	Costo total
1	Diseñador CAD/CAE	\$8,00	12	\$96,00
2	Programador Arduino	\$20,00	2	\$40,00
3	Fabricación tarjeta PCB	\$35,00	1	\$35,00
				<b>\$171,00</b>

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

##### 4.4.1.3 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 mano.

**Tabla 6-4:** Costo de equipos y herramientas

N°	Descripción	Costo/hora	Horas máquina	Costo total
1	Impresora 3D	\$2,00	30	\$60,00

2	Máquina CNC de corte láser	\$20,00	0,5	\$10,00
3	Dremel	\$5,00	3	\$15,00
4	Calibrador digital	\$0,85	3	\$2,55
5	Esmeril	\$1,00	1	\$1,00
6	Pistola de silicona	\$1,00	3	\$3,00
7	Cautín	\$0,55	3	\$1,65
8	Herramientas varias	\$1,25	3	\$3,75
				<b>\$96,95</b>

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

#### 4.4.1.4 Costo de transporte

Teniendo en cuenta que el sensor gForce 200 fue importado desde otro país.

**Tabla 7-4:** Costo de transporte

N°	Descripción	Costo de transporte/ importación
1	Sensor gForce 200	\$88,00
		<b>\$88,00</b>

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

#### 4.4.1.5 Costo total directo

**Tabla 8-4:** Costo total directo

Tipo de costo directo	Valor
Costo material	\$506,50
Costo mano de obra	\$171,00
Costo maquinaria y herramienta	\$96,95
Costo de transporte	\$88,00
	<b>\$862,45</b>

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 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, transporte, equipos y herramienta, que tienen un valor de \$862,45.

#### 4.4.2 Costos indirectos

**Tabla 9-4:** Costos indirectos

Descripción	Valor
Movilidad	\$40,00
Gastos varios	\$55,00
	<b>\$95,00</b>

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

#### 4.4.2.1 Costos imprevistos

Teniendo en cuenta que los costos imprevistos son calculados en función de los costos directos, considerando un 12% de su valor.

**Tabla 10-4:** Costos imprevistos

Descripción	Porcentaje	Valor
Imprevistos	12%	\$103,50
		<b>\$103,50</b>

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

#### 4.4.3 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 \$1087,82.

**Tabla 11-4:** Costos totales

Descripción	Valor
Costos directos	\$862,45
Costos indirectos	\$95,00
Costos imprevistos	\$103,50
	<b>\$1060,95</b>

Realizado por: Saltos D., Velasco E., 2023

## CONCLUSIONES

- Al utilizar la matriz QFD, identificamos los requisitos críticos de calidad y funcionalidad convirtiéndolos en requerimientos de diseño. Por lo que la elección tomada para nuestro exoesqueleto se benefició del uso de herramientas comunes de ingeniería, como Arduino y softwares CAD. Mediante las cuales se realizó simulaciones para identificar los componentes más adecuados para la fabricación de la prótesis, por lo tanto, se utilizó el sensor muscular gForce200, al cual se le adaptó la tarjeta ESP32 cuya dimensión es inferior a la tarjeta Arduino Uno, donde la señal generada por este sistema permite el control del movimiento de la prótesis.
- Para el dimensionamiento de nuestra prótesis personalizada se tomó como base la mano derecha de Edison Marcelino Velasco Gavilanes, que viene a ser una persona adulta. En este proceso, se tomó las medidas antropométricas de su mano tanto en posición abierta y de agarre, se consideró que el mecanismo sea lo suficientemente resistente para sujetar objetos de uso común. Las uniones entre eslabones se realizaron mediante pasadores, teniendo una conexión con un grado de libertad, llegando a tener un diseño orgánico con una apariencia mucho más natural, debido a que está prótesis interactúa con el mundo exterior, por lo que su inclusión es crucial para replicar la sensación de tener una mano real.
- Después de realizar un análisis cinemático utilizando software MBD para determinar el movimiento del mecanismo, se seleccionó el servomotor MG955. Este servomotor fue elegido debido a su torque de 9.4 kgf-cm, el cual se basa en el torque de 8.5 kgf-cm obtenido en el análisis CAE de la gráfica cinemática del torque, esta elección garantiza un funcionamiento adecuado de la prótesis. La velocidad obtenida en las gráficas de la simulación se utilizó para analizar la variación en la velocidad real del mecanismo, donde el dedo pulgar alcanza una velocidad máxima de 200 mm/s, mientras que el dedo índice alcanza una velocidad máxima de 590 mm/s.
- La conexión electrónica entre el sensor muscular gForce 200 y el servomotor MG955 se establece mediante el gForce Joint, el cual está enlazado a la tarjeta ESP32. Para lograr esta conexión, se ha desarrollado un código utilizando las bibliotecas del sensor en el software Arduino. En este código, se han utilizado únicamente dos señales: posición abierta y cerrada, que generan el desplazamiento angular de 55° del actuador. Es importante compilar correctamente el código en el software Arduino y cargarlo en la tarjeta ESP32. Al iniciar el sistema, se genera un período de reconocimiento por parte del sensor gForce 200, transcurridos 60 segundos, el sistema comienza a registrar las señales de apertura y cierre realizadas por el usuario, que tienen una velocidad de respuesta de 115200 baudios.
- Después de llevar a cabo las pruebas de funcionamiento de la prótesis, se ha llegado a la conclusión de que es adecuado el agarre de objetos de peso moderado, objetos que se pueden moldear, objetos delicados, objetos pequeños, objetos de uso cotidiano, objetos que

requieren movimiento dinámico y objetos que necesitan ser sujetados, siempre y cuando no superen un peso máximo de 1kgf y cuando los objetos tengan un coeficiente de fricción estático mayor a 0.4. Sin embargo, no se recomienda su uso para realizar actividades que requieran precisión fina, como escribir con un bolígrafo o teclear en un teclado de computadora, ni para alimentarse con una cuchara.

## RECOMENDACIONES

- En base al desarrollo de nuestra matriz QFD, recomendamos utilizar esta herramienta en futuros proyectos de diseño, debido que nos permite identificar y priorizar los requisitos del cliente y convertirlos en objetivos de diseño claros y viables. Ya que el uso de parámetros precisos nos permite generar una evaluación objetiva y sistemática de los requisitos, lo que garantiza que el diseño final cumpla con las expectativas del cliente y sea viable para la producción.
- Cuando el usuario esté utilizando el brazalete gForce200, es importante evitar exposiciones a palpitations o vibraciones fuertes, ya que estas pueden interferir con las señales mioeléctricas. Mantener un entorno tranquilo y evitar actividades que generen vibraciones intensas ayudará a garantizar una mejor calidad de las señales recopiladas por el brazalete.
- El procesamiento de los datos de reacción del movimiento de la prótesis de mano mediante señales EMG, se debe tener presente que la capacidad de identificar y procesar señales musculares se logra al crear una interfaz eficiente tomando en consideración las recomendaciones del fabricante para controlar el tiempo de reacción a partir del valor de los baudios utilizados.
- Finalmente se recomienda utilizar la prótesis para las actividades para las que ha demostrado ser efectiva. Sin embargo, no se recomienda su uso para realizar actividades que requieran precisión fina, como escribir con un bolígrafo o teclear en un teclado de computadora, ni para alimentarse con una cuchara.

## BIBLIOGRAFÍA

- ARDUINO.** *Arduino UNO*. [en línea]. [Consulta: 6 noviembre 2022]. Disponible en: <https://arduino.cl/producto/arduino-uno/>
- ARENA, J.** Diseño conceptual de una prótesis de mano (Trabajo de titulación). Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona, Ingeniería en Tecnologías Industriales. Barcelona. 2018. pp. 5-12.
- ASANZA, V.** *Especificaciones del módulo ESP32*. [blog]. 2021. [Consulta: 8 febrero 2023]. Disponible en: <https://vasanza.blogspot.com/2021/07/especificaciones-del-modulo-esp32.html>
- BOTTO, M., et al.** *Prótesis biónicas y su adaptación a las personas*. [blog]. 2011 [Consulta: 17 enero 2023]. Disponible en: <http://bioprotesis.blogspot.com/2011/10/protesis-mioelectricas-reinervacion.html>
- BRITO, J., et al.** “Estudio del estado del arte de las prótesis de mano”. *INGENIUS* [en línea], 2013, (Ecuador) 1(9), pp. 57-64. [Consulta: 2 febrero 2023]. ISSN 1390-650X. Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=505554814008>
- C&DTECNOLOGIA.** *Sensor de señal muscular de electromiografía EMG*. [en línea]. 2022. [Consulta: 6 noviembre 2022]. Disponible en: <https://cdtecnologia.net/sensores/2478-sensor-de-senal-muscular-de-electromiografia-emg.html>
- COELECTRIX.** *Calcular la autonomía de una batería*. [blog]. 2019. [Consulta: 28 mayo 2023]. Disponible en: <https://coelectrix.com/blog/calcular-la-autonomia-de-una-bateria>
- COMPONENTS101.** *MG995 Servo Motor Pinout*. [en línea]. 2020. [Consulta: 6 noviembre 2022]. Disponible en: <https://components101.com/motors/mg995-servo-motor>
- CONADIS.** *Estadísticas de Discapacidad* [en línea]. 2022. [Consulta: 6 noviembre 2022]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
- CRISWELL, E.; & CRAM, J.** *Cram's introduction to surface electromyography*. 2ª ed. Sudbury– Canadá: Jones and Bartlett Publishers, 2011. ISBN 9780763732745. pp. 3-7.
- DORADOR, J., et al.** “Robótica y prótesis inteligentes”. *Revista Digital Universitaria UNAM* [en línea], 2004, (México) 6(1), pp. 1-15. [Consulta: 6 noviembre 2022]. ISSN 1067-6079. Disponible en: [https://www.researchgate.net/publication/228438883\\_Robotica\\_y\\_protesis\\_inteligentes](https://www.researchgate.net/publication/228438883_Robotica_y_protesis_inteligentes)
- GUERRA, J.** *Programar ESP32 con IDE Arduino* [en línea]. 2022. [Consulta: 8 febrero 2023]. Disponible en: <https://programarfacil.com/esp8266/programar-esp32-ide-arduino/>
- GUEVARA, B.** Desarrollo de un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano de bajo costo empleando actuadores lineales y sensores musculares (Trabajo de titulación). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Facultad de Informática y Electrónica, Carrera de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales. Riobamba-Ecuador. 2020. pp. 2-4.

- LÓPEZ, G. & MARGNI, S.** “Introducción al funcionamiento básico de microcontroladores PCI” (Trabajo de titulación). Universidad de la República Oriental del Uruguay, Facultad de Ingeniería. Montevideo-Uruguay. 2003. p. 5-25.
- LOZANO, J.** *10 datos sobre discapacidad en el mundo que a lo mejor no sabías* [en línea]. 2018. [Consulta: 6 noviembre 2022]. Disponible en: <https://vivva.es/datos-discapacidad-mundo/>
- MACTRONICA.** *Tarjeta de desarrollo ESP32 wifi bluetooth* [en línea]. 2023. [Consulta: 8 febrero 2023]. Disponible en: <https://www.mactronica.com.co/tarjeta-de-desarrollo-esp32-wifi-bluetooth>
- MURPHY, D.** *Fundamentals of amputation care and prosthetics*. New York-Estados Unidos: Demos Medical Publishing LLC, 2014. ISBN 9781936287703. pp. 104-175.
- NAVA, R. & NEGRETE, D.** Adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas de miembro inferior (Trabajo de titulación). Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería, Ingeniería Mecatrónica. Ciudad de México-México. 2017. pp. 2.
- OKDIARIO.** *Cómo calcular el tiempo de carga de una batería* [en línea]. 2018. [Consulta: 28 mayo 2023]. Disponible en: <https://okdiario.com/howto/como-calcular-tiempo-carga-bateria-2889424>
- OTTOBOCK.** *Mano bionic EQD | La mano protésica más natural* [en línea]. 2019. [Consulta: 6 noviembre 2022]. Disponible en: <https://www.ottobock.com/es-co/product/8E72>
- OYMOTION.** *gForceJoint-OYMotion* [en línea]. 2021. [Consulta: 18 noviembre 2022]. Disponible en: <https://oymotion.github.io/gForceJoint/gForceJoint/>
- OYMOTION.** *gForce200 Gesture Armband Oymotion bio-sensor* [en línea]. 2022. [Consulta: 6 noviembre 2022]. Disponible en: <http://www.oymotion.com/en/product32/150>
- PIÑA, A.** Implementación de señales mioeléctricas en un sistema de control para generar movimientos en una prótesis personalizada de mano (Trabajo de titulación) (maestría). Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Profesional Adolfo López Mateos Zacatenco. México D.F-México. 2015. pp. 4.
- PROCELL.** *Ficha técnica Acrílico* [en línea]. México: 2019. [Consulta: 8 febrero 2023]. Disponible en: [www.procell.mx](http://www.procell.mx)
- QUINAYÁS, C., et al.** “Diseño y construcción de la prótesis robótica de mano UC-1”. *Revista de la Facultad de Ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana Colombia* [en línea], 2010, (Colombia) 14(2), pp. 223-237. [Consulta: 6 noviembre 2022]. ISSN 0123-2126. Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=47715443001>
- RADIOSHUTTLE.** *ESP32 Alimentado por batería* [en línea]. 2020. [Consulta: 29 mayo 2023]. Disponible en: <https://www.radioshuttle.de/es/medias-es/informaciones-tecnicas/esp32-alimentado-por->

[bateria/#:~:text=Por%20lo%20general%2C%20las%20tarjetas,de%20dos%20mil%20veces%20m%C3%A1s!](#)

**ROMO, H., et al.** “Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano”. *Avances en Sistemas e Informática* [en línea], 2007, 4(1), pp. 127-136. [Consulta: 6 noviembre 2022]. ISSN 1909-0056. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5247019&info=resumen&idioma=ENG>

**ZABALA, L.** Desarrollo de un sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas con Matlab para la identificación de los movimientos extensión, flexión, pronación y supinación de un brazo humano (Trabajo de titulación) (maestría). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Instituto de Posgrado y Educación Continua, Magister en Sistemas de Telecomunicaciones. Riobamba-Ecuador. 2017. pp. 7-9.

**ZUO, K. & OLSON, J.** “The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation”. *Plastic Surgery* [en línea], 2014, 22(1), pp. 44-51. [Consulta: 6 noviembre 2022]. ISSN 11952199. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4128433/>

# ANEXOS

## ANEXO A: ADECUACIONES DE PARÁMETROS PARA LA IMPRESIÓN 3D

**Ajustes de impresión** (Standard Quality - 0.2mm)

- Calidad**
  - Altura de capa: 0.2 mm
- Paredes**
  - Grosor de la pared: 0.8 mm
  - Recuento de líneas de pared: 2
  - Expansión horizontal: -0.1 mm
  - Alineación de costuras en Z: Especificada por ...
  - Preferencia de esquina de costura: Costura inteligente
- Superior o inferior**
  - Grosor superior/inferior: 0.8 mm
  - Grosor superior: 0.8 mm
  - Capas superiores: 5

**Ajustes de impresión** (Standard Quality - 0.2mm)

- Soporte**
  - Velocidad normal del ventilador por capa: 4
  - Generar soporte:
  - Densidad del soporte: 5.0 %
  - Habilitar borde de soporte:
  - Habilitar techo del soporte:
  - Habilitar suelo del soporte:
  - Grosor del techo del soporte: 0.4 mm
- Adherencia de la placa de impresión**
  - Tipo adherencia de la placa de impresión: Borde
  - Recuento de líneas de borde: 20

**Ajustes de impresión** (Standard Quality - 0.2mm)

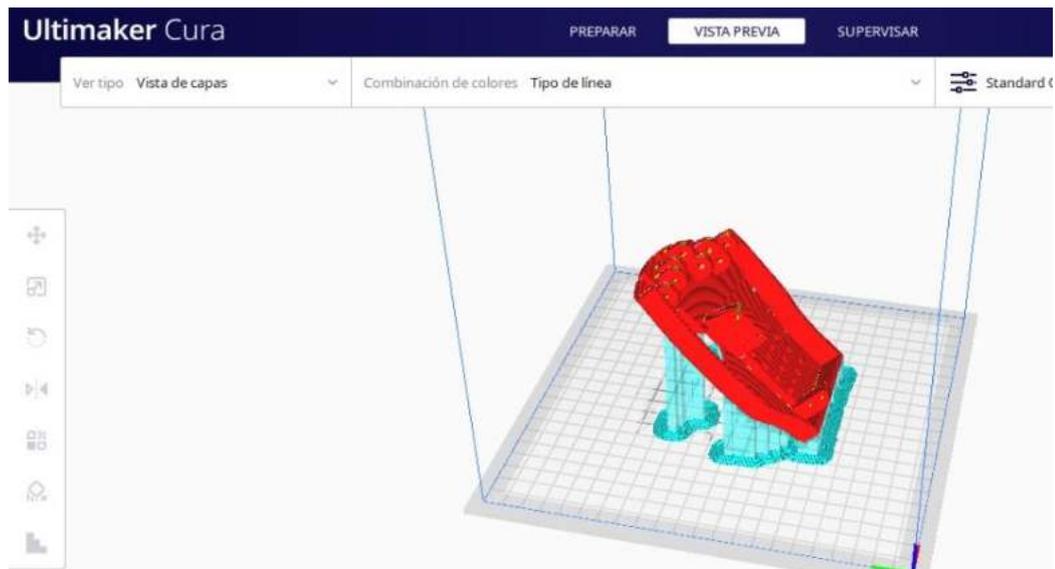
- Velocidad**
  - Velocidad de impresión: 50.0 mm/s
  - Velocidad de relleno: 50.0 mm/s
  - Velocidad de pared exterior: 25.0 mm/s
  - Velocidad de pared interior: 25.0 mm/s
  - Velocidad de soporte: 25.0 mm/s
  - Velocidad de desplazamiento: 120.0 mm/s
  - Velocidad de capa inicial: 20.0 mm/s
  - Velocidad de impresión de la capa inicial: 20.0 mm/s
  - Velocidad de falda/borde: 20.0 mm/s
- Desplazamiento**

**Ajustes de impresión** (Standard Quality - 0.2mm)

- Relleno**
  - Densidad de relleno: 20.0 %
  - Patrón de relleno: Triángulos
  - Porcentaje de superposición del relleno: 30.0 %
- Material**
  - Temperatura de impresión: 215.0 °C
  - Temperatura de la placa de impresión: 60 °C
  - Flujo: 100.0 %
- Velocidad**
  - Velocidad de impresión: 50.0 mm/s
  - Velocidad de relleno: 50.0 mm/s

**Ajustes de impresión** (Standard Quality - 0.2mm)

- Desplazamiento**
  - Habilitar la retracción:
  - Retracción en el cambio de capa:
  - Distancia de retracción: 6.5 mm
  - Velocidad de retracción: 25.0 mm/s
  - Velocidad de retracción: 25.0 mm/s
  - Desplazamiento mínimo de retracción: 1.5 mm
  - Modo Peinada: Todo
  - Retracción antes de la pared exterior:
  - Salto en Z en la retracción:
- Refrigeración**



## **ANEXO B. MANUAL DE OPERACIÓN DEL SISTEMA DE PRÓTESIS DE MANO**

### **Manual de operación del sistema de prótesis de mano operada por un actuador mediante señales electromiográficas.**

Este manual proporciona información detallada sobre la operación del sistema de prótesis de mano operada por un actuador mediante señales electromiográficas donde se debe seguir los siguientes pasos:

#### **Introducción**

1. La prótesis de mano es un dispositivo que ayuda a las personas que han perdido su extremidad superior derecha a realizar tareas cotidianas, este sistema es un avance en la tecnología de prótesis que utiliza señales electromiográficas para controlar el movimiento de la prótesis.

#### **Componentes del Sistema**

2. El sistema de prótesis de mano consta de los siguientes componentes:
  - Sensor gForce200: Este brazalete se coloca en la parte del antebrazo a 5cm del codo que permite detectar las señales electromiográficas generadas por los músculos del usuario.
  - Prótesis: Esta conformado por todo el mecanismo de movimiento.
  - Caja fuente: Este elemento es el que proporciona energía al sistema, está conformada por toda la parte electrónica del sistema que se lo colocará en la parte superior del brazo.
  - Cargador Lipo 2 celdas: Nos permite recargar la energía de la batería de Litio de 2 celdas.
  - Fuente DC 12V/2A: Elemento para regular la energía que será cargada en la batería de Litio.
  - Probador de voltaje de batería: Equipo para comprobar el nivel de carga de la batería.

#### **Procedimiento de Operación**

Para operar el sistema de prótesis de mano operada por un actuador mediante señales electromiográficas, siga los siguientes pasos:

3. Cargar el programa que controla el sistema en la tarjeta ESP32 mediante el software Arduino.
4. Encender el sistema de la fuente de energía mediante el botón de encendido ubicado en la caja fuente.
5. Colocar el sensor gForce 200 en la posición indicada a 5cm del codo con orientación direccionada a la mano.
6. Mover los músculos del brazo hasta que el sistema sea detectado por la prótesis de mano.
7. Esperar que la tarjeta ESP32 procesará las señales electromiográficas y enviará señales de control al actuador para mover la prótesis de mano.
8. Apagar la fuente de energía y el microcontrolador cuando termine de usar la prótesis de mano.

#### **Proceso de carga de la batería**

9. Con respecto al proceso de carga de la batería se debe considerar los siguientes pasos:
  - Asegurarse de que la batería del sistema de control se encuentre baja mediante el probador de batería conectando los tres pines respectivos tomando en consideración los pines positivos y negativos.
  - Realizar la carga en un área bien ventilada y alejada de materiales inflamables, limpiar los terminales de la batería y del cargador para asegurar una buena conexión eléctrica.
  - Conectar el cargador a una fuente de alimentación adecuada y verifica que esté apagado antes de continuar.
  - Conectar terminales del cargador a los correspondientes de la batería, asegurarse de conectar correctamente el polo positivo (+) y negativo (-) para evitar daños.
  - Encender el cargador y comenzar el proceso de carga, donde el cargador proporcionará corriente a la batería gradualmente.
  - Mantener vigilada la carga de la batería en todo momento. No dejes la batería desatendida durante largos períodos y evita sobrecargas prolongadas, ya que podrían causar daños o riesgos de seguridad. Considerando que tardará un lapso de 2 horas con 15 minutos aproximadamente llegar a la carga total.
  - Para finalizar, una vez que la batería esté completamente cargada tomando en cuenta que necesita 7.4V, desconecta el cargador de la fuente de alimentación y luego de la batería.

Recuerda seguir siempre las instrucciones específicas del fabricante tanto del cargador como de la batería para garantizar una carga segura y eficiente.

#### **Precauciones de Seguridad**

10. El sistema es un dispositivo seguro siempre y cuando se sigan las siguientes precauciones:
  - No use el sistema cerca de dispositivos electrónicos que puedan interferir con las señales electromiográficas.

- Asegúrese de que la superficie del sensor esté limpia antes de usarlo.
- No utilice el sistema cerca de agua u otros líquidos.
- No use el sistema si experimenta dolor o incomodidad al mover los músculos.
- Siempre apague la fuente de energía antes de limpiar o mantener el sistema.

### **Mantenimiento**

11. El sistema requiere un mantenimiento mínimo. Mantenga la superficie limpia del sensor y cargue la batería del sistema, comprobando su nivel cada que sea necesario.

### **ANEXO C. MANUAL DE USUARIO Y MANTENIMIENTO**

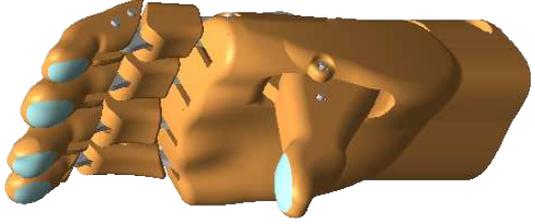
El manual de usuario permite crear un ambiente amigable para el uso del sistema de prótesis de mano.

<b>Manual de usuario &amp; mantenimiento</b>		
<b>Introducción</b>		
<b>Componentes del sistema</b>		
Prótesis de mano	Caja fuente	Fuente DC 12V/2A
Sensor gForce200	Cargador Lipo 2 celdas	Probador de voltaje de batería
<b>Procedimiento de operación</b>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Cargar el programa que controla el sistema en la tarjeta ESP32 mediante el software Arduino.</li> </ul>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Encender el sistema de la fuente de energía mediante el botón de encendido ubicado en la caja fuente.</li> </ul>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Colocar el sensor gForce 200 en la posición indica a 5cm del codo con orientación direccionada a la mano.</li> </ul>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mover los músculos del brazo hasta que el sistema sea detectado por la prótesis de mano.</li> </ul>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Esperar que la tarjeta ESP32 procesará las señales electromiográficas y enviará señales de control al actuador para mover la prótesis de mano.</li> </ul>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Apagar la fuente de energía y el microcontrolador cuando termine de usar la prótesis de mano.</li> </ul>		
<b>Proceso de carga de la batería</b>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Asegurarse de que la batería del sistema de control se encuentre baja mediante el probador de batería.</li> </ul>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Realizar la carga en un área bien ventilada y alejada de materiales inflamables, limpiar los terminales de la batería y del cargador para asegurar una buena conexión eléctrica.</li> </ul>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Conectar terminales del cargador a los correspondientes de la batería, asegurarse de conectar correctamente el polo positivo (+) y negativo (-) para evitar daños.</li> </ul>		

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mantener vigilada la carga de la batería en todo momento. Considerando que tardará un lapso de 2 horas con 15 minutos aproximadamente llegar a la carga total.</li> </ul>
<p><b>Precauciones de seguridad</b></p>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• No use el sistema cerca de dispositivos electrónicos que puedan interferir con las señales electromiográficas.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Asegúrese de que la superficie del sensor esté limpia antes de usarlo.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• No utilice el sistema cerca de agua u otros líquidos.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• No use el sistema si experimenta dolor o incomodidad al mover los músculos.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Siempre apague la fuente de energía antes de limpiar o mantener el sistema.</li> </ul>
<p><b>Mantenimiento</b></p>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• El sistema requiere un mantenimiento mínimo. Mantenga la superficie limpia del sensor y cargue la batería del sistema, comprobando su nivel cada que sea necesario.</li> </ul>

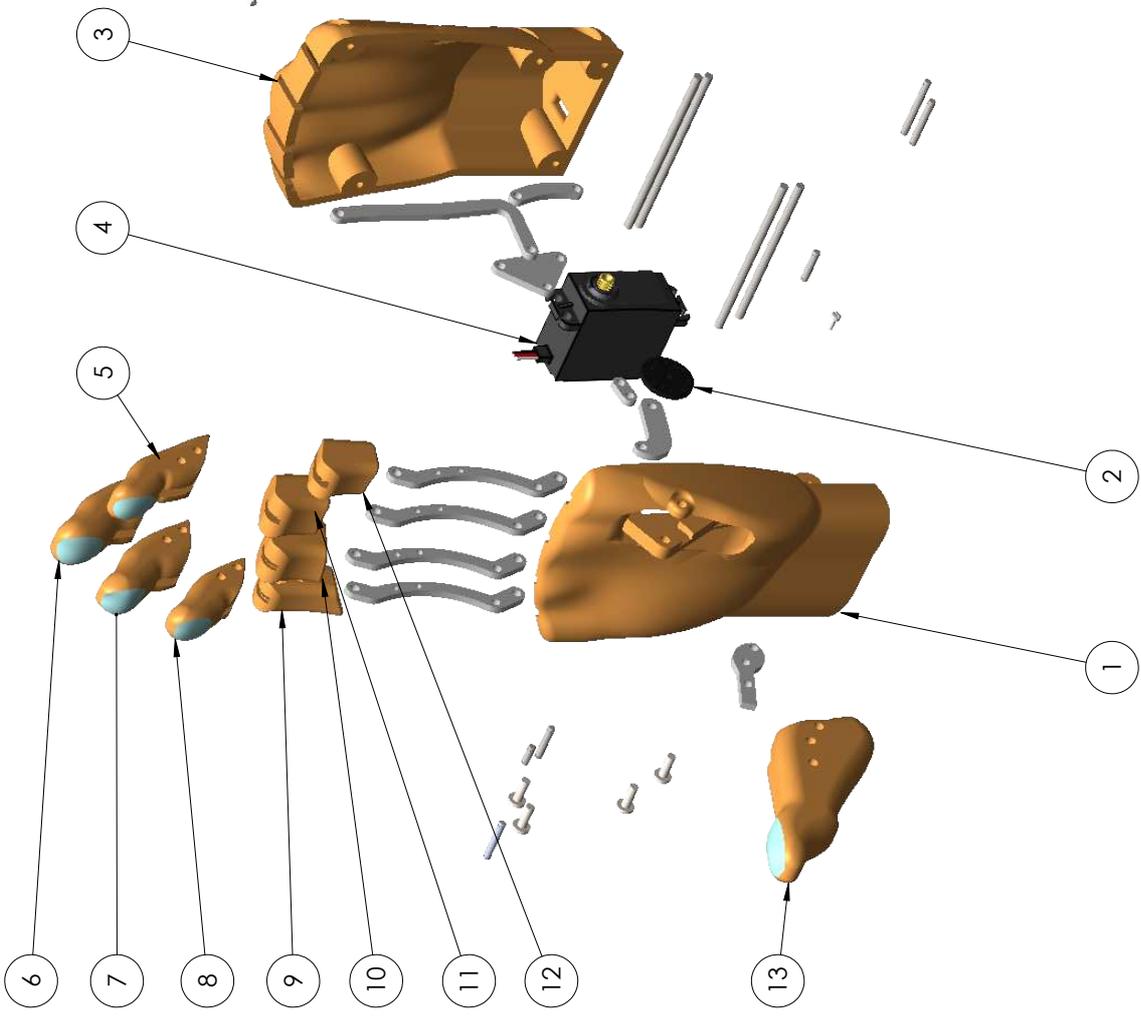
**ANEXO D: PLANOS DE DETALLE DE LA PRÓTESIS DE MANO**

# VISTA ISOMÉTRICA



Escala 1:2

A3  
mm



# VISTA EXPLOSIONADA

Nº de pieza	Denominación	Nº de Norma/Dibujo	Material	Nº de orden	Modelo/Semiproducto	No. del producto	Peso	Observación
1	PULGAR		Filamento (PLA)	13			0.030	Impresión 3D
1	F. MEÑIQUE		Filamento (PLA)	12			0.003	Impresión 3D
1	F. ANULAR		Filamento (PLA)	11			0.003	Impresión 3D
1	F. MEDIO		Filamento (PLA)	10			0.003	Impresión 3D
1	F. INDICE		Filamento (PLA)	9			0.003	Impresión 3D
1	MEÑIQUE		Filamento (PLA)	8			0.007	Impresión 3D
1	ANULAR		Filamento (PLA)	7			0.010	Impresión 3D
1	MEDIO		Filamento (PLA)	6			0.012	Impresión 3D
1	INDICE		Filamento (PLA)	5			0.008	Impresión 3D
1	MOTOR		Varios	4	MG 995		0.039	
1	DORSAL		Filamento (PLA)	3			0.061	Impresión 3D
1	RUEDA		Varios	2			0.001	
1	PALMA		Filamento (PLA)	1			0.108	Impresión 3D

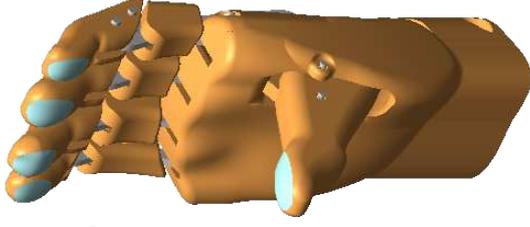
Nº Lámina: 1 de 10		Nº Hojas: 1 de 4		Sustitución: -		Codificación: FM-CIM-PIC-P-001-03-2023	
Email: edison.velasco@espoeh.edu.ec / david.salto@espoeh.edu.ec		Teléfonos: 0987467343 / 0960281829		Denominación: PRÓTESIS DE MANO DERECHA		Registro	
Nombre: Salto D.		Firma:		Fecha: 2023/02/25		Escala: 1:2	
Proyectó: Velasco M.		Firma:		Fecha: 2023/03/02		Tolerancia: ±0.3 [mm]	
Dibujó: Ing. Escobar M.		Firma:		Fecha: 2023/05/16		Materiales: SEGUN DISEÑO	
Revisó: Ing. Escobar M.		Firma:		Fecha: 2023/06/07		Nombre de archivo: PRÓTESIS MANO DERECHA.sldprt	
Aprobó: Ing. Escobar M.		Firma:		Fecha: 2023/06/07		Peso [Kg]: 0.43	

**ESPOCH**  
**FACULTAD DE MECÁNICA**  
**CARRERA DE MECÁNICA**

ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL. SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.

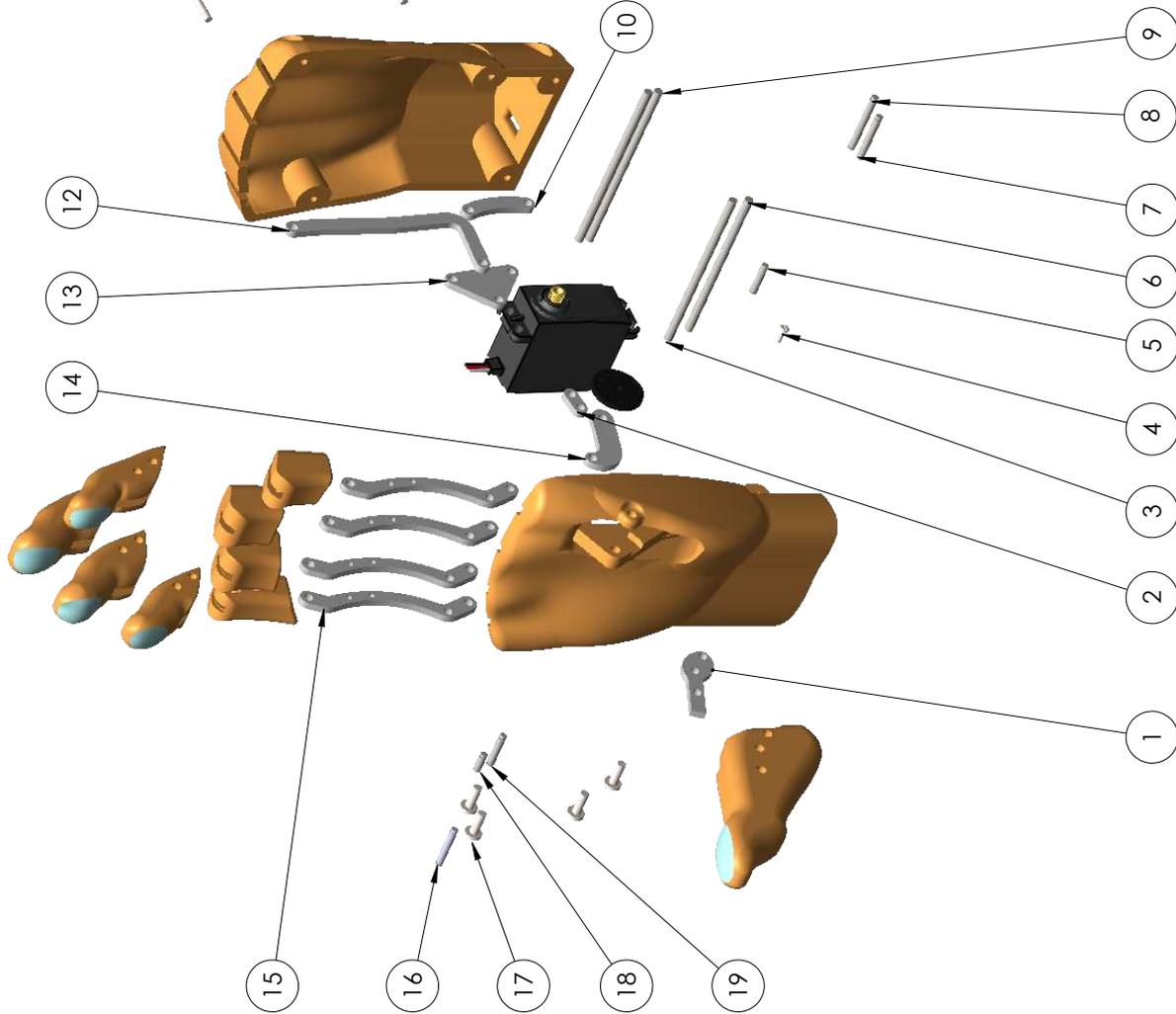


# VISTA ISOMÉTRICA



A3  
mm

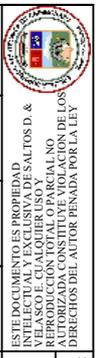
Escala 1:2



Nº de pieza	Denominación	Nº de Norma/Dibujo	Material	Nº de orden	Modelo/Semiproducto	Peso	Observación
1	EPULGAR_1	NTE INEN 1132	Acero 1018	19	Diám. 3"x20mm	0.001	Mecanizado
1	DOBLE	NTE INEN 1132	Acero 1018	18	Diám. 3"x6mm	0.001	Mecanizado
1	TORNILLO C3	ASTM A307-A	Acero 1018	17	M3x1.5x12	0.001	Catálogo
1	EROTOR	NTE INEN 1132	Acero 1018	16	Diám. 3"x16mm	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. 3"x85mm	0.006	Mecanizado
1	EPULGAR_2	NTE INEN 1132	Acero 1018	8	Diám. 3"x25mm	0.001	Mecanizado
1	EPULGAR_3	NTE INEN 1132	Acero 1018	7	Diám. 3"x13mm	0.001	Mecanizado
1	EJE 70mm	NTE INEN 1132	Acero 1018	6	Diám. 3"x70mm	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. 3"x75mm	0.006	Mecanizado
1	ROTOR		Acrílico	2		0.001	Corte Láser
1	CONEXIÓN PULGAR		Acrílico	1		0.001	Corte Láser

Nº de Lámina: 1 de 10		Nº de Hojas: 2 de 4		Sustitución: -		Codificación: FM-CIM-PIC-P-001-03-2023	
Email: edison.velasco@espoeh.edu.ec / david.saltos@espoeh.edu.ec		Teléfonos: 0987467343 / 0960281829		Denominación: PRÓTESIS DE MANO DERECHA		Facultad de Mecánica	
Datos		Firma		Fecha		Registro	
Proyectó	Saltos D.			2023/02/25		Peso [Kg]	Tolerancia
Dibujó	Velasco M.			2023/03/02		0.43	±0.3 [mm]
Revisó	Ing. Escobar M.			2023/05/16			1:2
Aprobó	Ing. Escobar M.			2023/06/07			
Materiales: SEGUN DISEÑO		Nombre de archivo: PRÓTESIS MANO DERECHA.sldprt		Observación		ESPOCH	
						CARRERA DE MECÁNICA	

# VISTA EXPLOSIONADA

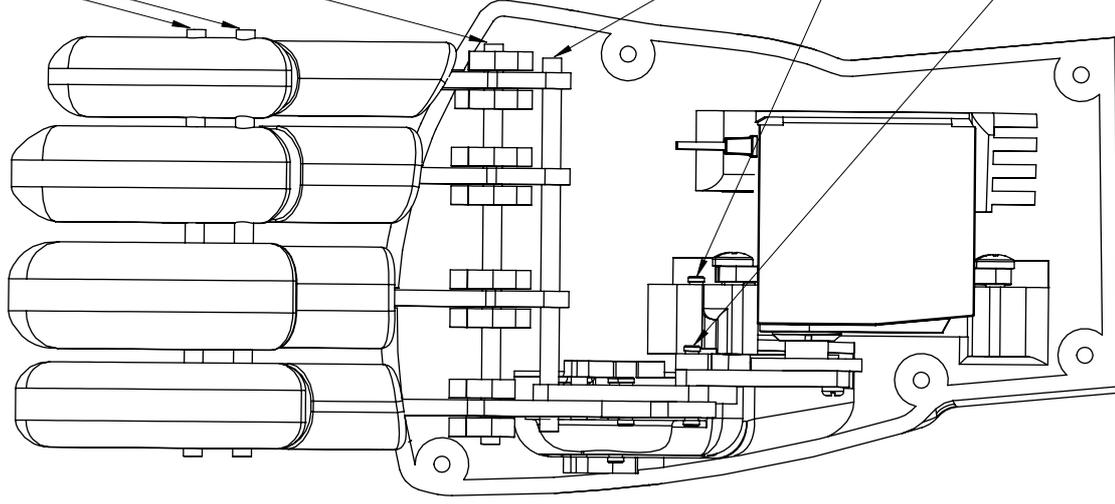


ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE SALTOS D. & VELASCO M. CUALQUIER USO, REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.

$\phi$  3.3F8/h9 (Agujero superior dedos/Eje 85mm)

$\phi$  3.3H7/f7 (Agujero inferior dedos/Eje 85mm)

$\phi$  3.3H7/f7 (Agujero soporte de dedos/Eje 75mm)



$\phi$  3.3F8/H9 (Agujero soporte tendones/Eje 70mm)

$\phi$  3.3H7/f7 (Agujero rotor/Eje rotor)

$\phi$  3.3F8/h9 (Agujero curvo, ángulo, manivela/Cuadruple)

### VISTA ISOMÉTRICA



Escala 1:5

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

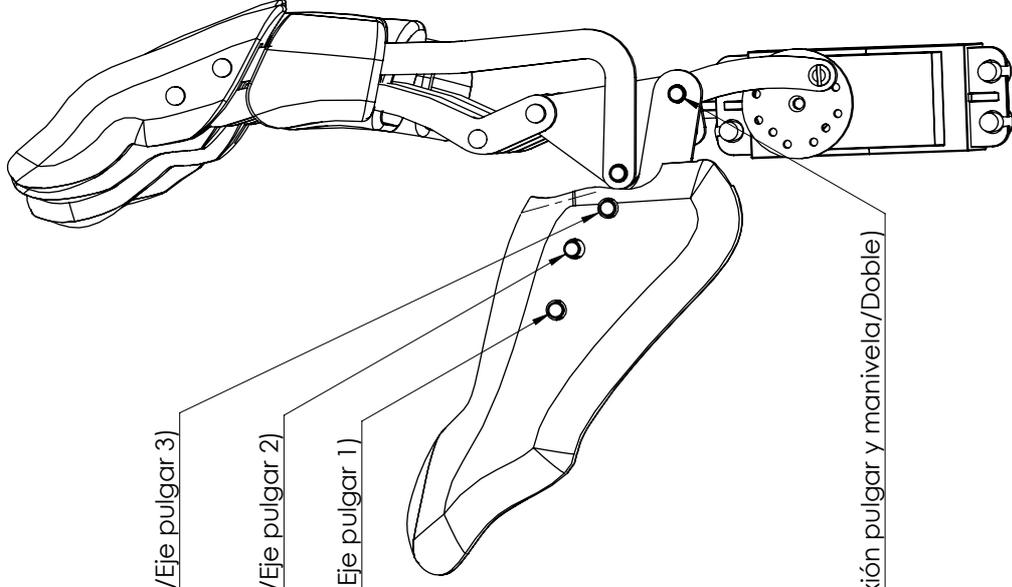
<b>Nº Lámina:</b> 1 de 10		<b>Nº Hojas:</b> 3 de 4		<b>Sustitución:</b> -		<b>Codificación:</b> FM-CIM-PIC-P-001-03-2023	
<b>Electrónica:</b> 0987467343 / 0960281829				<b>Denominación:</b> PRÓTESIS DE MANO DERECHA			
<b>Datos</b>		<b>Nombre</b>	<b>Firma</b>	<b>Fecha</b>	<b>Registro</b>		<b>Registro</b>
<b>Proyectó</b>	Salto D.			2023/02/25	<b>Tolerancia</b>	<b>Escala</b>	<b>Registro</b>
<b>Dibujó</b>	Velasco M.			2023/03/02	$\pm 0.3$ [mm]	1:1	
<b>Revisó</b>	Ing. Escobar M.			2023/05/16			
<b>Aprobó</b>	Ing. Escobar M.			2023/06/07			
<b>Materiales:</b> SEGUN DISEÑO				<b>Nombre de archivo:</b> PRÓTESIS MANO DERECHA.sldprt			

### VISTA POSTERIOR

**ESPOCH**  
**FACULTAD DE MECÁNICA**  
**CARRERA DE MECÁNICA**

<b>Peso [Kg]</b>	0.43
<b>Tolerancia</b>	$\pm 0.3$ [mm]
<b>Escala</b>	1:1

ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE SALTOS D. & VELASCO M. CUALQUIER USO DE REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY



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

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

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

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

A3  
mm

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

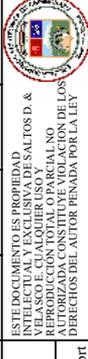
### VISTA ISOMÉTRICA



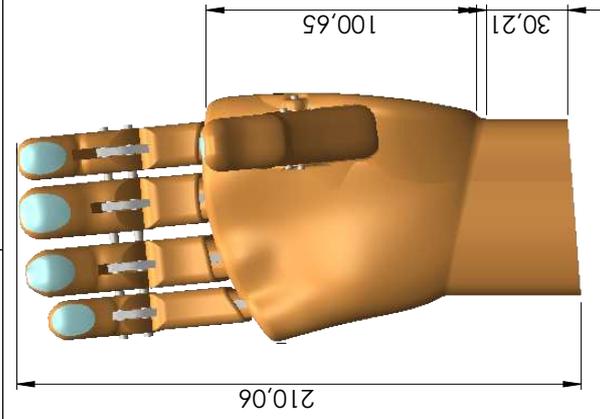
Escala 1:5

### VISTA LATERAL DERECHA

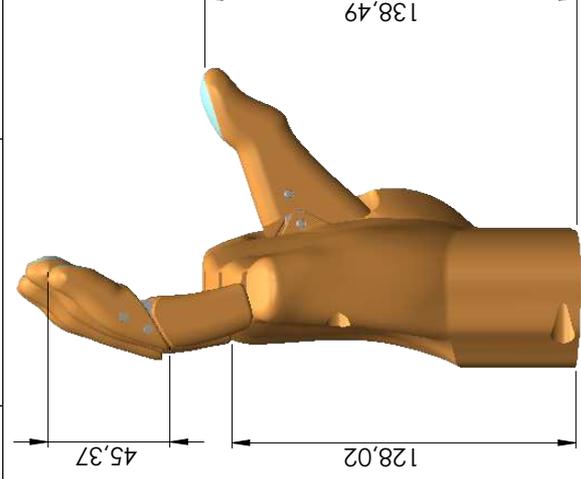
<b>Nº Lámina:</b> 1 de 10 <b>Nº Hojas:</b> 4 de 4 <b>Sustitución:</b> - <b>Email:</b> edison.velasco@espoeh.edu.ec / david.saltes@espoeh.edu.ec <b>Teléfonos:</b> 0987467343 / 0960281829	<b>Codificación:</b> FM-CM-PIC-P-001-03-2023 <b>Denominación:</b>	<b>ESPOCH</b> <b>FACULTAD DE MECÁNICA</b> <b>CARRERA DE MECÁNICA</b>
	<b>Nombre:</b> Saltes D. <b>Proyectó:</b> Velasco M. <b>Dibujó:</b> Ing. Escobar M. <b>Revisó:</b> Ing. Escobar M. <b>Aprobó:</b> Ing. Escobar M.	<b>Fecha:</b> 2023/02/25 2023/03/02 2023/05/16 2023/06/07
<b>Peso [Kg]:</b> 0.43 <b>Tolerancia:</b> ±0.3 [mm]		<b>Escala:</b> 1:1 <b>Registro:</b>



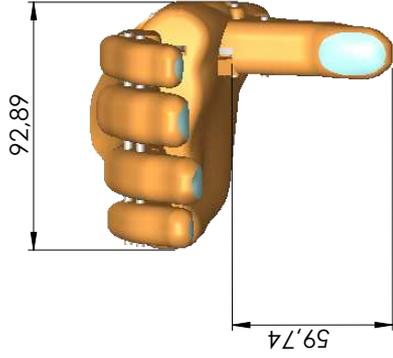
ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA ESCUELA POLITÉCNICA DEL CANTÓN SALTO D. & NO SE AUTORIZA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL SIN LA AUTORIZACIÓN POR ESCRITO DE LA FACULTAD DE MECÁNICA. AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY



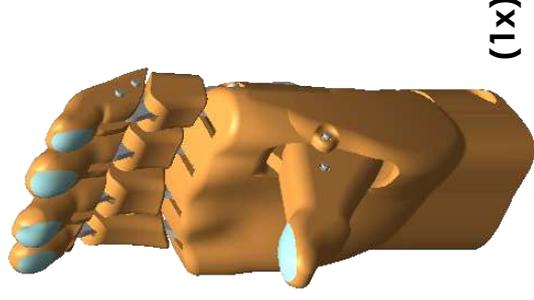
**VISTA FRONTAL**



**VISTA LATERAL IZQUIERDA**



**VISTA SUPERIOR**



**(1x)**

**VISTA ISOMÉTRICA**

**NOTAS GENERALES**

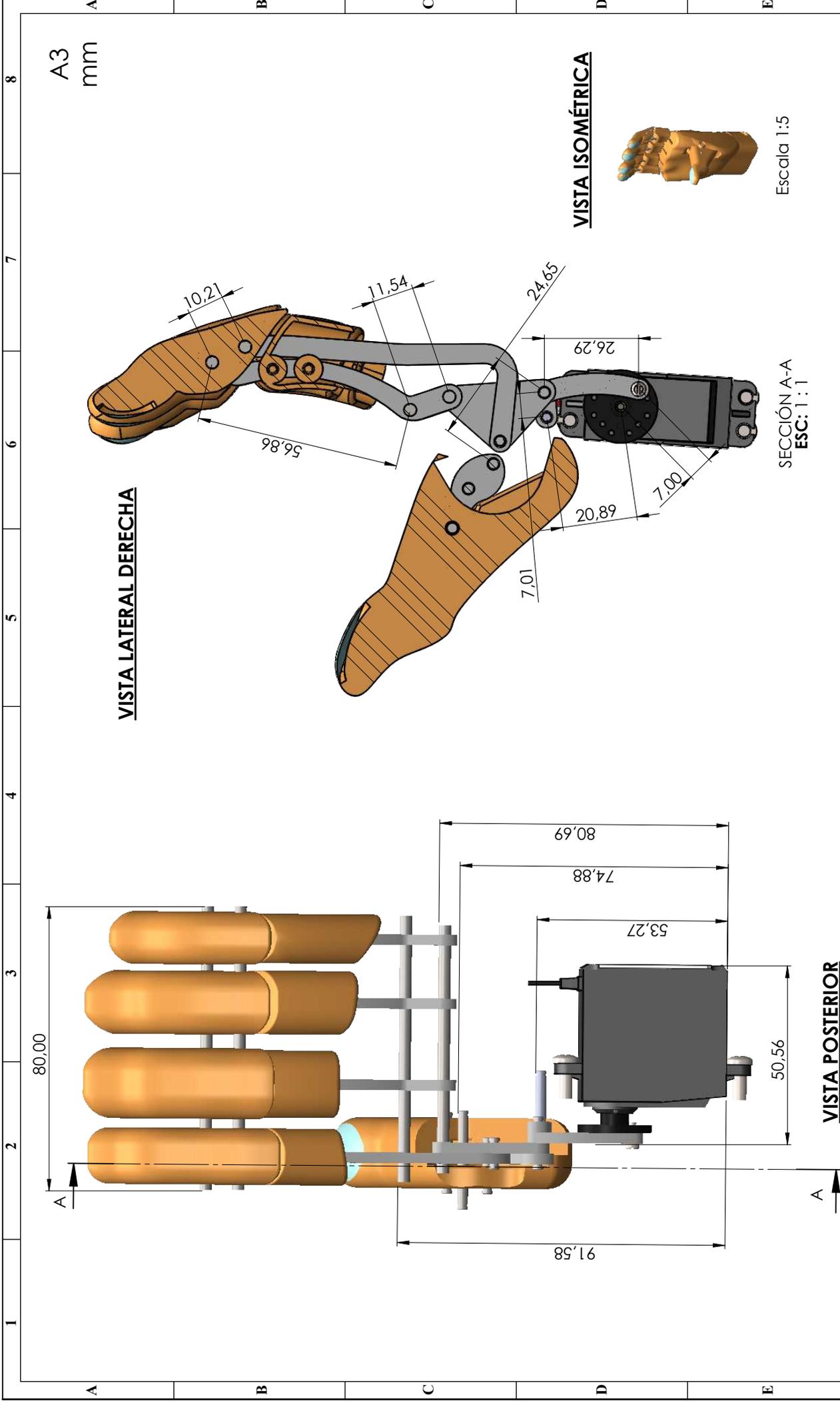
1. EL NÚMERO DE PIEZAS A FABRICAR ESTÁ INDICADO POR (Xx) EL VALOR EN LOS PARENTESIS.
2. PARA LA FABRICACION SE UTILIZA IMPRESIÓN 3D CON FILAMENTO (PLA).

<b>N° Lámina:</b> 2 de 10	<b>N° Hojas:</b> 1 de 2	<b>Sustitución:</b> -	<b>Codificación:</b> FM-CM-PIC-P-001-03-2023
<b>Electrónica:</b> 0987467343 / 0960281829		<b>Denominación:</b>	
<b>Datos</b>		<b>PRÓTESIS DE MANO DERECHA</b>	
<b>Nombre</b>	<b>Fecha</b>		
Salto D.	2023/02/25		
Velasco M.	2023/03/02		
Ing. Escobar M.	2023/05/16		
Ing. Escobar M.	2023/06/07		
<b>Revisó</b>		<b>Materiales:</b> SEGUN DISEÑO	
<b>Aprobó</b>		<b>Nombre de archivo:</b> PRÓTESIS MANO DERECHA.sldprt	

<b>ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA CARRERA DE MECÁNICA</b>		<b>Registro</b>
<b>Peso [Kg]</b> 0.43	<b>Tolerancia</b> ±0.3 [mm]	<b>Escala</b> 1:2

ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA ESCUELA DE INGENIERÍA DE SALTO S.D. & SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY





<b>Nº Lámina:</b> 2 de 10		<b>Nº Hojas:</b> 2 de 2		<b>Sustitución:</b> -		<b>Codificación:</b> FM-CM-PIC-P-001-03-2023	
<b>Email:</b> edison.velasco@espoeh.edu.ec / david.saltes@espoeh.edu.ec				<b>Denominación:</b> PRÓTESIS DE MANO DERECHA			
<b>Teléfonos:</b> 0987467343 / 0960281829							
<b>Datos</b>	<b>Nombre</b>	<b>Firma</b>	<b>Fecha</b>				
<b>Proyectó</b>	Saltes D.		2023/02/25				
<b>Dibujó</b>	Velasco M.		2023/03/02				
<b>Revisó</b>	Ing. Escobar M.		2023/05/16				
<b>Aprobó</b>	Ing. Escobar M.		2023/06/07				
<b>Materiales:</b> SEGUN DISEÑO		<b>Nombre de archivo:</b> PRÓTESIS MANO DERECHA.sldprt					

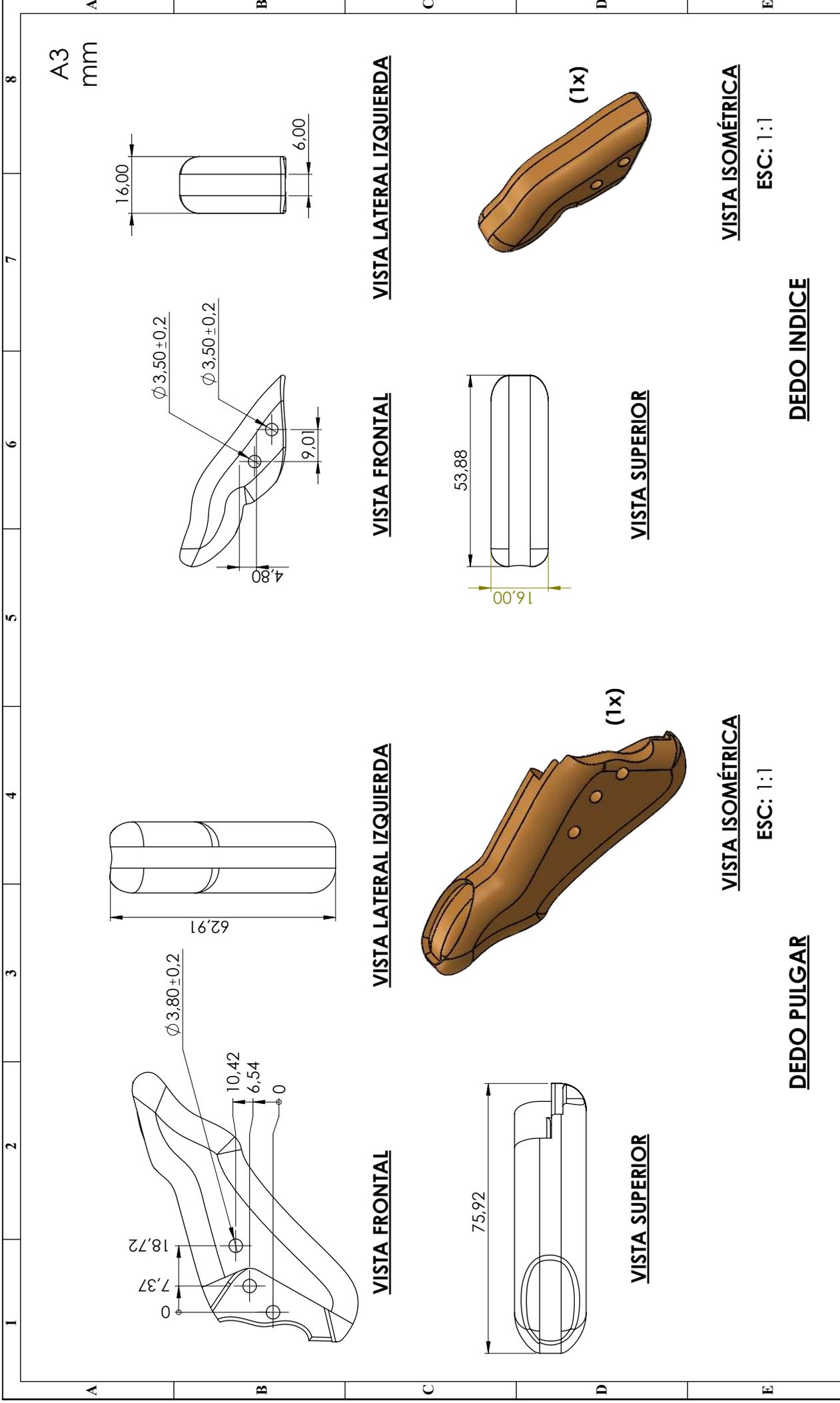
<b>ESPOCH</b>		<b>FACULTAD DE MECÁNICA</b>		<b>Registro</b>	
<b>CARRERA DE MECÁNICA</b>		<b>Escala</b>			
<b>Peso [Kg]</b>	0.43	<b>Tolerancia</b>	±0.3 [mm]	<b>Escala</b>	1:1

ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE ESPOCH. QUITAR ESTE DOCUMENTO DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE SALTOS D. & VELASCO M. CUALQUIER TIPO DE REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY

**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).

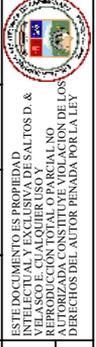




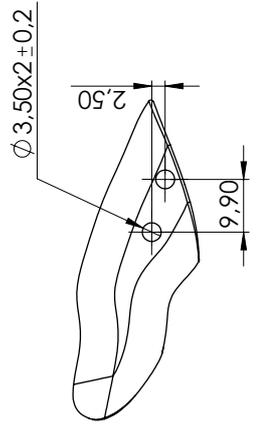
**NOTAS GENERALES**

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.

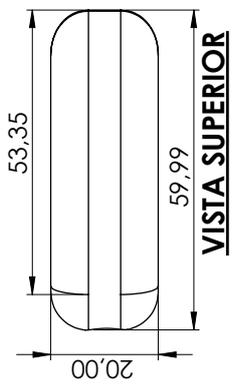
<b>Nº Lámina:</b> 4 de 10 <b>Nº Hojas:</b> 1 de 1 <b>Email:</b> edison.velasco@espoch.edu.ec / david.saltes@espoch.edu.ec <b>Teléfonos:</b> 0987467343 / 0960281829	<b>Sustitución:</b> - <b>Denominación:</b>	<b>Codificación:</b> FM-CIM-PI-C-P-001-03-2023		<b>ESPOCH</b> <b>FACULTAD DE MECÁNICA</b> <b>CARRERA DE MECÁNICA</b> <b>Registro</b>
		<b>ESCALA DE MECÁNICA</b> <b>Registro</b>		
<b>Datos</b>		<b>Peso [Kg]</b> 0.038	<b>Tolerancia</b> ±0.3 [mm]	<b>Escala</b> 1:1
<b>Nombre</b> Saltes D.	<b>Fecha</b> 2023/02/25	<b>PULGAR &amp; INDICE</b>		
<b>Proyectó</b> Saltes D.	<b>Dibujó</b> Velasco M.	<b>Materiales:</b> Filamento PLA		
<b>Revisó</b> Ing. Escobar M.	<b>Aprobó</b> Ing. Escobar M.	<b>Nombre de archivo:</b> Pulgar.sldprt		



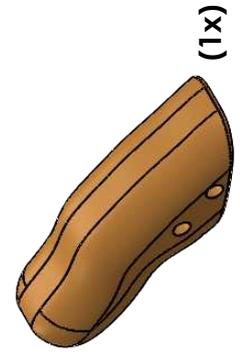
ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DE CUENCA. QUITAR, REPRODUCIR, COPIAR, REPRODUCIR TOTAL O PARCIAL, NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.



**VISTA FRONTAL**

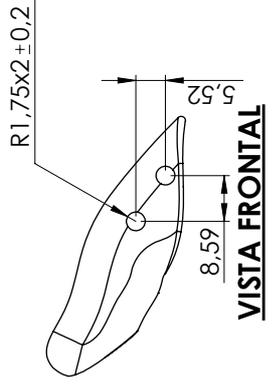


**VISTA SUPERIOR**

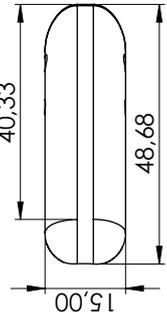


**VISTA ISOMÉTRICA**

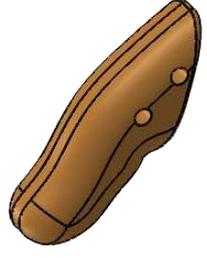
ESC: 1:1



**VISTA FRONTAL**

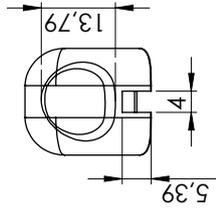


**VISTA SUPERIOR**

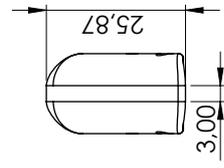


**VISTA ISOMÉTRICA**

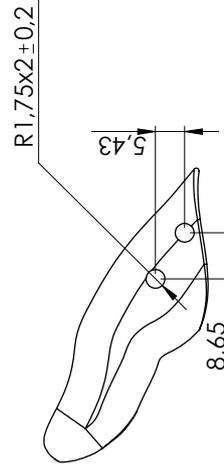
ESC: 1:1



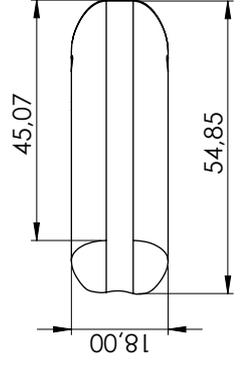
**VISTA LATERAL IZQUIERDA**



**VISTA LATERAL IZQUIERDA**



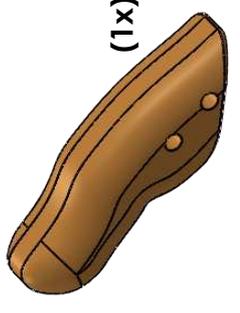
**VISTA FRONTAL**



**VISTA SUPERIOR**

DEDO ANULAR

ESC: 1:1



**VISTA ISOMÉTRICA**

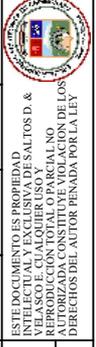
A3  
mm

**VISTA LATERAL IZQUIERDA**

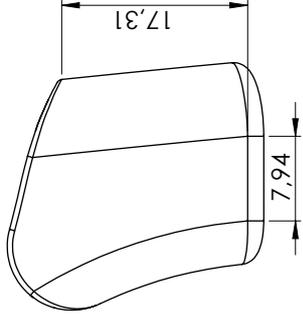
**NOTAS GENERALES**

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

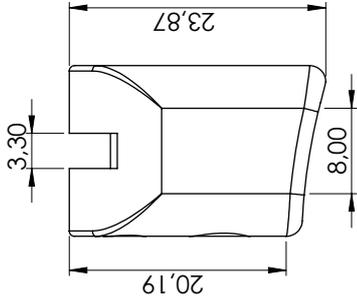
<b>Nº Lámina:</b> 5 de 10 <b>Nº Hojas:</b> 1 de 1 <b>Sustitución:</b> - Email: edison.velasco@espoeh.edu.ec / david.salas@espoeh.edu.ec Teléfonos: 0987467343 / 0960281829		<b>Codificación:</b> FM-CIME-PIC-P-001-03-2023 <b>Denominación:</b>	
<b>Datos</b>		<b>ESPOCH</b> <b>FACULTAD DE MECÁNICA</b> <b>CARRERA DE MECÁNICA</b>	
<b>Nombre:</b> Salas D.	<b>Firma:</b>	<b>Tolerancia:</b> Escala	<b>Registro:</b>
<b>Proyecto:</b> Saltos D.	<b>Fecha:</b> 2023/02/25	<b>Peso [Kg]:</b> 0.119	<b>Escala:</b> 1:1
<b>Dibujó:</b> Velasco M.	<b>Fecha:</b> 2023/03/02	<b>Corazón, ANULAR &amp; MENIQUE</b>	
<b>Revisó:</b> Ing. Escobar M.	<b>Fecha:</b> 2023/05/16	<b>Materiales:</b> Filamento PLA	
<b>Aprobó:</b> Ing. Escobar M.	<b>Fecha:</b> 2023/06/07	<b>Nombre de archivo:</b> Corazón.sldprt	



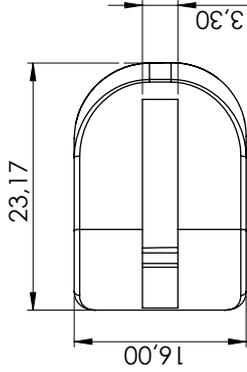
ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DE SALTOS D. & VELASCO. CUALQUIER TIPO DE REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.



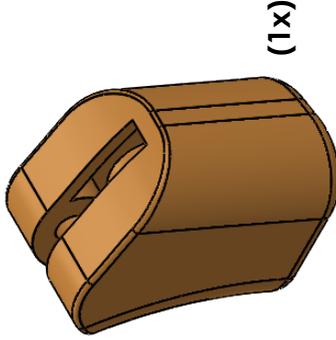
**VISTA FRONTAL**



**VISTA LATERAL IZQUIERDA**



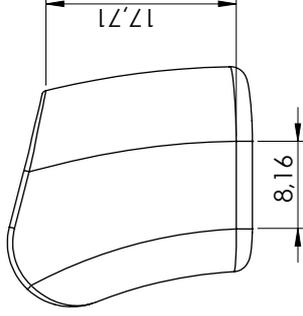
**VISTA SUPERIOR**



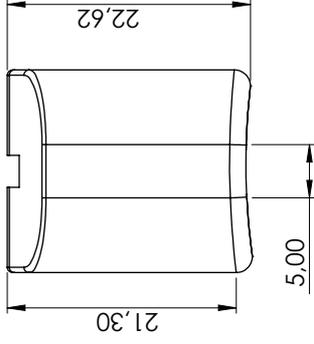
**VISTA ISOMÉTRICA**

ESC: 2:1

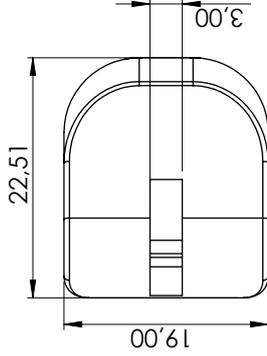
**F. INDICE**



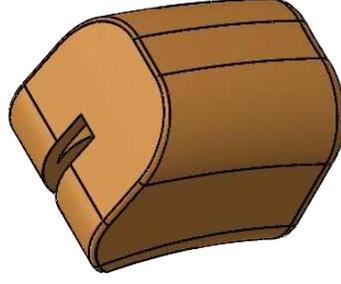
**VISTA FRONTAL**



**VISTA LATERAL IZQUIERDA**



**VISTA SUPERIOR**



**VISTA ISOMÉTRICA**

ESC: 2:1

**F. MEDIO**

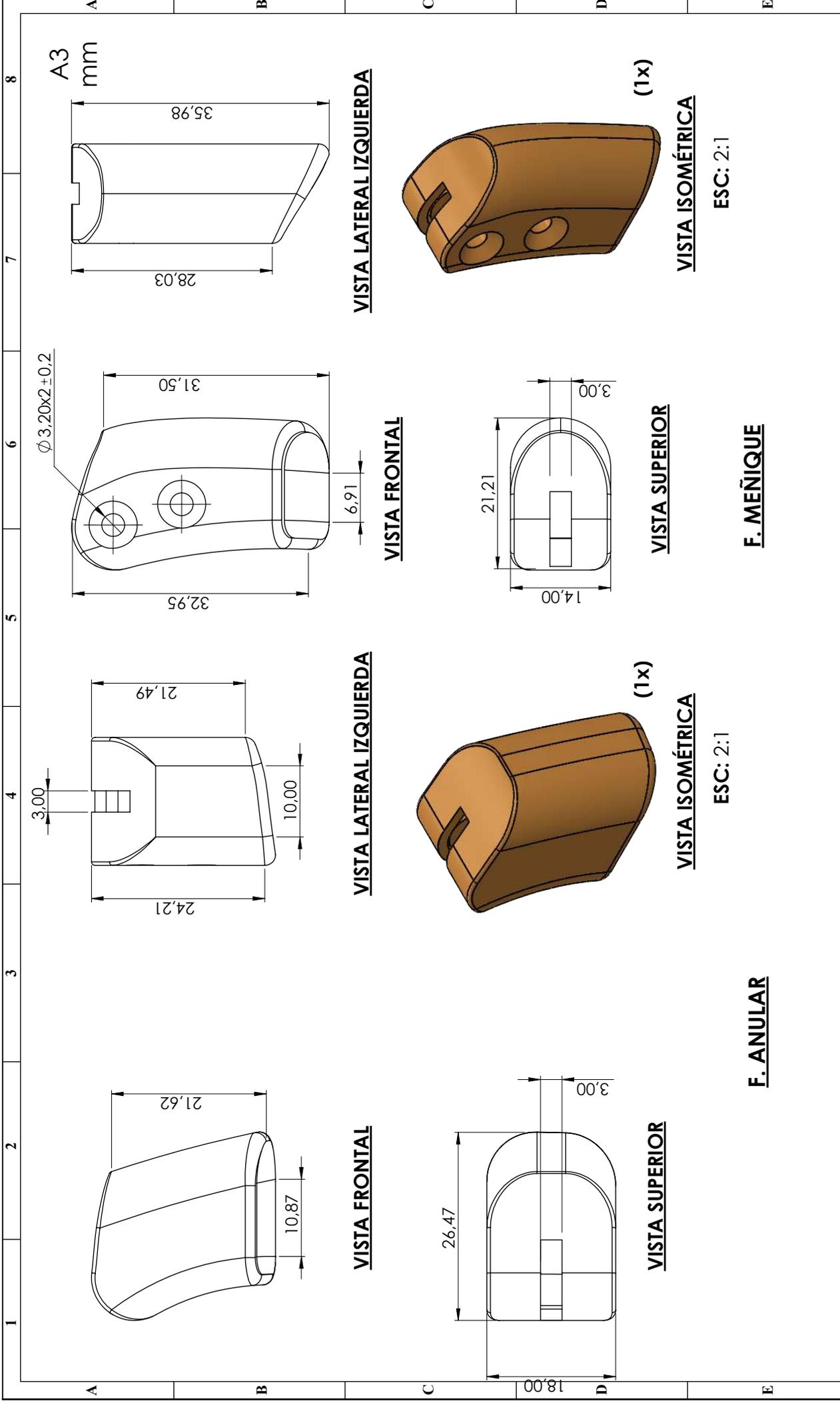
**NOTAS GENERALES**

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

<b>Nº Lámina:</b> 6 de 10	<b>Nº Hojas:</b> 1 de 1	<b>Sustitución:</b> -	<b>Codificación:</b> FM-CIM-PI-C-P-001-03-2023
Email: edison.velasco@espoch.edu.ec / david.saltes@espoch.edu.ec		<b>Denominación:</b>	
Teléfonos: 0987467343 / 0960281829		<b>F. INDICE &amp; F. MEDIO</b>	
<b>Datos</b>	<b>Nombre</b>	<b>Firma</b>	<b>Fecha</b>
Proyectó	Saltes D.		2023/02/25
Dibujó	Velasco M.		2023/03/02
Revisó	Ing. Escobar M.		2023/05/16
Aprobó	Ing. Escobar M.		2023/06/07

<b>ESPOCH</b>		<b>REGISTRO</b>	
<b>FACULTAD DE MECÁNICA</b>		<b>ESCALA</b>	
<b>CARRERA DE MECÁNICA</b>		<b>TOLERANCIA</b>	
<b>Peso [Kg]</b>	<b>Tolerancia</b>	<b>Escala</b>	<b>Registro</b>
0.006	±0.3 [mm]	2:1	

ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DE SALTOS D. & V. VELASCO. CUALQUIER TIPO DE REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.



**F. ANULAR**

ESC: 2:1

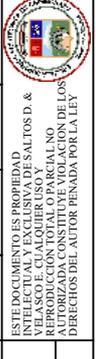
**F. MENIQUE**

ESC: 2:1

**NOTAS GENERALES**

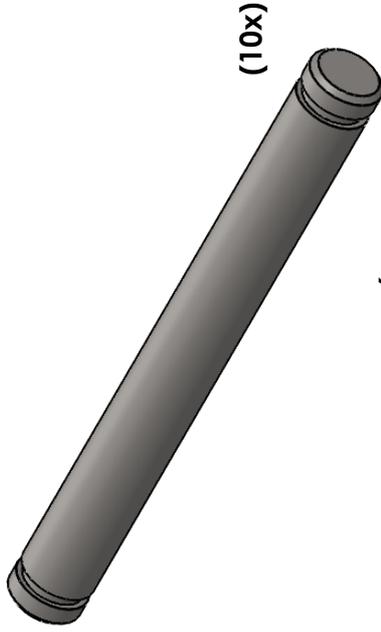
1. TODAS LAS MEDIDAS ESTAN EN MILÍMETROS [PULGADAS], A MENOS QUE SE INDIQUE LO CONTRARIO.
2. EL NÚMERO DE PIEZAS A FABRICAR ESTÁ INDICADO POR (Xx) EL VALOR EN LOS PARENTESIS.
3. PARA LA FABRICACIÓN SE UTILIZA IMPRESIÓN 3D CON FILAMENTO (PLA).

<b>Nº Lámina:</b> 7 de 10 <b>Nº Hojas:</b> 1 de 1 Email: edison.velasco@espoeh.edu.ec / david.saltes@espoeh.edu.ec Teléfonos: 0987467343 / 0960281829	<b>Sustitución:</b> - <b>Denominación:</b>	<b>Codificación:</b> FM-CIM-PC-P-001-03-2023	
		<b>F. ANULAR &amp; F. MENIQUE</b>	
<b>Datos</b>	<b>Nombre</b>	<b>Tolerancia</b>	<b>Registro</b>
<b>Proyectó</b> Saltes D.	<b>Firma</b>	<b>Escala</b>	<b>Registro</b>
<b>Dibujó</b> Velasco M.	<b>Fecha</b>	<b>±0.3 [mm]</b>	<b>2:1</b>
<b>Revisó</b> Ing. Escobar M.	<b>2023/02/25</b>	<b>Materiales:</b> Filamento PLA	
<b>Aprobó</b> Ing. Escobar M.	<b>2023/03/02</b>	<b>Nombre de archivo:</b> F.Anular.sldprt	
<b>2023/05/16</b>	<b>2023/06/07</b>	<b>ESPOCH</b> <b>FACULTAD DE MECÁNICA</b> <b>CARRERA DE MECÁNICA</b>	



ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DE SALTOS D. & VUELCO. CUALQUIER TIPO DE REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY

A3  
mm

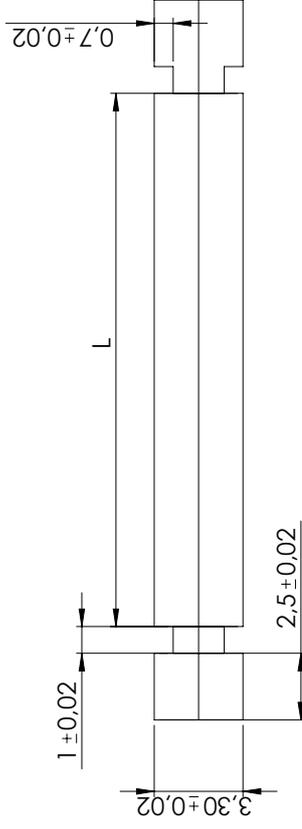


**VISTA ISOMÉTRICA**

ESC: 1:1

**Especificaciones de pasadores a mecanizar**

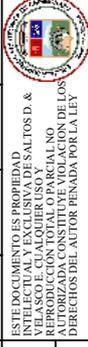
Denominación	Longitud ( L )mm	Cantidad	Ajuste
DOBLE	6	1	F8h9
E. ROTOR	16	1	H7f7
E. PULGAR_1	20	1	F8h9
E. PULGAR_2	25	1	H7f7
E. PULGAR_3	13	1	F8h9
EJE 70mm	65	1	F8h9
EJE 75mm	70	1	H7f7
EJE 85mm	80	2	F8h9 / H7f7
CUADRUPLÉ	12	1	F8h9



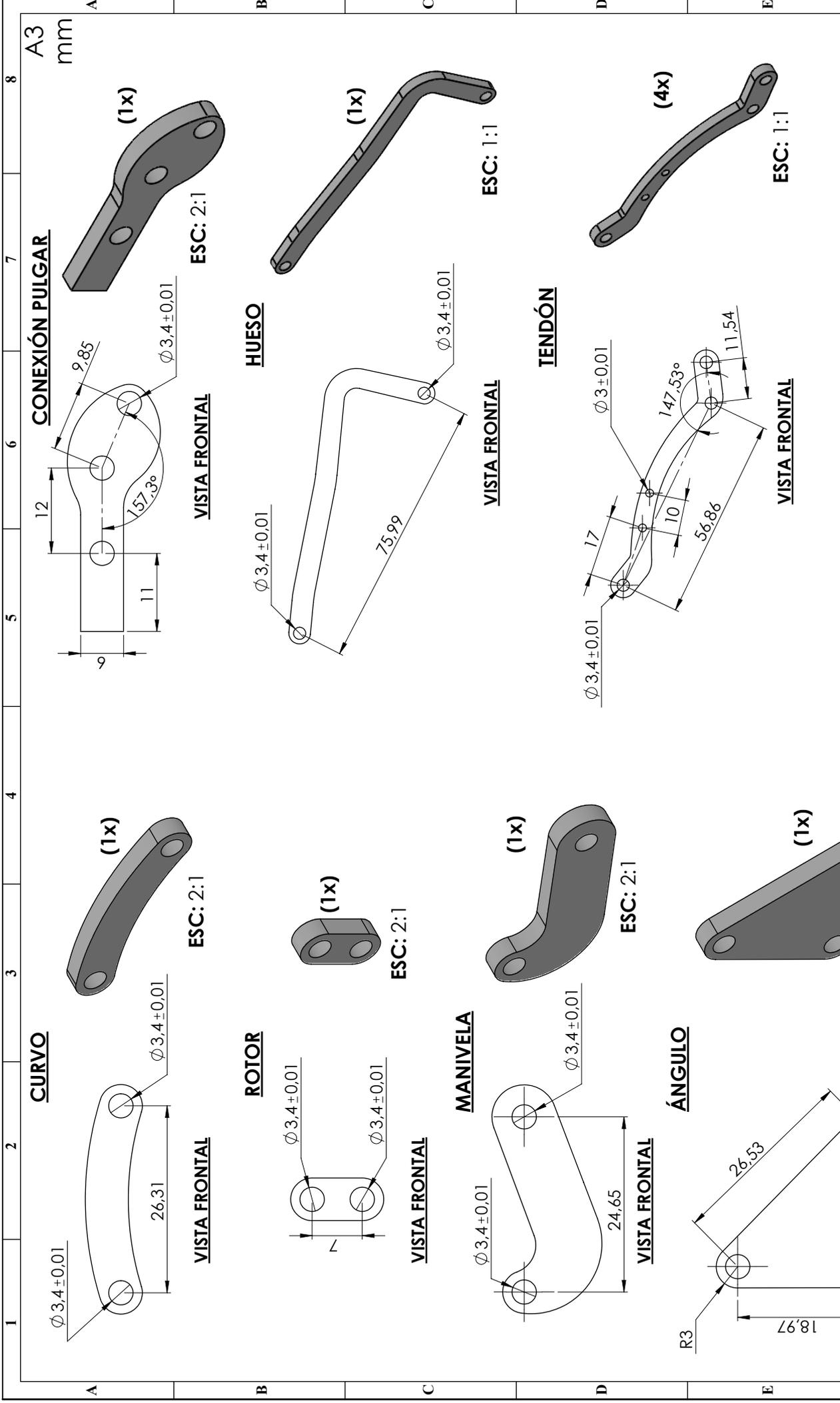
**NOTAS GENERALES**

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 MECANIZACIÓN SE UTILIZA UN ACERO 1018.
4. SE DEBE CONSIDERAR QUE LA DIMENSIÓN DE LA LONGITUD ES LA VARIABLE A CONSIDERAR AL MECANIZAR LOS PASADORES.

<b>Nº Lámina:</b> 8 de 10 <b>Nº Hojas:</b> 1 de 1 Email: edison.velasco@espoch.edu.ec / david.saltes@espoch.edu.ec Teléfonos: 0987467343 / 0960281829	<b>Sustitución:</b> -	<b>Codificación:</b> FM-CIM-PI-C-P-001-03-2023 <b>Denominación:</b> PASADORES	
		<b>Datos</b>	<b>Registro</b>
<b>Nombre:</b> Saltes D. <b>Proyectó:</b> Velasco M.	<b>Firma:</b>	<b>Tolerancia:</b> ±0.02 [mm]	<b>Escala:</b> 1:1
<b>Fecha:</b> 2023/02/25 <b>Dibujó:</b> Velasco M. <b>Revisó:</b> Ing. Escobar M.	<b>Fecha:</b> 2023/03/02 <b>Revisó:</b> 2023/05/16	<b>Materiales:</b> Acero 1018 <b>Nombre de archivo:</b> PROTESIS MANO DERECHA.sldprt	
<b>Aprobó:</b> Ing. Escobar M.	<b>Fecha:</b> 2023/06/07	<b>ESPOCH</b> <b>FACULTAD DE MECÁNICA</b> <b>CARRERA DE MECÁNICA</b>	



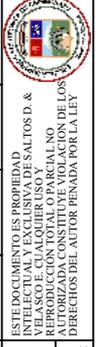
ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DE SALTOS D. & VELASCO. CUALQUIER TIPO DE REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.



<b>Nº Lámina:</b> 9 de 10		<b>Sustitución:</b> -		<b>Codificación:</b> FM-CIM-PI-C-P-001-03-2023	
<b>Nº Hojas:</b> 1 de 1		<b>Denominación:</b> ES LABONES		<b>Registro</b>	
<b>Email:</b> edison.velasco@espoeh.edu.ec / david.saltes@espoeh.edu.ec		<b>Fecha:</b> 2023/02/25		<b>Escala:</b> 2:1	
<b>Teléfonos:</b> 0987467343 / 0960281829		<b>Firma:</b>		<b>Tolerancia:</b> $\pm 0,01$ [mm]	
<b>Datos</b>	<b>Nombre</b>	<b>Proyecto</b>	<b>Fecha</b>	<b>Material</b>	<b>Registro</b>
	Saltes D.		2023/03/02	Acrílico	
<b>Proyectó</b>	Saltes D.	<b>Dibujó</b>	Velasco M.	<b>Nombre de archivo:</b>	
<b>Revisó</b>	Ing. Escobar M.	<b>Revisó</b>	Ing. Escobar M.	PROTESIS MANO DERECHA.sldprt	
<b>Aprobó</b>	Ing. Escobar M.	<b>Aprobó</b>	Ing. Escobar M.		

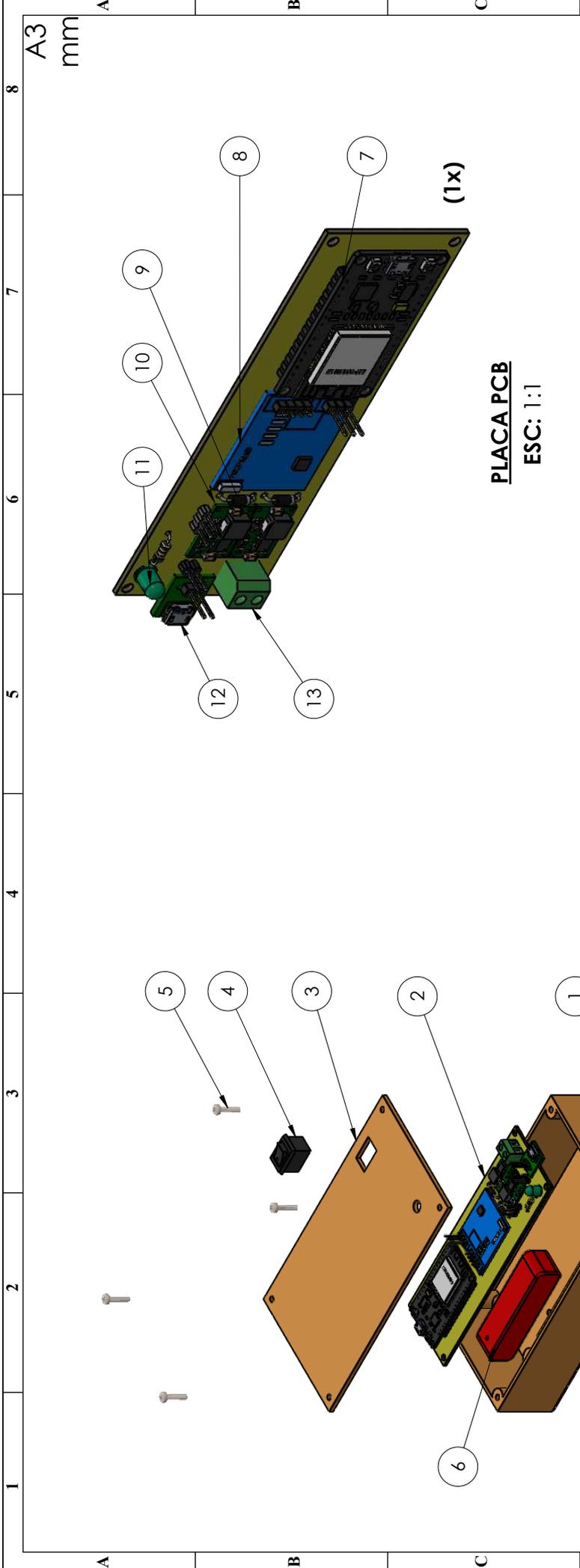
**NOTAS GENERALES**

- TODAS LAS MEDIDAS ESTAN EN MILÍMETROS [PULGADAS]. A MENOS QUE SE INDIQUE LO CONTRARIO.
- EL NÚMERO DE PIEZAS A FABRICAR ESTÁ INDICADO POR (X) EL VALOR EN LOS PARÉNTESIS.

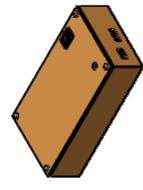


**ESPOCH**  
**FACULTAD DE MECÁNICA**  
**CARRERA DE MECÁNICA**

ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE INGENIERÍA DE SALINAS (ESPOCH). SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.



**VISTA EXPLOSIONADA**  
ESC: 1:2



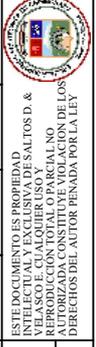
**VISTA ISOMÉTRICA**  
ESC: 1:5

**NOTAS GENERALES**

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

Nº de pieza	Denominación	Norma/Dibujo	Nº de Sustitución:	Material	Nº de orden	Modelo/Semiproducto	Peso	Observación
1	BORNERA			Varios	13	W237-102	0.001	Catálogo
1	PUERTO USB			Varios	12	CON_USB8	0.001	Catálogo
1	FOCO LED			Varios	11	LED5MM	0.001	Catálogo
2	CONVERTIDOR DC			Varios	10	MP2307-MINI 360	0.001	Catálogo
2	DIODOS			Varios	9	DO41-10	0.001	Catálogo
1	SENSOR JOINT OYMOTION			Varios	8	OYMOTION	0.002	Catálogo
1	TARJETA ESP32			Varios	7	ESP32 DEVKITV1	0.004	Catálogo
1	BATERÍA			Varios	6	ESP32 DEVKITV1	0.020	Catálogo
4	TORNILLO C1			ASTM A307-A	5	Diám. 3"x13mm	0.001	Catálogo
1	PULSADOR			Varios	4		0.029	Catálogo
1	TAPA DE CAJA			Filamento (PLA)	3		0.017	Impresión 3D
1	PLACA PCB			Varios	2		0.016	Mecanizado CNC
1	BASE DE CAJA			Filamento (PLA)	1		0.063	Impresión 3D
Nº de pieza	Denominación	Norma/Dibujo	Nº de Sustitución:	Material	Nº de orden	Modelo/Semiproducto	Peso	Observación
Nº de Lámina: 10 de 10	Nº de Hojas: 1 de 1							
Email: edison.velasco@espoeh.edu.ec / david.saltos@espoeh.edu.ec				Codificación:				
Teléfonos: 0987467343 / 0960281829				Denominación:				
				FM-CM-PIC-P-001-03-2023				

ESPOCH		FACULTAD DE MECÁNICA		CARRERA DE MECÁNICA	
Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro		
0.43	±0.3 [mm]	1:2			
<b>CAJA DE CONTROL</b>					
<b>Materiales:</b> SEGUN DISEÑO					
<b>Nombre de archivo:</b> Sistema Electrónico.sldprt					



ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA FACULTAD DE MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DEL CANTÓN DE SALTOS D. & C. CUALQUIER USO, REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY