



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE MECÁNICA**  
**CARRERA MECÁNICA**

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS  
FUNCIONAL PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL DE  
DOS GRADOS DE LIBERTAD, CON SEÑAL MIOELECTRICA Y  
ACCIONAMIENTO MOTORIZADO.”**

**Trabajo de Integración Curricular**

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

**INGENIERO MECÁNICO**

**AUTORES:**

ADRIÁN ERNESTO GUERRERO DREHER

ALEX GUSTAVO TENELANDA QUISHPI

Riobamba – Ecuador

2022



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE MECÁNICA**  
**CARRERA MECÁNICA**

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS  
FUNCIONAL PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL DE  
DOS GRADOS DE LIBERTAD, CON SEÑAL MIOELECTRICA Y  
ACCIONAMIENTO MOTORIZADO.”**

**Trabajo de Integración Curricular**

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

**INGENIERO MECÁNICO**

**AUTORES:** ADRIÁN ERNESTO GUERRERO DREHER

ALEX GUSTAVO TENELANDA QUISHPI

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

Riobamba – Ecuador

2022

© 2022, Adrián Ernesto Guerrero Dreher & Alex Gustavo Tenelanda Quishpi

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 de Autor.

Nosotros, ADRIÁN ERNESTO GUERRERO DREHER & ALEX GUSTAVO TENELANDA QUISHPI, 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, 10 de agosto de 2022



**Adrián Ernesto Guerrero Dreher**  
**172479167-6**



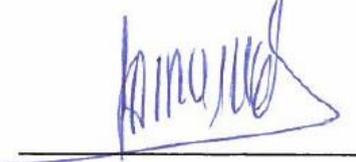
**Alex Gustavo Tenelanda Quishpi**  
**060470866-9**

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE MECÁNICA**

**CARRERA MECÁNICA**

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El Trabajo de Integración Curricular: Tipo: Proyecto Técnico, “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS FUNCIONAL PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL DE DOS GRADOS DE LIBERTAD, CON SEÑAL MIOELECTRICA Y ACCIONAMIENTO MOTORIZADO**”, realizado por los señores: **ADRIÁN ERNESTO GUERRERO DREHER** y **ALEX GUSTAVO TENELANDA QUISHPI**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de 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>
Ing. Edwin Fernando Viteri Núñez <b>PRESIDENTE DEL TRIBUNAL</b>		2022-08-10
Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba <b>DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR</b>		2022-08-10
Ing. Geovani Guillermo Novillo Andrade <b>MIEMBRO DEL TRIBUNAL</b>		2022-08-10

## **DEDICATORIA**

Dedico este trabajo a Dios, a mis padres

## **AGRADECIMIENTO**

Gracias a mi familia quienes, a pesar de todas las dificultades me apoyaron en todo. A todas las personas que directa o indirectamente contribuyeron a mi investigación. Y a la Carrera de Mecánica, por todos los conocimientos brindados.

Alex

Gracias a mi familia quienes, a pesar de todas las dificultades me apoyaron en todo. A todas las personas que directa o indirectamente contribuyeron a mi investigación. Y a la Carrera de Mecánica, por todos los conocimientos brindados.

Adrián

## TABLA DE CONTENIDO

INDICE DE TABLAS.....	x
INDICE DE FIGURAS.....	xii
INDICE DE GRAFICOS.....	xviii
INDICE DE ANEXOS .....	xx
RESUMEN.....	xxi
SUMARY .....	xxii
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO I.....	2
1. <b>DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA</b> .....	2
1.1 <b>Antecedentes</b> .....	2
1.2 <b>Delimitación</b> .....	2
1.2.1 <i>Delimitación espacial</i> .....	2
1.2.2 <i>Delimitación sectorial</i> .....	3
1.3 <b>Formulación del problema</b> .....	3
1.4 <b>Objetivos</b> .....	3
1.4.1 <i>Objetivo general</i> .....	3
1.4.2 <i>Objetivos específicos</i> .....	3
CAPÍTULO II.....	4
2. <b>Revisión de la literatura o fundamentos teóricos</b> .....	4
2.1 <b>Prótesis en la actualidad</b> .....	4
2.2 <b>Anatomía de la mano humana</b> .....	4
2.2.1 <i>Músculos de la mano humana</i> .....	5
2.2.2 <i>Movilidad de los dedos</i> .....	6
2.3 <b>Estética y ergonomía en prótesis</b> .....	6
2.3.1 <i>La mano biótica CyberHand</i> .....	6
2.3.2 <i>Prótesis de Ecuaprótesis 3D</i> .....	7
2.4 <b>Sistema de Control Arduino</b> .....	8
2.5 <b>Electromiografía (EMG)</b> .....	8
2.6 <b>Tipos de Sensores</b> .....	9
2.6.1. <i>Muscle Sensor V3</i> .....	9

2.6.2	<i>Sensor Muscular MyoWare</i> .....	10
2.7	<b>Modelado 3D</b> .....	10
2.7.1	<i>Definición</i> .....	10
2.7.3	<i>Software 3D</i> .....	11
2.8	<b>Programas CAD</b> .....	11
2.8.1	<i>Solidworks</i> .....	11
2.9	<b>Máquinas y mecanismos</b> .....	12
2.9.1	<i>Diagrama cinemático</i> .....	13
2.9.2	<i>Grados de libertad</i> .....	13
2.10	<b>Impresión 3D</b> .....	14
2.10.1	<i>Impresión 3D en la industria</i> .....	14
2.10.2	<i>Aplicación de impresión 3D</i> .....	15
2.11	<b>Materiales</b> .....	15
2.11.1	<i>PLA</i> .....	15
2.11.2	<i>Resina ingenieril</i> .....	15
2.12	<b>Servomotores</b> .....	16
2.12.1	<i>Micro servomotor SG90 9G</i> .....	16
2.12.2	<i>Metal Gear Servo MG90S</i> .....	17
<b>CAPÍTULO III</b> .....		18
3.	<b>MARCO METODOLÓGICO</b> .....	18
3.1	<b>Metodología del diseño</b> .....	18
3.2	<b>Definición del producto</b> .....	18
3.2.1	<i>Función casa de la calidad</i> .....	18
3.2.1.1	<i>Voz del usuario</i> .....	19
3.2.1.2	<i>Voz del ingeniero</i> .....	19
3.2.2	<i>Resultados casa de la calidad</i> .....	21
3.2.2.1	<i>Mecanismo</i> .....	21
3.2.2.2	<i>Materiales</i> .....	21
3.2.2.3	<i>Estructura</i> .....	21
3.2.2.4	<i>Dimensiones</i> .....	21
3.3	<b>Diseño conceptual</b> .....	21
3.3.1	<i>Evaluación de la estructura funcional</i> .....	21
3.3.2	<i>Evaluación de la estructura modular</i> .....	22
3.3.2.1	<i>Nivel I</i> .....	22

3.3.2.2	<i>Nivel II</i> .....	22
<b>3.3.3</b>	<b><i>Alternativas de solución módulo 1</i></b> .....	<b>23</b>
3.3.3.1	<i>Colocación de prótesis</i> .....	23
3.3.3.2	<i>Ajuste de prótesis</i> .....	24
<b>3.3.4</b>	<b><i>Evaluación de soluciones módulo 1</i></b> .....	<b>24</b>
<b>3.3.5</b>	<b><i>Alternativas de solución módulo 2</i></b> .....	<b>26</b>
3.3.5.1	<i>Sistema de operación</i> .....	27
3.3.5.2	<i>Sistema de movilidad</i> .....	27
<b>3.3.6</b>	<b><i>Evaluación de soluciones módulo</i></b> .....	<b>28</b>
<b>3.3.7</b>	<b><i>Alternativas de solución módulo 3</i></b> .....	<b>30</b>
3.3.7.1	<i>Sistema de control</i> .....	30
3.3.7.2	<i>Controladores</i> .....	31
3.3.8	<i>Evaluación de soluciones módulo 3</i> .....	31
<b>3.4</b>	<b><i>Diseño y construcción del prototipo</i></b> .....	<b>34</b>
<b>3.4.1</b>	<b><i>Análisis cinemático</i></b> .....	<b>34</b>
3.4.1.1	<i>Comportamiento de los dedos</i> .....	34
3.4.1.2	<i>Comportamiento del pulgar</i> .....	35
<b>3.4.2</b>	<b><i>Modelado 3D en Solidworks</i></b> .....	<b>36</b>
3.4.2.1	<i>Diseño de los dedos</i> .....	36
3.4.2.2	<i>Diseño preliminar de la palma</i> .....	38
3.4.2.3	<i>Diseño del pulgar</i> .....	39
3.4.2.4	<i>Diseño de Socket</i> .....	40
<b>3.4.3</b>	<b><i>Impresión 3D del diseño preliminar</i></b> .....	<b>42</b>
<b>3.4.4</b>	<b><i>Análisis cinámico con software MSC Adams</i></b> .....	<b>48</b>
3.4.4.1	<i>Simulación del dedo índice</i> .....	48
3.4.4.2	<i>Simulación del pulgar</i> .....	53
3.4.4.3	<i>Simulación del dedo medio</i> .....	58
3.4.4.4	<i>Simulación del dedo anular</i> .....	60
3.4.4.5	<i>Simulación del dedo meñique</i> .....	63
<b>3.5</b>	<b><i>Selección de material por medio de software CES EDUPACK</i></b> .....	<b>65</b>
<b>3.6</b>	<b><i>Análisis estático en Ansys</i></b> .....	<b>66</b>
3.6.1	<i>Simulación de los dedos</i> .....	69
3.6.2	<i>Simulación del pulgar</i> .....	80
3.6.3	<i>Reacciones de los puntos de apoyo en los nudillos.</i> .....	89

3.6.4	<i>Simulación de los nudillos</i> .....	94
3.7	<b>Deformación y factor de seguridad de la palma de la prótesis</b> .....	101
3.8	<b>Impresión 3D con Resina ingenieril de prototipo final</b> .....	102
3.9	<b>Sistema electrónico</b> .....	107
3.9.1	<i>Módulo de sensor muscular (EMG)</i> .....	107
3.9.2	<i>Servos motores</i> .....	108
3.9.2.1	<i>Código fuente</i> .....	109
3.10	<b>Análisis de Costos</b> .....	111
3.10.1	<i>Costos Directos</i> .....	111
<b>CAPÍTULO IV</b> .....		113
4.	<b>RESULTADOS</b> .....	113
4.1	<b>Señal Mioeléctrica</b> .....	113
4.2	<b>Ergonomía</b> .....	114
4.3	<b>Prototipo</b> .....	115
4.4	<b>Prueba de movilidad de los dedos</b> .....	116
4.5	<b>Pruebas de funcionamiento</b> .....	117
<b>CONCLUSIONES</b> .....		119
<b>RECOMENDACIONES</b> .....		120
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>		
<b>ANEXOS</b>		

## INDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-3:</b>	Soluciones módulo 1.....	23
<b>Tabla 2-3:</b>	Alternativas colocación de prótesis .....	24
<b>Tabla 3-3:</b>	Alternativas ajuste de prótesis .....	24
<b>Tabla 4-3:</b>	Análisis criterios módulo 1 .....	25
<b>Tabla 5-3:</b>	Análisis para seguridad.....	25
<b>Tabla 6-3:</b>	Análisis para ergonomía .....	25
<b>Tabla 7-3:</b>	Análisis para precio .....	25
<b>Tabla 8-3:</b>	Resultados de análisis módulo 1 .....	26
<b>Tabla 9-3:</b>	Soluciones módulo 2.....	26
<b>Tabla 10-3:</b>	Alternativas sistema de operación .....	27
<b>Tabla 11-3:</b>	Alternativas sistema de movilidad.....	27
<b>Tabla 12-3:</b>	Análisis criterios módulo 2 .....	28
<b>Tabla 13-3:</b>	Análisis para peso.....	28
<b>Tabla 14-3:</b>	Análisis de eficiencia.....	28
<b>Tabla 15-3:</b>	Análisis de disponibilidad.....	29
<b>Tabla 16-3:</b>	Análisis de precio .....	29
<b>Tabla 17-3:</b>	Resultados de análisis módulo 2.....	29
<b>Tabla 18-3:</b>	Soluciones módulo 3.....	30
<b>Tabla 19-3:</b>	Alternativas sistema de control.....	30
<b>Tabla 20-3:</b>	Alternativas de controladores.....	31
<b>Tabla 21-3:</b>	Análisis criterios módulo 3 .....	32
<b>Tabla 22-3:</b>	Análisis para disponibilidad.....	32
<b>Tabla 23-3:</b>	Análisis para operatividad.....	32
<b>Tabla 24-3:</b>	Análisis para lenguaje de programación .....	33

<b>Tabla 25-3:</b>	Análisis para precio .....	33
<b>Tabla 26-3:</b>	Resultados de análisis módulo.....	33
<b>Tabla 27-3:</b>	Costos de materiales .....	111
<b>Tabla 28-3:</b>	Costos de equipos y herramientas.....	112
<b>Tabla 29-3:</b>	Costo directo total .....	112

## INDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-2:</b>	Huesos de la mano humana .....	5
<b>Figura 2-2:</b>	Músculos intrínsecos de la mano humana .....	5
<b>Figura 3-2:</b>	Movimiento de los dedos de la mano humana .....	6
<b>Figura 4-2:</b>	Mano CyberHand .....	6
<b>Figura 5-2:</b>	Prótesis 3D de mano, Ecuaprótesis 3D .....	7
<b>Figura 6-2:</b>	Prótesis 3D de brazo bajo de codo. ....	7
<b>Figura 7-2:</b>	Arduino .....	8
<b>Figura 8-2:</b>	Señal de electromiografía cruda .....	9
<b>Figura 9-2:</b>	Muscle Sensor V3 .....	9
<b>Figura 10-2:</b>	Sensor Muscular MyoWare.....	10
<b>Figura 11-2:</b>	Plataforma de altura ajustable .....	12
<b>Figura 12-2:</b>	Mecanismos y estructuras de movilidad.....	13
<b>Figura 13-2:</b>	Mecanismos y estructuras de movilidad.....	13
<b>Figura 14-2:</b>	Mecanismos y estructuras de movilidad.....	14
<b>Figura 15-2:</b>	Material para impresión 3D PLA.....	16
<b>Figura 16-2:</b>	Frasco de resina ingenieril.....	16
<b>Figura 17-2:</b>	Micro Servo SG90 9.....	16
<b>Figura 18-2:</b>	Metal Gear Servo MG90S .....	17
<b>Figura 1-3:</b>	Método de diseño .....	18
<b>Figura 2-3:</b>	Caja negra prototipo prótesis.....	22
<b>Figura 3-3:</b>	Nivel I generalizada.....	22
<b>Figura 4-3:</b>	Nivel II módulos.....	23
<b>Figura 5-3:</b>	Solución módulo 1.....	34
<b>Figura 6-3:</b>	Solución módulo 2.....	29
<b>Figura 7-3:</b>	Solución módulo 1.....	34
<b>Figura 8-3:</b>	Prótesis en software 3D.....	34

<b>Figura 9-3:</b>	Vista de detalle (mano y dedo).....	34
<b>Figura 10-3:</b>	Esquema simplificado del mecanismo.....	35
<b>Figura 11-3:</b>	Vista de detalle (mecanismo pulgar) .....	35
<b>Figura 12-3:</b>	Esquema simplificado del mecanismo.....	36
<b>Figura 13-3:</b>	Partes del dedo índice (diseño).....	37
<b>Figura 14-3:</b>	Diseño de dedo índice .....	37
<b>Figura 15-3:</b>	Mecanismo de movimiento de los dedos mediante cilindros y servo motor .....	37
<b>Figura 16-3:</b>	Diseño preliminar de la palma .....	38
<b>Figura 17-3:</b>	Diseño de dedos acoplados a la palma .....	38
<b>Figura 18-3:</b>	Partes del dedo pulgar (diseño) .....	39
<b>Figura 19-3:</b>	Diseño de dedos y pulgar acoplados a la palma .....	39
<b>Figura 20-3:</b>	Diseño preliminar de la prótesis con tapas superiores .....	40
<b>Figura 21-3:</b>	Amputación .....	40
<b>Figura 22-3:</b>	Medidas de la amputación .....	41
<b>Figura 23-3:</b>	Medida de antebrazo.....	41
<b>Figura 24-3:</b>	Modelado del socket.....	42
<b>Figura 25-3:</b>	Modelado del Socket.....	42
<b>Figura 26-3:</b>	Impresora 3D.....	43
<b>Figura 27-3:</b>	Modelado 3D y construcción de ensamble de los dedos .....	43
<b>Figura 28-3:</b>	Ensamblado .....	44
<b>Figura 29-3:</b>	Modelado y construcción del ensamble de los cilindros en la palma.....	44
<b>Figura 30-3:</b>	Ensamblado de los dedos a la palma .....	45
<b>Figura 31-3:</b>	Modelado y construcción de los componentes del pulgar .....	45
<b>Figura 32-3:</b>	Modelado e impresión 3D del sistema piñón cremallera .....	46
<b>Figura 33-3:</b>	Modelado e impresión 3D del socket.....	46
<b>Figura 34-3:</b>	Colocación de cintas velcro en socket.....	47
<b>Figura 35-3:</b>	Prótesis preliminar ensamblada .....	47
<b>Figura 36-3:</b>	Simulación del movimiento del punto de interés del dedo índice .....	49

<b>Figura 37-3:</b>	Simulación del movimiento del punto de interés del dedo pulgar.....	54
<b>Figura 38-3:</b>	Simulación del movimiento del punto de interés del dedo medio.....	58
<b>Figura 39-3:</b>	Simulación del movimiento del punto de interés del dedo anular .....	60
<b>Figura 40-3:</b>	Simulación del movimiento del punto de interés del dedo meñique .....	63
<b>Figura 41-3.</b>	Importación del modelo de Solidworks al programa ANSYS,.....	66
<b>Figura 42-3:</b>	Área de contacto de agarre de los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique .....	67
<b>Figura 43-3:</b>	Mallado del mecanismo de los dedos .....	67
<b>Figura 44-3:</b>	Restricción de soporte cilíndrico .....	68
<b>Figura 45-3:</b>	Restricción de soporte sin fricción .....	68
<b>Figura 46-3:</b>	Momento ingresado.....	69
<b>Figura 47-3:</b>	Presión en la zona de contacto .....	69
<b>Figura 48-3:</b>	Deformación total de los dedos, levantando 10 kg de peso.....	70
<b>Figura 49-3:</b>	Esfuerzo equivalente de los dedos.....	70
<b>Figura 50-3:</b>	Esfuerzo equivalente manivela .....	71
<b>Figura 51-3:</b>	Factor de seguridad de manivela. ....	71
<b>Figura 52-3:</b>	Esfuerzo equivalente del pasador punto D del dedo índice.....	72
<b>Figura 53-3:</b>	Factor de seguridad del pasador punto D del dedo índice.....	72
<b>Figura 54-3:</b>	Esfuerzo equivalente del pasador punto D del dedo medio. ....	73
<b>Figura 55-3:</b>	Factor de seguridad del pasador punto D del dedo medio.....	73
<b>Figura 56-3:</b>	Esfuerzo equivalente del pasador punto D del dedo anular.....	74
<b>Figura 57-3:</b>	Factor de seguridad del pasador punto D del dedo anular.....	74
<b>Figura 58-3:</b>	Esfuerzo equivalente del pasador punto D del dedo meñique.....	75
<b>Figura 59-3:</b>	Factor de seguridad del pasador punto D del dedo meñique.....	75
<b>Figura 60-3:</b>	Esfuerzo equivalente de biela.....	76
<b>Figura 61-3:</b>	Factor de seguridad de biela.....	76
<b>Figura 62-3:</b>	Esfuerzo equivalente de la falange proximal del dedo índice. ....	77
<b>Figura 63-3:</b>	Factor de seguridad de la falange proximal del dedo índice. ....	77

<b>Figura 64-3:</b>	Esfuerzo equivalente de la falange proximal del dedo medio. ....	78
<b>Figura 65-3:</b>	Factor de seguridad de la falange proximal del dedo medio. ....	78
<b>Figura 66-3:</b>	Esfuerzo equivalente de la falange proximal del dedo anular. ....	79
<b>Figura 67-3:</b>	Factor de seguridad de la falange proximal del dedo anular. ....	79
<b>Figura 68-3:</b>	Esfuerzo equivalente del pin en el punto H del meñique. ....	80
<b>Figura 69-3:</b>	Factor de seguridad de la falange proximal pin en el punto H del dedo meñique .....	80
<b>Figura 70-3:</b>	Restricción de soporte cilindro en el piñón.....	81
<b>Figura 71-3:</b>	Restricción de soporte cilindro en el piñón.....	81
<b>Figura 72-3:</b>	Restricción de soporte fijo en el nudillo del pulgar.....	82
<b>Figura 73-3:</b>	Momento en eje del piñón.....	82
<b>Figura 74-3:</b>	Presión en la zona de contacto del pulgar.....	83
<b>Figura 75-3:</b>	Esfuerzo equivalente del dedo pulgar.....	83
<b>Figura 76-3:</b>	Deformación del dedo pulgar.....	84
<b>Figura 77-3:</b>	Esfuerzo equivalente del piñón.....	84
<b>Figura 78-3:</b>	Factor de seguridad del piñón.....	85
<b>Figura 79-3:</b>	Esfuerzo equivalente de cremallera.....	85
<b>Figura 80-3:</b>	Factor de seguridad de cremallera.....	86
<b>Figura 81-3:</b>	Esfuerzo equivalente del pin en el punto D.....	86
<b>Figura 82-3:</b>	Factor de seguridad del pin en el punto D.....	87
<b>Figura 83-3:</b>	Esfuerzo equivalente del pin en el punto E. ....	87
<b>Figura 84-3:</b>	Factor de seguridad del pin en el punto E. ....	88
<b>Figura 85-3:</b>	Esfuerzo equivalente del eslabón número 4. ....	88
<b>Figura 86-3:</b>	Factor de seguridad del eslabón número 4. ....	89
<b>Figura 87-3:</b>	Reacción en el punto A del mecanismo. ....	89
<b>Figura 88-3:</b>	Reacción en el punto F situado en el dedo meñique falange proximal .....	90
<b>Figura 89-3:</b>	Reacción en el punto G situado en el dedo meñique falange proximal. ....	90
<b>Figura 90-3:</b>	Reacción en el punto F situado en el dedo anular falange proximal. ....	91

<b>Figura 91-3:</b>	Reacción en el punto G situado en el dedo anular falange proximal. ....	91
<b>Figura 92-3:</b>	Reacción en el punto F situado en el dedo medio falange proximal. ....	92
<b>Figura 93-3:</b>	Reacción en el punto G situado en el dedo medio falange proximal. ....	92
<b>Figura 94-3:</b>	Reacción en el punto F situado en el dedo índice falange proximal. ....	93
<b>Figura 95-3:</b>	Reacción en el punto G situado en el dedo índice falange proximal. ....	93
<b>Figura 96-3:</b>	Restricción de soporte fijo en el nudillo .....	94
<b>Figura 97-3:</b>	Fuerza el orificio superior de nudillo.....	94
<b>Figura 98-3:</b>	Fuerza el orificio inferior de nudillo .....	95
<b>Figura 99-3:</b>	Deformación del apoyo ubicado en el nudillo del dedo meñique. ....	95
<b>Figura 100-3:</b>	Esfuerzo equivalente del apoyo ubicado en el nudillo del dedo meñique. ....	96
<b>Figura 101-3:</b>	Factor de seguridad del apoyo ubicado en el nudillo del dedo meñique. ....	96
<b>Figura 102-3:</b>	Deformación del apoyo ubicado en el nudillo del dedo anular. ....	97
<b>Figura 103-3:</b>	Esfuerzo equivalente del apoyo ubicado en el nudillo del dedo anular.....	97
<b>Figura 104-3:</b>	Factor de seguridad del apoyo ubicado en el nudillo del dedo anular.....	98
<b>Figura 105-3:</b>	Deformación del apoyo ubicado en el nudillo del dedo medio.....	98
<b>Figura 106-3:</b>	Esfuerzo equivalente del apoyo ubicado en el nudillo del dedo medio.....	99
<b>Figura 107-3:</b>	Factor de seguridad del apoyo ubicado en el nudillo del dedo medio. ....	99
<b>Figura 108-3:</b>	Deformación del apoyo ubicado en el nudillo del dedo índice. ....	100
<b>Figura 109-3:</b>	Esfuerzo equivalente del apoyo ubicado en el nudillo del dedo índice. ....	100
<b>Figura 110-3:</b>	Factor de seguridad del apoyo ubicado en el nudillo del dedo índice.....	101
<b>Figura 111-3:</b>	Esfuerzo equivalente de la palma de la mano. ....	101
<b>Figura 112-3:</b>	Factor de seguridad de la palma de la prótesis.....	101
<b>Figura 113-3:</b>	Diseño preliminar y Diseño final.....	102
<b>Figura 114-3:</b>	Impresora 3D.....	103
<b>Figura 115-3:</b>	Pieza en el programa Chutibok .....	103
<b>Figura 116 -3:</b>	Piezas impresas en impresora de resina.....	104
<b>Figura 117-3:</b>	Ensamble de los dedos .....	104
<b>Figura 118-3:</b>	Palma impresión 3D en resina .....	105

<b>Figura 119-3:</b>	Ensamble de dedos a la palma.....	105
<b>Figura 120-3:</b>	Ensamble del dedo pulgar en resina .....	106
<b>Figura 121-3:</b>	Piñón-cremallera .....	106
<b>Figura 122-3:</b>	Socket con nuevo color .....	107
<b>Figura 123-3:</b>	Módulo de sensor mioeléctrico.....	107
<b>Figura 124-3:</b>	Esquema del circuito .....	108
<b>Figura 125-3:</b>	Acople servo motor .....	108
<b>Figura 126-3:</b>	Código fuente (definición de entradas).....	109
<b>Figura 127-3:</b>	Código fuente (configuración de Baudrate) .....	109
<b>Figura 128-3:</b>	Visualización de valores de impulso muscular .....	110
<b>Figura 129-3:</b>	Configuración de giro del motor .....	110
<b>Figura 1-4:</b>	Señal mioeléctrica sin actividad muscular .....	113
<b>Figura 2-4:</b>	Señal mioeléctrica con actividad muscular .....	113
<b>Figura 3-4:</b>	Usuario.....	114
<b>Figura 4-4:</b>	Colocación de la prótesis al usuario .....	115
<b>Figura 5-4:</b>	Ensamble final de la mano, material resina epoxi .....	115
<b>Figura 6-4:</b>	Resultado final de la construcción, material resina epoxi .....	116
<b>Figura 7-4:</b>	Resultado final de la construcción, material resina epoxi.....	116
<b>Figura 8-4:</b>	Resultado final de la construcción, material resina epoxi.....	116
<b>Figura 9-4:</b>	Prototipo conectado a sensores mioeléctricos .....	117
<b>Figura 10-4:</b>	Prototipo conectado a sensores mioeléctricos .....	118
<b>Figura 11-4:</b>	Prueba de sujeción de objetos .....	118

## INDICE DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1-3:</b>	Casa de la calidad .....	20
<b>Gráfico 2-3:</b>	Velocidad vs tiempo dedo índice en el centro de masa .....	48
<b>Gráfico 3-3:</b>	Aceleración vs tiempo del dedo índice en el centro de masa.....	48
<b>Gráfico 4-3:</b>	Velocidad vs tiempo dedo índice en el punto de interés.....	49
<b>Gráfico 5-3:</b>	Aceleración vs tiempo del dedo índice en el punto de interés .....	50
<b>Gráfico 6-3:</b>	Velocidad angular vs tiempo dedo índice en el punto de interés .....	50
<b>Gráfico 7-3:</b>	Aceleración angular vs tiempo dedo índice en el punto de interés .....	51
<b>Gráfico 8-3:</b>	Junta revolución de índice entre falange proximal y nudillo .....	51
<b>Gráfico 9-3:</b>	Junta revolución del dedo índice entre falange medio-distal y falange proximal	52
<b>Gráfico 10-3:</b>	Junta revolución del dedo índice entre falange proximal y el cilindro .....	52
<b>Gráfico 11-3:</b>	Velocidad vs tiempo del dedo pulgar en el centro de masa .....	53
<b>Gráfico 12-3:</b>	Aceleración vs tiempo del dedo pulgar en el centro de masa .....	53
<b>Gráfico 13-3:</b>	Velocidad vs tiempo del dedo pulgar en el punto de interés.....	54
<b>Gráfico 14-3:</b>	Aceleración vs tiempo del dedo pulgar en el punto de interés.....	55
<b>Gráfico 15-3:</b>	Velocidad angular vs tiempo del dedo pulgar en el punto de interés.....	55
<b>Gráfico 16-3:</b>	Aceleración angular vs tiempo del dedo pulgar en el punto de interés.....	56
<b>Gráfico 17-3:</b>	Junta revolución del dedo pulgar entre falange proximal y nudillo .....	56
<b>Gráfico 18-3:</b>	Junta revolución dedo pulgar entre falange medio-distal y falange proximal ...	57
<b>Gráfico 19-3:</b>	Junta revolución dedo pulgar entre falange proximal y el cilindro.....	57
<b>Gráfico 20-3:</b>	Velocidad vs tiempo del dedo medio en el punto de interés.....	58
<b>Gráfico 21-3:</b>	Aceleración vs tiempo del dedo medio en el punto de interés.....	59
<b>Gráfico 22-3:</b>	Velocidad angular vs tiempo del dedo medio en el punto de interés.....	59
<b>Gráfico 23-3:</b>	Aceleración angular vs tiempo del dedo medio en el punto de interés.....	60
<b>Gráfico 24-3:</b>	Velocidad vs tiempo del dedo anular en el punto de interés.....	61

<b>Gráfico 25-3:</b>	Aceleración vs tiempo del dedo anular en el punto de interés. ....	61
<b>Gráfico 26-3:</b>	Velocidad angular vs tiempo del dedo anular en el punto de interés. ....	62
<b>Gráfico 27-3:</b>	Aceleración angular vs tiempo del dedo anular en el punto de interés. ....	62
<b>Gráfico 28-3:</b>	Velocidad vs tiempo del dedo meñique en el punto de interés. ....	63
<b>Gráfico 29-3:</b>	Aceleración vs tiempo del dedo meñique en el punto de interés. ....	64
<b>Gráfico 30-3:</b>	Velocidad angular vs tiempo del dedo meñique en el punto de interés. ....	64
<b>Gráfico 31-3:</b>	Aceleración angular vs tiempo del dedo meñique en el punto de interés. ....	65
<b>Gráfico 32-3:</b>	Limite elástico vs densidad del universo de materiales Ces Edupack. ....	65
<b>Gráfico 33-3:</b>	Resistencia a la fractura vs densidad del universo de materiales Ces Edupack..	66

## **INDICE DE ANEXOS**

**ANEXO A:** DIAGRAMA THREE-LEAD DIFFERENTIAL  
MUSCLE/ELECTROMYOGRAPHY SENSOR FOR MICROCONTROLLER  
APPLICATIONS

**ANEXO B:** DATASHEET METAL GEAR SERVO MG90S

**ANEXO C:** DATASHEET METAL SERVO MOTOR SG90

## RESUMEN

El presente trabajo técnico tuvo como objetivo diseñar y construir un prototipo de prótesis funcional para amputación transradial de dos grados de libertad, con señal mioeléctrica y accionamiento motorizado. Para lo cual su metodología se basó en la investigación y recopilación de referencias bibliográficas de libros, artículos científicos, con esto se estableció parámetros fundamentales del diseño, especificaciones antropométricas que permitieron configurar las dimensiones del prototipo. Se empleó el método del diseño concurrente, el cual brinda una ponderación de selección de alternativas para el cumplimiento de los estándares de la voz del usuario y la voz del ingeniero. Se determinó los mecanismos óptimos para la movilidad de los dedos de la prótesis permitiendo la sujeción de objetos. Para el movimiento de los dedos índice, medio, anular y meñique se empleó un mecanismo biela manivela, con la aplicación de un servomotor como elemento motriz. Mientras que para el dedo pulgar se empleó en un mecanismo de piñón cremallera con un servomotor como elemento motriz. Se definió el análisis de movimiento y la carga de trabajo a través de la simulación ejecutada en el software MSC ADAMS y ANSYS. Se concluyó que el diseño del prototipo de prótesis es válido. Los elementos mecánicos del prototipo se diseñaron mediante la modelación en el software SolidWorks y se fabricaron por medio de impresión 3D en resina ingenieril ya que este material posee buenas propiedades mecánicas. El sensor muscular V3 se conecta al principio, medio y final del músculo, su calibración se lo realizó girando el tornillo de ganancia. Por medio de arduino nano se configuró los ángulos de giro de cada motor permitiendo un agarre adecuado logrando sujetar objetos y una buena interacción con el usuario. Se recomienda hacer un seguimiento al usuario para apreciar mejoramiento de su estilo de vida e implementar mejoras

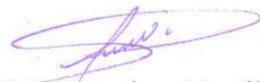
**Palabras Clave:** <ANTROPOMETRÍA> <PROTOTIPO DE PRÓTESIS> <ERGONOMÍA>  
<AMPUTACIÓN TRANSRADIAL> <SEÑAL MIOÉLECTRICA> <DISEÑO  
CONCURRENTE> <IMPRESIÓN 3D>.

1944-DBRA-UTP-2022

## SUMARY

The objective of this technical work was to design and build a functional prosthesis prototype for trans radial amputation with two degrees of freedom, with a myoelectric signal and motorized actuation. For which its methodology was based on the research and compilation of bibliographical references of books, scientific articles, with this fundamental parameters of the design, anthropometric specifications that allowed to configure the dimensions of the prototype were established. The concurrent design method was used, which provides a selection weighting of alternatives for compliance with the standards of the voice of the user and the voice of the engineer. The optimal mechanisms for the mobility of the fingers of the prosthesis were determined, allowing the subjection of objects. For the movement of the index, middle, ring and little fingers, a connecting rod-crank mechanism was used, with the application of a servomotor as a driving element. While for the thumb, a rack and pinion mechanism was used with a servomotor as the driving element. Motion analysis and workload were defined through simulation run in MSC ADAMS and ANSYS software. It was concluded that the design of the prosthesis prototype is valid. The mechanical elements of the prototype were designed by modeling in SolidWorks software and manufactured by 3D printing in engineering resin since this material has good mechanical properties. The muscle sensor V3 is connected to the beginning, middle and end of the muscle, its calibration was done by turning the gain screw. By means of arduino nano, the rotation angles of each motor were configured, allowing an adequate grip, managing to hold objects and a good interaction with the user. It is recommended to monitor the user to appreciate improvement in their lifestyle and implement improvements

**Keywords:** <ANTHROPOMETRY> <PROTOTYPE OF PROSTHESIS>  
<ERGONOMICS><TRANSRADIAL AMPUTATION> <MYOELECTRIC SIGNAL>  
<CONCURRENT DESIGN> <3D PRINTING>.



Lic. Luis Francisco Mantilla Cabrera Mgs.

CI:0603747809

## INTRODUCCIÓN

La mano humana tiene la capacidad de llevar a cabo un sinnúmero de movimientos complejos permitiéndonos la comunicación entre nosotros y la relación con el entorno. El dedo pulgar es un privilegio que nos ha dado la naturaleza para que nuestra evolución avance más rápido que el resto de las criaturas. Para replicar los movimientos complejos que tiene la mano humana es necesario sintetizar una gran información sobre el comportamiento anatómico y mecánico.

La pérdida de una mano puede cambiar radicalmente el estilo de vida de una persona tanto físico, psicológico y social. A diferencia de perder una pierna, en la pérdida de las manos el daño emocional es grave, ya que las manos también tienen como objetivo expresar emociones y sentimientos. Las causas más comunes en las que las personas pierden sus extremidades son los traumatismos, problemas vasculares y neoplasia. La estadística muestra que los hombres tienen más probabilidades de perder una extremidad, los cuales ocurren comúnmente en los años más productivos de trabajo que son entre 16 y 54 años. La demanda de las prótesis funcionales va creciendo a medida que pasa el tiempo, y a diferencia de años atrás, una persona amputada de mano ya no está destinada a usar una prótesis de gancho que tenía poca funcionalidad, gracias a la sociedad actual un amputado de mano puede tener acceso a varias alternativas de prótesis que repliquen la movilidad y función de su extremidad.

Los avances de la electromiografía a proporcionado herramientas importantes para el desarrollo de nuevos tipos de prótesis, aprovechando la señal eléctrica que marca la actividad muscular para impulsar motores que proporcionen movimiento a mecanismos complejos que repliquen las funciones de la mano humana. El campo de investigación en esta área no se limita a ingeniería mecánica también tienen participaciones especialistas en robótica y médicos. Logrando que las prótesis controladas por impulsos musculares tengan un lugar significativo en el bienestar y mejoría de las personas que más lo necesitan.

# CAPÍTULO I

## 1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

### 1.1 Antecedentes

El desarrollo del diseño de prótesis está relacionado directamente con los descubrimientos de nuevos materiales, así como el progreso tecnológico y los estudios relacionados con la biomecánica del cuerpo humano.

Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar el funcionamiento al reemplazar una parte o un miembro completo del cuerpo humano afecto, por lo tanto, para el paciente amputado constituye una ayuda invaluable, ya que contribuye a la percepción positiva del mismo como un ser humano independiente y recobrar la confianza al restituir en algunos casos la totalidad de la movilidad y aspecto del miembro afectado (Rios *et al.*, 2004, p.4). Para cumplir estos objetivos, la mecánica a lo largo del tiempo realizó en sus primeros diseños de prótesis, por esta razón a las prótesis se las conoce como prótesis mecánicas (gancho y mano mecánica).

Con el tiempo, las nuevas tecnologías como la Robótica y la Electrónica se fueron involucrando más en el desarrollo de prótesis, mejorando de esta forma el diseño tradicional de las prótesis mecánicas, añadiendo sistemas de control y adaptación hasta lograr una prótesis controlada por impulsos musculares, a la cual se le dio el nombre de prótesis Mioeléctrica (mio= músculo, eléctrica= electrónica) (Carvajal, 2017, p.2).

La impresión 3D es un método de fabricación de piezas mediante la superposición de capas de material, creando componentes volumétricas, partiendo de un diseño anteriormente dibujado en un software. Hay que destacar que la tecnología 3D, así como el software de diseño mecánico y la aparición de la impresora 3D fueron de alta relevancia para continuar con las mejoras en los diseños de prótesis, ya que se optimizaron los recursos y el tiempo de fabricación de estas (Vargas *et al.*, 2015, p.38).

### 1.2 Delimitación

#### 1.2.1 *Delimitación espacial*

El proyecto está delimitado a un nivel provincial, precisando a la provincia de Chimborazo, tomando en cuenta los datos de discapacidades físicas otorgado por el CONADIS.

### **1.2.2** *Delimitación sectorial*

Este proyecto está dedicado mejoramiento la equidad y el desarrollo integral para cada persona con discapacidad física en miembros superiores.

## **1.3** **Formulación del problema**

El propósito de la elaboración de la prótesis funcional, con dos grados de libertad con señal mioeléctrica y accionamiento motorizado para amputación transradial es; ser capaz de ayudar al ser humano a satisfacer la necesidad básica como lo es el movimiento de la mano.

GIEBI es un grupo de investigación de la Facultad de Mecánica conformado por docentes y estudiantes de distintas carreras de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, que contribuyen al desarrollo e investigación de prototipos de Bioingeniería. Por ello la correcta adquisición y utilización de sensores mioeléctricos, constituye uno de los aspectos sobre los cuales se debe trabajar en el grupo de investigación, buscando poder fabricar prótesis dentro del establecimiento.

## **1.4** **Objetivos**

### **1.4.1** *Objetivo general*

Diseñar y construir un prototipo de prótesis funcional para amputación transradial de dos grados de libertad, con señal mioeléctrica y accionamiento motorizado.

### **1.4.2** *Objetivos específicos*

- Diseñar el prototipo de prótesis mediante un software de modelado 3D.
- Construir la prótesis, basado en el diseño desarrollado.
- Desarrollar un programa mediante un microcontrolador para el correcto funcionamiento de la prótesis.
- Realizar pruebas de funcionamiento de la prótesis.

## **CAPÍTULO II**

### **2. Revisión de la literatura o fundamentos teóricos**

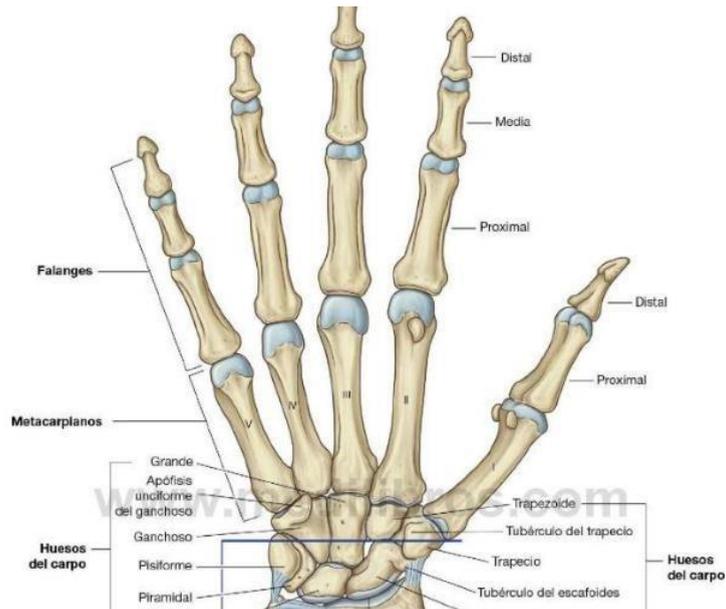
#### **2.1 Prótesis en la actualidad**

Con el paso de los años las prótesis han experimentado una gran evolución y actualmente son capaces de recrear incluso el sentido del tacto en zonas amputadas. Las prótesis biónicas destacan las bases del diseño y modelación anatómica. Bajo el criterio de recuperación del aspecto natural, confort y aumento de la seguridad en el funcionamiento. Esta clase de prótesis utiliza la energía eléctrica que produce el músculo ubicado al nivel de la amputación y, por medio de electrodos implantados en los nervios periféricos, se recibe esa energía eléctrica y se utiliza para controlar sistemas mecánicos. La prótesis de mano suele estar fabricada en poliuretano que garantiza estabilidad y ligereza de peso. Es importante, para lograr un reemplazo casi natural de la mano perdida, el usuario debe recibir las sensaciones notorias que percibe al agarrar o manipular un objeto. Se conecta al sistema nervioso del huésped en dos de los nervios principales del brazo, el mediano y los nervios cubitales, a través de electrodos interfasciculares multicanal transversal.

La prótesis de brazo es el tipo de prótesis más evolucionada. Sintetiza mejor el aspecto estético, es de gran fuerza y velocidad de presión y tiene otras muchas posibilidades de combinación o ampliación. Este tipo de prótesis de brazo llevan incorporada una prótesis de mano, para cualquier nivel (Sanchez, 2018, p.256).

#### **2.2 Anatomía de la mano humana**

La mano humana está constituida por la palma, (donde se encuentran los huesos metacarpianos) los cinco dedos y la muñeca (donde se encuentran los huesos del carpo), y está unida al antebrazo. La mano también consta de músculos y ligamentos permitiendo así los respectivos movimientos de esta (KAPANDJI, 2008, p.65).



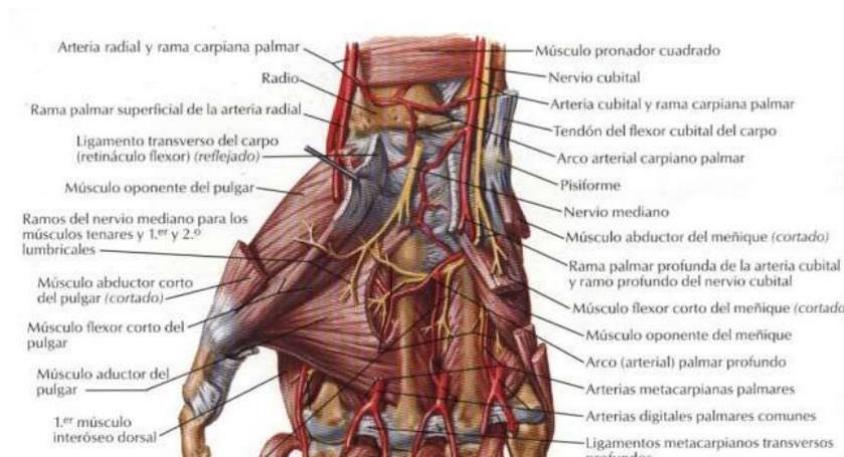
**Figura 1-2:** Huesos de la mano humana

Fuente: (Drake *et al.*, 2015, p.80).

### 2.2.1 *Músculos de la mano humana*

Tienen la característica de ser contráctil, cuya función es generar fuerza en movimiento con la colaboración de huesos y tendones, se dividen en dos categorías; extrínsecos e intrínsecos (Drake *et al.*, 2015, p.85).

- Los músculos extrínsecos son los que se originan en el antebrazo y se insertan en la mano, desempeñan una función de agarre y a su vez están formados por los flexores extrínsecos y extensores extrínsecos
- El músculo intrínseco se encuentra en la mano, con ello se obtiene movimientos de precisión, un agarre preciso entre los dedos y el pulgar.

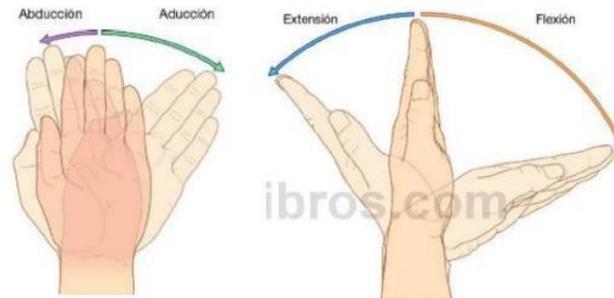


**Figura 2-2:** Músculos intrínsecos de la mano humana

Fuente: (Netter, 2000, p.68)

### 2.2.2 *Movilidad de los dedos*

Los movimientos de los dedos de la mano se producen gracias a la articulación metacarpofalangeal, entre la falange proximal y los huesos metacarpianos, en este caso existe tres grados de libertad, y los movimientos que realizan son: flexión y extensión, aducción y abducción.



**Figura 3-2:** Movimiento de los dedos de la mano humana

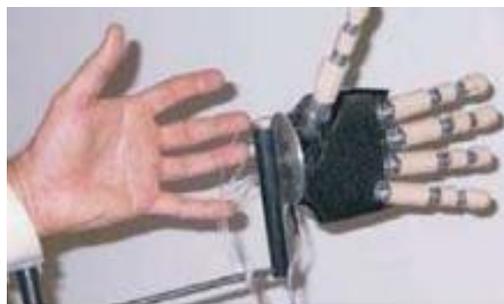
Fuente: (Drake *et al.*, 2015, p.80).

### 2.3 *Estética y ergonomía en prótesis*

Las prótesis mioeléctricas son una de las de mayor aplicación en el mundo, ya que puede brindar un mayor grado de estética y un elevado porcentaje de precisión y fuerza, basándose en la obtención de señales musculares.

#### 2.3.1 *La mano biótica CyberHand*

Los dedos de CyberHand están con prendidos por tres falanges conectadas por juntas de bisagra y en los ejes de bisagra se ensamblan poleas locas (tres DoFs). A su vez un cable se envuelve alrededor de cada polea desde lo que se conoce como base hasta la punta. En lo que se refiere al cable el cual se fija en la punta de los dedos y corre alrededor de las poleas locas en las respectivas articulaciones. Cuando se tira del cable, las falanges se flexionan desde la base hasta la punta (una DoM). Cuando el motor suelta el cable, los respectivos resortes de torsión en las juntas extienden lo que se conoce como dedo (Carrozza *et al.*, 2006, p. 640).

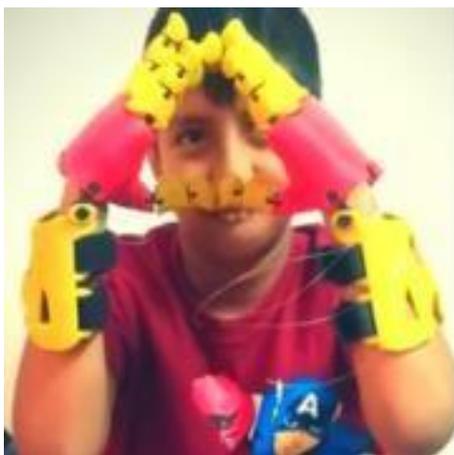


**Figura 4-2:** Mano CyberHand

Fuente: (Carrozza *et al.*, 2006, p. 640)

### 2.3.2 Prótesis de Ecuaprótesis 3D

La prótesis cubre la amputación de la mano, es una prótesis que es 100% funcional, a su vez el movimiento se da porque lo genera directamente el muñón, es una prótesis liviana si se la compara con prótesis tradicionales, este tipo de prótesis es personalizable, a su vez es fácil su limpieza y su mantenimiento (ECUAPRÓTESIS 3D 2022)



**Figura 5-2:** Prótesis 3D de mano, Ecuaprótesis 3D

Fuente: (ECUAPRÓTESIS 3D 2022)

El producto es ideal a la hora de cubrir una amputación del antebrazo por debajo del codo, y su movimiento se da porque lo genera directamente el muñón, en lo que respecta a limpieza y mantenimiento es fácil de hacerlo, a su vez este tipo de prótesis son personalizadas (ECUAPRÓTESIS 3D 2022).

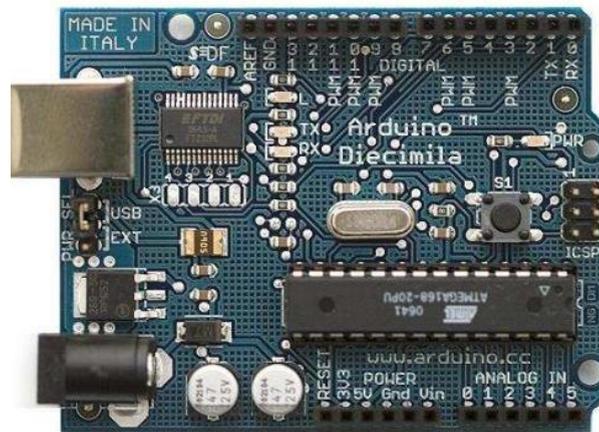


**Figura 6-2:** Prótesis 3D de brazo bajo de codo.

Fuente: (ECUAPRÓTESIS 3D 2022)

## 2.4 Sistema de Control Arduino

Las tarjetas de control programables son utilizadas para el desarrollo de proyectos multidisciplinarios. La tarjeta desarrollada por Arduino es de software y hardware abiertos, trabaja con un microprocesador atmega. Son capaces de manejar sensores, ya que cuentan con entradas analógicas, salidas digitales y PWM, puertos de comunicación Serial, I2C, SPI. El hardware se compone de una tarjeta Atmel AVR y puertos de entrada/salida. Los microcontroladores más demandados por el mercado son: Atmega328, Atmega1280, ATmega8 por su modo fácil de uso y bajo costo.

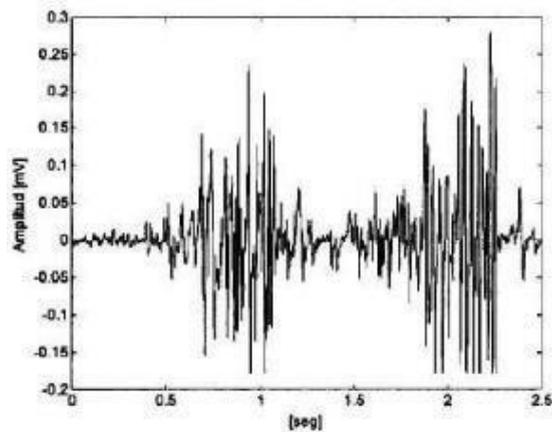


**Figura 7-2:** Arduino

Fuente: (Gutierrez, 2007, p.14)

## 2.5 Electromiografía (EMG)

Consiste en la adquisición, registro y análisis de la actividad que se genera en los nervios y músculos por medio de la utilización de electrodos. Las mediciones que se pueden extraer de EMG es una información muy valiosa sobre la fisiología y patrones de la activación muscular. La amplitud y las propiedades de señal del EMG depende de factores como el tiempo, intensidad de contracción muscular, la distancia entre el electrodo y la zona relacionada con la actividad muscular, el espesor característico de la piel, tejido adiposo, también se debe considerar propiedades del electrodo, el amplificador y la calidad que se produce en el contacto entre la piel y el electrodo (Dalcame 2005). En la figura 8-2 se muestra una señal de electromiografía sin procesar y sin filtrar, es decir una señal EMG cruda, la cual corresponde a una electromiografía de 2 movimientos continuos del músculo extensor de la muñeca.



**Figura 8-2:** Señal de electromiografía cruda

**Fuente:** (Fernandez *et al.*, 2007, p.120).

La señal es aleatoria, con una amplitud que puede ir de 0 a 1.5 mv o de 0 a 10 mv pico a pico, por ende, la energía de las respectivas señales está limitada en la frecuencia de 0 a 50 KHz, considerando las frecuencias dominantes de 50 a 150 Hz (Fernandez *et al.*, 2007, p.120).

## 2.6 Tipos de Sensores

### 2.6.1. *Muscle Sensor V3*

Muscle Sensor V3 se utiliza para medir la actividad muscular, ya que consta de una buena potencia eléctrica, es muy apreciado en el campo médico, gracias a la potencia de los microcontroladores y por supuesto de los circuitos integrados. El sensor es ampliamente empleado para cualquier tipo de sistemas de control automático. Este tipo de sensor permite medir y modificar la actividad muscular, se debe tener en cuenta que al pegar un electrodo se puede leer el voltaje que se genera a la flexión el músculo en cuestión.



**Figura 9-2:** Muscle Sensor V3

**Fuente:** (ADVANCER TECHNOLOGIES, 2013, p.4)

### 2.6.2 Sensor Muscular MyoWare

El Sensor Muscular MyoWare computa la actividad muscular mediante la supervisión del potencial eléctrico compuesto por las células musculares en movimiento, este proceso es denominado como electromiografía (EMG). El sensor incrementa y convierte la actividad eléctrica de un músculo a una señal analógica simple que puede ser leída por un microcontrolador con un convertidor ADC (analógico – digital).



**Figura 10-2:** Sensor Muscular MyoWare

Fuente: (SparkFun 2022)

## 2.7 Modelado 3D

### 2.7.1 Definición

El modelado 3D se ha desarrollado en los últimos años en el campo de la arquitectura y la ingeniería. Gracias a los nuevos avances de la tecnología hoy en día, las ideas que tenemos las podemos plasmarlas en digital. Los ingenieros, diseñadores, dibujantes, arquitectos y todos los profesionales que se relacionan con el diseño, han podido adquirir nuevas habilidades en el diseño digital de objetos 3D. El modelado 3D es la técnica empleada para crear objetos o formas en 3D mediante software (3DPrinting 2022).

### **2.7.2            *Software 3D***

El software 3D son programas de gráficos por computadora que permite diseñar, desarrollar y producir gráficos y animaciones 3D. Los usuarios del software pueden visualizar, diseñar y controlar un objeto, dentro de un alcance tridimensional. El software 3D tiene un concepto matemático de geometría como principal para su trabajo, donde se mapea el elemento diseñado en tres ejes diferentes: X, Y y Z. El software 3D proporciona a los usuarios una variedad de funciones para diseñar y desarrollar un objeto 3D. El elemento diseñado se puede visualizar en computadoras, sistemas operativos modernos e incluso en dispositivos móviles; Existen una gran variedad de programas de diseño 3D los cuales se lo conoce como programas CAD (diseño asistido por computadora) (Techopedia 2017).

## **2.8                    *Programas CAD***

### **2.8.1                *Solidworks***

SOLIDWORKS es un software CAD que se utiliza para desarrollar sistemas mecatrónicos de principio a fin. En la etapa inicial, el software se utiliza para la planificación, la ideación visual, el modelado, la evaluación de viabilidad, la creación de prototipos y la gestión de proyectos. Luego, el software se utiliza para el diseño y la construcción de elementos mecánicos, eléctricos y de software. Por último, el software se puede utilizar para la gestión, incluida la gestión de dispositivos, el análisis, la automatización de datos y los servicios en la nube.

Los ingenieros mecánicos, eléctricos y electrónicos utilizan las soluciones de software SOLIDWORKS para formar un diseño conectado.

### **2.8.2                *Adams***

Adams se lo puede conocer como un software Multibody Dynamics (MBD) que más se lo utiliza en la ingeniería. Este tipo de programa mejora la eficiencia del modelado con respecto a otros programas, así como de la simulación del comportamiento cineto-dinámico de los sistemas mecánicos, a su vez se disminuye los costos a la hora del desarrollo del producto ya que permite una temprana validación del sistema. Por medio de este software se logra evaluar y gestionar interacciones como las del movimiento, transmisión de fuerza etc. Con la utilización de este software se puede realizar prototipos virtuales en los cuales se puede simular su comportamiento del movimiento y a su vez analiza posibles variaciones en el diseño hasta poder obtener el diseño óptimo (Martinez, 2018, p.22).

### 2.8.3 Ansys

Ansys es un software de simulación que ayuda al grupo de trabajo a poder tomar decisiones de la forma más inteligente y rápida posible, disminuyendo los costos a la hora de desarrollo del producto, obteniendo una mejora en flujos de trabajo, este tipo de software abarca todas las gamas de la física, lo cual es de vital importancia a la hora de la simulación, cuenta con herramientas en el área de fluidodinámica, análisis estructural, electromagnetismo y multifásica.

El desarrollo de la prótesis trabajada en el presente documento guiada por simulación lleva al trabajo a un nuevo nivel gracias a la rapidez, precisión, escalabilidad de ingeniería y excelencia que nos otorga el software Ansys, gracias a estas características se agrega valor al proceso de proyecto de ingeniería, A su vez este tipo de software permite obtener pruebas simuladas que no se pueden obtener con prototipos físicos (INTEGRAL INNOVATION EXPERTS 2022).

## 2.9 Máquinas y mecanismos

Las máquinas son instrumentos que se emplean al modificar, transmitir y dirigir fuerzas para cumplir un objetivo específico. Un mecanismo es una parte mecánica de una máquina, que tiene como función transmitir movimiento y fuerza de una fuente de energía a una salida. La figura 16-2 muestra una plataforma de altura ajustable accionados por cilindros hidráulicos. Al sistema complejo se lo denomina máquina, las partes que reciben la potencia de los cilindros y suben y bajan la plataforma son las que conforman el mecanismo. Se denomina mecanismo las partes rígidas que están conectadas de modo que producen el movimiento. El objetivo del mecanismo de la figura 16-2 es elevar la plataforma y objetos que se encuentre sobre ella (Myszka, 2012, pp.1-2).

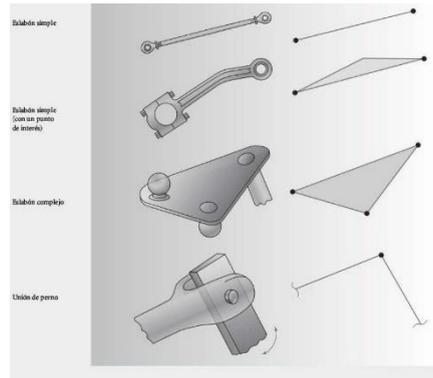


**Figura 11-2:** Plataforma de altura ajustable

**Fuente:** (Myszka, 2012, pp.1-2).

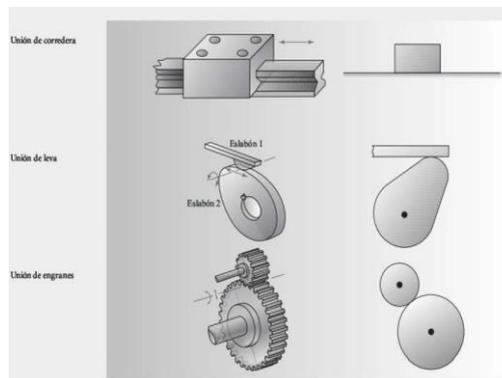
### 2.9.1 *Diagrama cinemático*

Dentro del análisis del movimiento de una máquina, se dificulta visibilizar el movimiento de los elementos en el dibujo completo de un ensamble. Se facilita representar las partes de manera esquemática, mostrando solo las dimensiones que predominan en el movimiento del mecanismo. Estos esquemas se conocen con frecuencia como diagramas cinemáticos.



**Figura 12-2:** Mecanismos y estructuras de movilidad

Fuente: (Myszka, 2012, pp.1-2).



**Figura 13-2:** Mecanismos y estructuras de movilidad

Fuente: (Myszka, 2012, pp.1-2).

### 2.9.2 *Grados de libertad*

Los grados de libertad para eslabonamientos planos conectados con uniones comunes se calculan con la ecuación de Grubler (Myszka, 2012, pp.1-2).

$$f = \text{grados de libertad} = 3(n - 1) - 2j_p - j_h \quad (1)$$

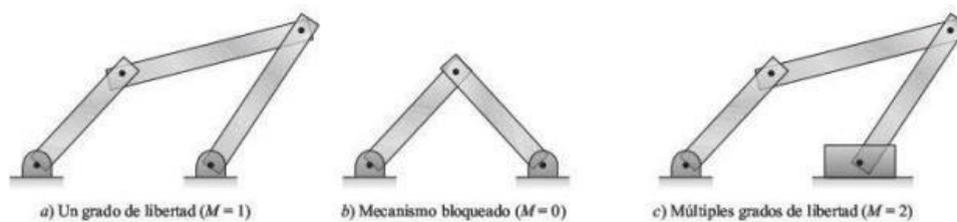
donde:

$n$  = total de eslabones en el mecanismo

$j_p$  = total de uniones principales (pernos o de correderas)

$j_h$  = total de uniones de orden superior (levas o engranes)

La mayoría de los eslabonamientos empleados en las máquinas poseen un grado de libertad. En la figura 19-2 se muestra un eslabonamiento con un grado de libertad. Cuando los eslabonamientos tienen grados de libertad iguales a cero o negativos se los denomina mecanismos bloqueados, los cuales no tienen la posibilidad de moverse y forman una estructura. Una armadura es una estructura formada por eslabones simples, conectados por perno, con grados de libertad igual a cero. Los eslabonamientos grados de libertad mayores que uno requieren más de un impulsor para su operación. Estos mecanismos pueden presentar cadenas cinemáticas abiertas que se emplean para obtener cierto alcance y posicionamiento, son mayormente usados en brazos robóticos y las retroexcavadoras (Myszka, 2012, pp.1-2)



**Figura 14-2:** Mecanismos y estructuras de movilidad

Fuente: (Myszka, 2012, pp.1-2).

## 2.10 Impresión 3D

La impresión 3D es un proceso de fabricación de objetos sólidos tridimensionales a partir de un modelo digital. Este proceso se lleva a cabo mediante procesos aditivos. En un proceso aditivo, se fabrica un objeto sobreponiendo capas sucesivas de material hasta tener el objeto completado. Cada una de estas capas puede visualizarse como una sección transversal del objeto en segmentos finos. Esta es lo contrario a la fabricación sustractiva, que consiste en cortar una pieza de metal o plástico. Imprimir en 3D permite producir formas complejas utilizando menos material que los métodos de fabricación tradicionales.

### 2.10.1 Impresión 3D en la industria

La adopción de la impresión 3D ha alcanzado una masa crítica, ya que aquellos que aún tienen que integrar la fabricación aditiva en algún lugar de su cadena de suministro ahora forman parte de una minoría cada vez más pequeña. Donde esta era implementada solo para la creación de prototipos en las primeras etapas de su fabricación, ahora rápidamente está tomando un lugar significativo en la tecnología de producción. La industria ocupa la mayor parte de la demanda en fabricación y adquisición de impresoras 3D. Acumen Research and Consulting prevé que el mercado mundial de la impresión 3D alcance los 41.000 millones de dólares en 2026.

## 2.10.2 *Aplicación de impresión 3D*

Cada vez la impresión 3D tiene mayor alcance en la sociedad, llegando a las industrias más importantes. Mejorando la productividad y la creatividad las personas (3DPrinting 2021).

Ejemplos:

- Productos industriales
- Productos dentales
- Prótesis
- maquetas arquitectónicas
- Reconstruir de objetos arqueológicos

## 2.11 **Materiales**

### 2.11.1 *PLA*

El PLA se creó en 1930 por Wallace Carothers, pero se utilizó en la vida cotidiana en los años 80 por la empresa Cargill. El polímero termoplástico se realiza por medio de la fermentación de una fuente de carbohidratos como por ejemplo el almidón de maíz a su vez este se mezcla con ácido o también con monómeros lácticos. Se puede decir que el PLA es un material de corte fino (la viscosidad disminuye con la tensión aplicada). El filamento PLA es muy aceptado en la industria 3D ya que da una facilidad en la hora de imprimir, es un material semicristal con una temperatura de fusión de 180 C, esto a su vez permite al usuario no depender de una bandeja de impresión calefactada (Lucia 2019).



**Figura 15-2:** Material para impresión 3D PLA

**Fuente:** (Lucia 2019).

### 2.11.2 *Resina ingenieril*

La resina ingenieril se puede decir que es compatible con las impresoras con una longitud de onda de 405 nm, este tipo de resina es la adecuada para piezas técnicas así como piezas mecánicas, la botella que se utiliza es de material aluminio de 1kg de peso, se tiene una resistencia a la

temperatura de 150 C, baja contracción de 2% a 2,4%, a su vez su temperatura de almacenamiento es de 5 a 30 C, con su respectiva temperatura de impresión de 25 a 28 C, con una dureza de 85D (LESRESINES3D 2022).



**Figura 16-2:** Frasco de resina ingenieril

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

## 2.12 Servomotores

### 2.12.1 *Micro servomotor SG90 9G*

El micro servomotor SG90 9G es muy ligero, este servomotor esta creado para funcionar con la mayoría de los sistemas de radio de control, tiene un torque de 4,8V(1,80kg/cm9), con un voltaje de entrada de 3,5V-8,4V, a su vez es un tipo de motor de 3 polos, con una sistema de engranajes plásticos, su rango de ángulo de rotación es de 180 grados, este tipo de servo tiene una temperatura de operación hasta los 60 C, en lo que respecta a su tamaño es de 3cm x 3cm x 1,1cm, con un peso de 15 gramos (Vistronica 2022).



**Figura 17-2:** Micro Servo SG90 9

Fuente: (Vistronica 2022).

### 2.12.2 *Metal Gear Servo MG90S*

El MG90S se lo conoce por el un micro servo que contiene engranaje de metal, asu vez tiene una alta potencia de salida, tiene un voltaje de funcionamiento de 4,8 V A 6V, consta con un par de parada 1,8 kg/cm (4,8V) y con un par máximo de bloqueo de 2,2 kg/ cm (6V), con unavelocidad de funcionamiento de 0,1 s/60° (4,8 V), tiene una rotación de 180 grados, asu vez tiene un peso del motor de 13,4 gramos (COMPONENTS101 2019).



**Figura 18-2:** Metal Gear Servo MG90S

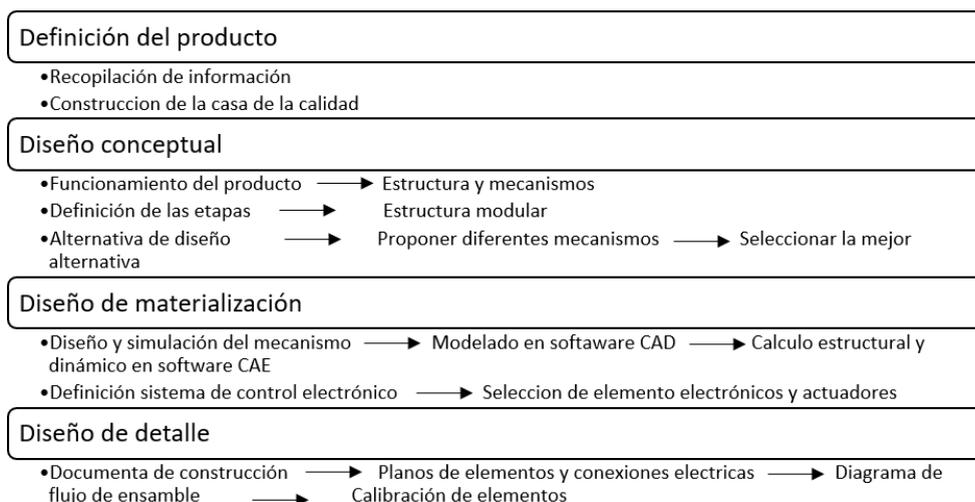
**Fuente:** (COMPONENTS101 2019).

## CAPÍTULO III

### 3 MARCO METODOLÓGICO

#### 3.1 Metodología del diseño

El diseño concurrente fue empleado para esta investigación, la teoría se la menciona en el capítulo 2, esta metodología de diseño nos permite obtener un mejor detalle de cada una de las características del producto, para satisfacer el diseño del mecanismo. Las etapas del diseño del mecanismo de la prótesis se basan en los procesos de evolución de este. La metodología implementada para el diseño y construcción de un prototipo de prótesis funcional para amputación transradial de dos grados de libertad, con señal mioeléctrica y accionamiento motorizado.



**Figura 1-3:** Método de diseño

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

#### 3.2 Definición del producto

En el capítulo dos del presente proyecto se revisó literatura en el cual se especifica características del cuerpo humano como la anatomía de la mano y de las diferentes referencias de prótesis de manos que existen en la industria, lo cual permite evaluar parámetros en el para desarrollar la función la casa de la calidad.

##### 3.2.1 Función casa de la calidad

La aplicación de la función de la casa de calidad sirve conectar la necesidad que tiene el consumidor con las características técnicas que debe tener presente el ingeniero al momento de diseñar el producto, generando alternativas de solución, diseñando un producto que puede cumplir

con las necesidades consumidor.

### 3.2.1.1 *Voz del usuario*

Se establece necesidades que el cliente requiere como:

Demandas básicas

- Económica
- Segura
- Fácil mantenimiento
- Fácil manejo

Demandas de diseño

- Resistente
- Liviana
- Ajustable
- Estable
- Fácil movilidad

### 3.2.1.2 *Voz del ingeniero*

Se establece las especificaciones técnicas generales del prototipo:

- Dimensiones

Para cumplir con las condiciones de estabilidad y confort, las dimensiones adecuadas en el diseño de la prótesis son muy importantes.

- Ergonomía

Es el diseño que permita al usuario tener mayor comodidad al usar la prótesis, mejorando su estilo de vida.

- Materiales

La selección adecuada de materiales para un diseño liviano, tomando en cuenta los factores de seguridad para este tipo de prototipo, y tener presente que estos materiales existan en el país.

- Estructura

La estructura que permite movilidad y que proporciones mayor agarre para las tareas que realice la persona.

- Actuadores

Los actuadores los cuales sirven para el movimiento de la prótesis, cambios de posición, para una mayor funcionalidad.

- Tiempo de uso

El tiempo considerado para el uso de la prótesis por parte del usuario será de 8 horas en el día.

- Resistencia

La prótesis debe resistir son carga liviana porque el usuario realizara tareas básicas, lo que permite diseñar una estructura estable y liviana, el peso de estructura y con los sistemas de control y potencia.

- Sistema de control

Permite controlar la señal mioeléctrica y el control de los servomotores brindando potencia, también se toma en cuenta la funcionalidad y el costo de los diferentes dispositivos electrónicos de control para el sistema de la prótesis.

- Manufacturas

El proceso de fabricación del prototipo está basado en los avances tecnológicos que presenta el país, siendo una prótesis muy económica para el usuario

- Mecanismos

Los elementos del prototipo son capaces de transmitir y transformar movimientos y fuerzas desde un elemento motriz el cual permite una mejora ergonomía.

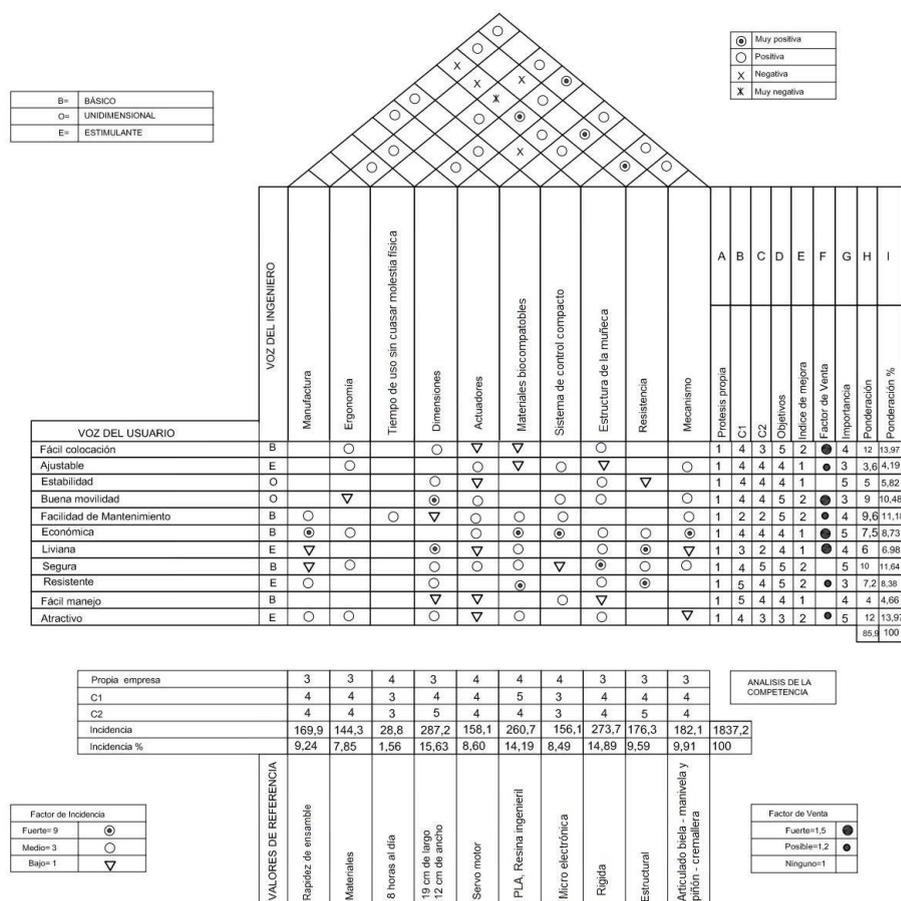


Gráfico 1-3: Casa de la calidad

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### **3.2.2            *Resultados casa de la calidad***

La casa de calidad nos permite identificar las especificaciones de mayor enfoque para el diseño del prototipo, las cuales para la prótesis de mano se consideran las siguientes:

#### **3.2.2.1            *Mecanismo***

El mecanismo es el que se encarga de la movilidad de la prótesis, el cual se considera un mecanismo mecánico tipo biela, teniendo en cuenta las dimensiones ya que esto a su vez influye en el sistema electrónico.

#### **3.2.2.2            *Materiales***

A la hora de seleccionar materiales se toma en cuenta el precio, así como las características, considerando el mercado nacional podemos encontrar el material PLA y Resina Ingenieril

#### **3.2.2.3            *Estructura***

Considerando factores de seguridad se podrá obtener una estructura adecuada, considerando la correcta geometría y diseño de los elementos para este tipo de prótesis.

#### **3.2.2.4            *Dimensiones***

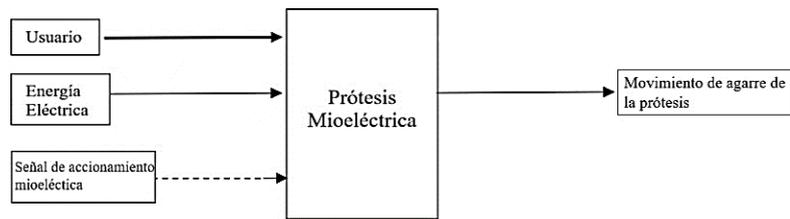
Como se puede apreciar en la casa de la calidad este parámetro pondera como el más alto, por ende, se debe cumplir condiciones tanto en dimensiones como en ergonomía tomando como referencia las dimensiones del paciente ya que la prótesis sería personalizada.

### **3.3                *Diseño conceptual***

En el diseño conceptual se especifica los módulos funcionales y modulares, también se propone dar soluciones a las alternativas de diseño más cercanas a satisfacer las necesidades y características técnicas, lo cual procedemos a hacer un análisis de criterios ponderados.

#### **3.3.1                *Evaluación de la estructura funcional***

La evaluación de esta estructura funcional nos da a conocer un conocimiento básico y general del algoritmo secuencial tiene la prótesis para su funcionamiento, detallando las señales de entrada, su transformación y la salida que genera este proceso, esta evaluación es la base para realizar el análisis de la estructura modular del prototipo. La estructura funcional del prototipo es la siguiente:



**Figura 2-3:** Caja negra prototipo prótesis

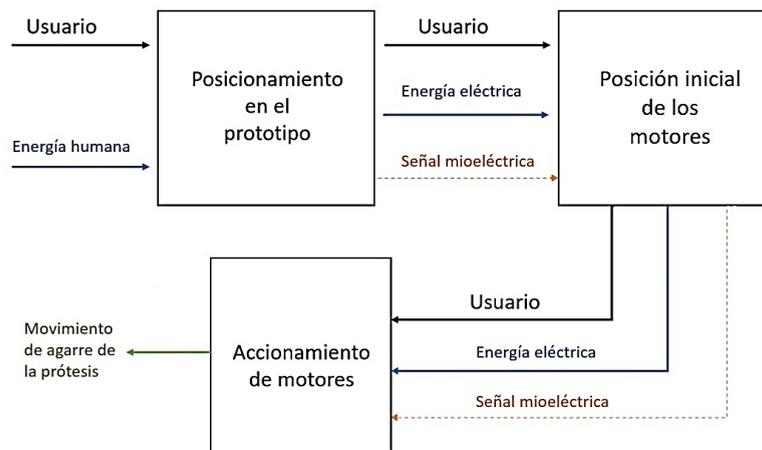
Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.2 Evaluación de la estructura modular

En esta etapa de estructura modular se conoce de manera más detallada cada uno de los procesos existentes en el prototipo y su aplicación en el algoritmo de funcionamiento, se especificará los módulos del prototipo que permitirán el control, traslado y cambio de posición del usuario, por lo que generaremos algunas soluciones para cada uno de ellos.

#### 3.3.2.1 Nivel I

Para este nivel se presenta de forma general el algoritmo secuencial que realiza el prototipo para su ejecución, como se detalla en la figura 3-3.

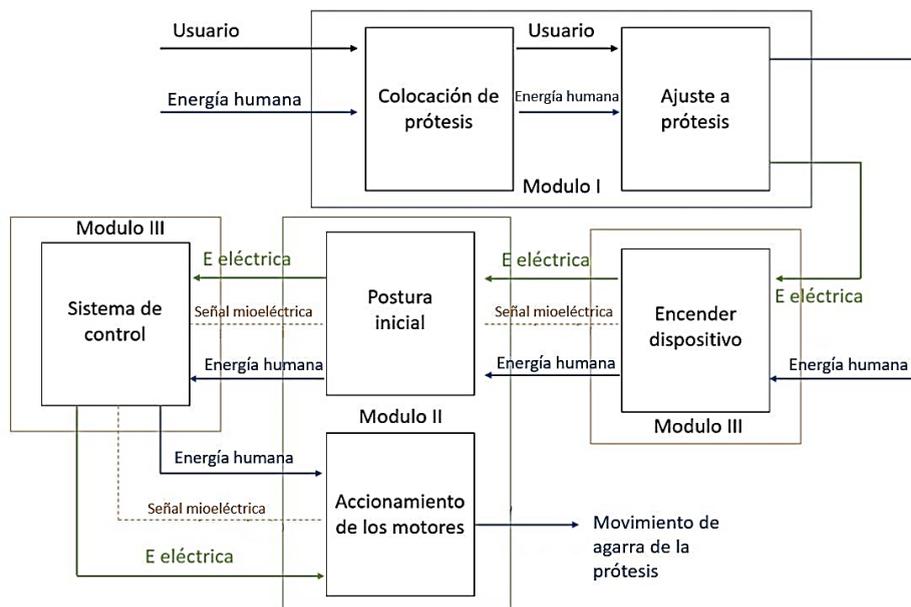


**Figura 3-3:** Nivel I generalizada

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

#### 3.3.2.2 Nivel II

El nivel dos se detalla las operaciones de manera precisa del prototipo, por consiguiente, dividiremos en tres módulos que permita analizar y elegir de manera óptima la mejor alternativa de solución para el prototipo.



**Figura 4-3:** Nivel II módulos

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.3 Alternativas de solución módulo 1

El módulo uno hace referencia a la fase inicial para el uso de la prótesis, como se puede observar está dividido en dos secciones las cuales el usuario debe realizarlas las cuales son: la colocación inicial de la prótesis, así como el ajuste de esta, por ende, en la siguiente figura se presenta soluciones que serán evaluadas por medio de QFD, para poder obtener la mejor solución posible

**Tabla 1-3:** Soluciones módulo 1

Función	Colocación de prótesis	Ajuste de prótesis
Solución 1	Por compartimiento de manera directa	Cinta velcro
Solución 2	Montaje por medio de broches	Correas
Solución 3	Por compartimiento de manera directa	Cinta elástica

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

#### 3.3.3.1 Colocación de prótesis

La colocación de la prótesis es uno de los puntos fundamentales, a su vez se presenta alternativas para este sistema.

**Tabla 2-3:** Alternativas colocación de prótesis

<b>Colocación de prótesis</b>	Por compartimentode manera directa	Ventajas	Costo Versatilidad
		Desventajas	Limpieza
	Montaje por mediode broches	Ventajas	Seguridad
		Desventajas	Peso Costo

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.3.2 Ajuste de prótesis

Ajuste colocado en la parte amputada del brazo del usuario permite la estabilidad de la prótesis.

**Tabla 3-3:** Alternativas ajuste de prótesis

<b>Ajuste de prótesis</b>	Cinta Velcro	Ventajas	Ergonómico Ajustable
		Desventajas	Desgaste
	Correas	Ventajas	Ajustable Resistente
		Desventajas	Elasticidad Costo
	Cintas Elásticas	Ventajas	Ligeras Flexible
		Desventajas	Desgaste

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.4 Evaluación de soluciones módulo 1

Una vez que se define las alternativas de solución para el módulo uno, se realiza la evaluación considerando los siguientes parámetros.

- Seguridad
- Ergonomía
- Precio

A continuación, se muestran tablas de ponderaciones para las alternativas de solución:

**Tabla 4-3:** Análisis criterios módulo 1

	Seguridad	Ergonomía	Precio	$\Sigma+1$	Ponderación
Seguridad		1	1	3	0,50
Ergonomía	0		0,5	1,5	0,25
Precio	0	0,5		1,5	0,25
			<b>Total</b>	<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 5-3:** Análisis para seguridad

Seguridad	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		0,5	1	2,5	0,42
Sol 2	0,5		1	2,5	0,42
Sol 3	0	0		1	0,16
			<b>Total</b>	<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 6-3:** Análisis para ergonomía

Ergonomía	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0,5	2,5	0,42
Sol 2	0		0	1	0,16
Sol 3	0,5	1		2,5	0,42
			<b>Total</b>	<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 7-3:** Análisis para precio

Precio	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0	2	0,33
Sol 2	0		0	1	0,17
Sol 3	1	1		3	0,50
			<b>Total</b>	<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 8-3:** Resultados de análisis módulo 1

Conclusión	Seguridad	Ergonomía	Precio	$\Sigma$	Prioridad
Sol 1	0,21	0,105	0,083	0,398	1
Sol 2	0,21	0,04	0,043	0,293	3
Sol 3	0,08	0,105	0,125	0,310	2

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Considerando los valores obtenidos en la tabla 8-3, se llega a la conclusión que la solución uno es la más adecuada para esta etapa.



**Figura 5-3:** Solución módulo 1

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.5 Alternativas de solución módulo 2

En el módulo dos se obtiene la fase de potencia de la prótesis, este módulo se divide en: Sistema de operación el cual tiene como opciones un sistema mecánico, hidráulico y eléctrico y el sistema de movilidad con el cual el usuario puede comenzar a mover su prótesis, como se puede observar en la siguiente figura se presentan varias alternativas de las cuales se seleccionará la que tenga la más alta ponderación.

**Tabla 9-3:** Soluciones módulo 2

Función	Sistema de operación	Movilidad
Solución 1	Mecánico	Servos motores
Solución 2	Hidráulico	Motor paso a paso
Solución 3	Eléctrico	Motor DC

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.5.1 Sistema de operación

Este sistema es esencial en el prototipo ya que, por medio del mismo, se puede establecer la mejor calidad a la hora de dar el movimiento a la prótesis.

**Tabla 10-3:** Alternativas sistema de operación

<b>Sistema operación</b>	Sistema Hidráulico	Ventajas	Transmisión de fuerza Eficiencia
		Desventajas	Alto costo Sistema de control
	Sistema Mecánico	Ventajas	Costo Disponibilidad
		Desventajas	Desgaste Mantenimiento constante
	Sistema Eléctrico	Ventajas	Alta eficiencia Potencia
		Desventajas	Mantenimiento Disponibilidad

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.5.2 Sistema de movilidad

En el sistema de movilidad se tiene varias opciones como servo motor, motor paso a paso y motor DC, de los cuales uno de estos tipos de motores será el encargado de dar el movimiento a la prótesis de acuerdo con la ponderación que resulte de cada una de las soluciones antes mencionadas.

**Tabla 11-3:** Alternativas sistema de movilidad

<b>Sistema de Movilidad</b>	Servo motor	Ventajas	Alto torque Costo
		Desventajas	precisión
	Motor paso apaso	Ventajas	Preciso Durabilidad
		Desventajas	Desgaste Costo Mantenimiento
	Motor DC	Ventajas	Costo Disponibilidad
		Desventajas	Precisión torque

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.6 Evaluación de soluciones módulo

Una vez que se define las alternativas de solución para el módulo dos, se realiza la evaluación considerando los siguientes parámetros.

- Peso
- Eficiencia
- Disponibilidad
- Precio

**Tabla 12-3:** Análisis criterios módulo 2

	Peso	Eficiencia	Disponibilidad	Precio	$\Sigma+1$	Ponderación
Peso		0,5	0,5	1	3	0,30
Eficiencia	0,5		0,5	1	3	0,30
Disponibilidad	0,5	0,5		1	3	0,30
Precio	0	0	0		1	0,10
				<b>Total</b>	<b>10</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 20022

**Tabla 13-3:** Análisis para peso

Peso	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0	2	0,33
Sol 2	0		0	1	0,17
Sol 3	1	1		3	0,50
			<b>Total</b>	<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 14-3:** Análisis de eficiencia

Eficiencia	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		0	1	2	0,33
Sol 2	1		1	3	0,50
Sol 3	0	0		1	0,17
			<b>Total</b>	<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 15-3:** Análisis de disponibilidad

Disponibilidad	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	1	3	0,50
Sol 2	0		0	1	0,17
Sol 3	0	1		2	0,33
<b>Total</b>				<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 16-3:** Análisis de precio

Precio	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0	2	0,33
Sol 2	0		0	1	0,17
Sol 3	1	1		3	0,50
<b>Total</b>				<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 17-3:** Resultados de análisis módulo 2

Conclusión	Peso	Eficiencia	Disponibilidad	Precio	$\Sigma$	Ponderación
Sol 1	0,099	0,099	0,150	0,033	0,381	1
Sol 2	0,051	0,150	0,051	0,017	0,269	3
Sol 3	0,150	0,051	0,099	0,05	0,350	2

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Considerando los valores obtenidos en la tabla 16-3, se llega a la conclusión que la solución uno es la más adecuada para esta etapa.



**Figura 6-3:** Solución módulo 2

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.7 Alternativas de solución módulo 3

En el siguiente módulo que se trata de la fase de control de la prótesis, se lo puede definir en dos etapas, las cuales son el sistema de control en el cual se debe establecer un lenguaje de programación para establecer el manejo de los actuadores donde se consideran obviamente los sensores los cuales facilitan al usuario el manejo de la prótesis, a continuación se presentan las siguientes soluciones que se muestran en la tabla 17-3, de este tipo de soluciones seleccionaremos la alternativas que tenga la más alta ponderación, a su vez se presentan los siguientes parámetros los cuales son:

**Tabla 18-3:** Soluciones módulo 3

Función	Sistema de control	Controladores
Solución 1	Arduino	Interruptores
Solución 2	Tarjeta electrónica	Sensor de movimiento
Solución 3	Arduino	Sensor mioeléctrica

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

#### 3.3.7.1 Sistema de control

Se refiere a la electrónica la cual permite todo lo relacionado al proceso de señales eléctricas la cual ayuda al usuario para la movilidad de la prótesis.

**Tabla 19-3:** Alternativas sistema de control

<b>Sistema de control</b>	Arduino	Ventajas	Tamaño
		Desventajas	Costo
	Tarjeta electrónica	Ventajas	Capacidad
		Desventajas	Resistente Personalizado
		Desventajas	Costo

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.7.2 Controladores

Permiten el control de la prótesis por parte del usuario, pueden transferir señales hacia la tarjeta electrónica o arduino la cual procesa y genera movimiento de los actuadores de acuerdo con la necesidad del usuario.

**Tabla 20-3:** Alternativas de controladores

<b>Controladores</b>	Sensor de movimiento	Ventajas	Costo Capacidad
		Desventajas	Desgaste
	Interruptores	Ventajas	Costo Disponibilidad Conexiones
		Desventajas	Resistencia
	Sensor Mioeléctrico	Ventajas	Capacidad Precisión
		Desventajas	Costo Disponibilidad

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.3.8 Evaluación de soluciones módulo 3

Una vez que se define las alternativas de solución para el módulo tres, se realiza la evaluación considerando los siguientes parámetros:

- Disponibilidad
- Operatividad
- Lenguaje de Programación
- Precio

A continuación, se muestran tablas de ponderaciones para las alternativas de solución.

**Tabla 21-3:** Análisis criterios módulo 3

	Disponibilidad	Operatividad	L. de programación	Precio	$\Sigma+1$	Ponderación
Disponibilidad		1	1	1	4	0,40
Operatividad	0		1	1	3	0,30
L. de programación	0	0		0,5	1,5	0,15
Precio	0	0	0,5		1,5	0,15
<b>Total</b>					<b>10</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 22-3:** Análisis para disponibilidad

Disponibilidad	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0,5	2,5	0,42
Sol 2	0		0	1	0,16
Sol 3	0,5	1		2,5	0,42
<b>Total</b>				<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 23-3:** Análisis para operatividad

Operatividad	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		0	0	1	0,16
Sol 2	1		1	3	0,50
Sol 3	1	0		2	0,33
<b>Total</b>				<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 24-3:** Análisis para lenguaje de programación

Lenguaje de programación	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0,5	2,5	0,42
Sol 2	0		0	1	0,16
Sol 3	0,5	1		2,5	0,42
<b>Total</b>				<b>6</b>	<b>1,00</b>

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 20022

**Tabla 25-3:** Análisis para precio

Precio	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	1	3	0,50
Sol 2	0		0	1	0,16
Sol 3	0	1		2	0,33
<b>Total</b>				<b>6</b>	<b>1,00</b>

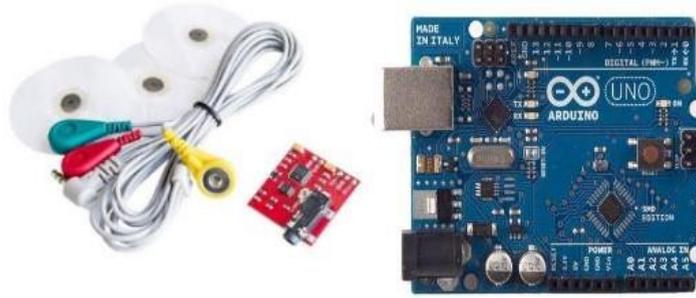
Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 26-3:** Resultados de análisis módulo

Conclusión	Disponibilidad	Operatividad	Lenguaje de programación	Precio	$\Sigma$	Ponderación
Sol 1	0,168	0,048	0,063	0,075	0,354	2
Sol 2	0,064	0,150	0,024	0,024	0,262	3
Sol 3	0,168	0,099	0,063	0,049	0,379	1

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Considerando los valores obtenidos en la tabla 26-3, se llega a la conclusión que la solución tres es la más adecuada para esta etapa.



**Figura 7-3:** Solución módulo 1

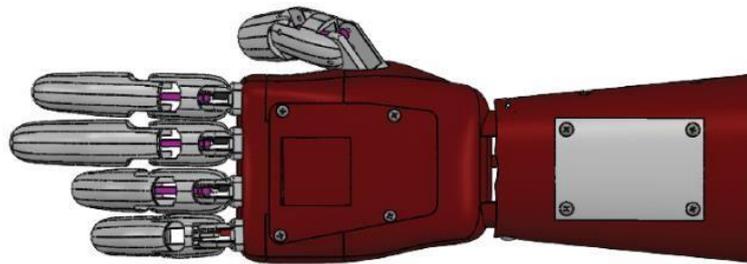
Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.4 Diseño y construcción del prototipo

#### 3.4.1 *Análisis cinemático.*

##### 3.4.1.1 *Comportamiento de los dedos*

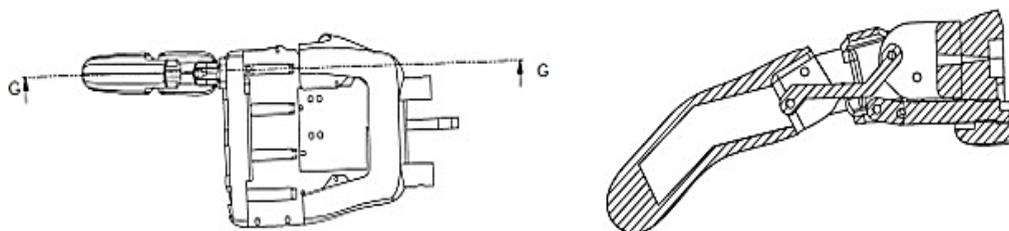
Los movimientos que debe tener la mano en sus diferentes posiciones permitirán establecer las formas iniciales del mecanismo biela manivela



**Figura 8-3:** Prótesis en software 3D

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Este mecanismo convierte un movimiento circular en un movimiento lineal. Seguido al mecanismo biela manivela estará conectado eslabones compuestos haciendo el correspondiente movimiento del dedo.



**Figura 9-3:** Vista de detalle (mano y dedo)

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

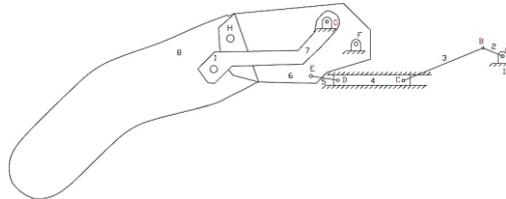
El diseño del prototipo está basado en un mecanismo de biela manivela con servos motores que permita el movimiento de los dedos (apertura y cierre), en esta fase se analizará su movimiento

óptimo, y las configuraciones iniciales del sistema de control.

- Grados de libertad

Se define los grados de libertad la cantidad de actuadores o motores para operar el mecanismo. Para obtener los grados de libertad se ocupa ecuación de Gruebler:

$$M = 3(n - 1) - 2j_p - j_h \tag{2}$$



**Figura 10-3:** Esquema simplificado del mecanismo

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

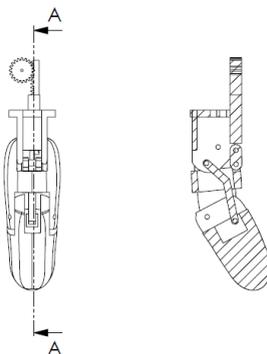
$$M = 3(8 - 1) - 2(10) - 1$$

$$M = 1$$

Se tiene un mecanismo de un grado de libertad por el servo motor y el mecanismo de biela manivela.

### 3.4.1.2 Comportamiento del pulgar

Los movimientos que debe tener el dedo pulgar en sus diferentes posiciones permitirán establecer las formas iniciales del mecanismo. El mecanismo piñón-cremallera transforma el giro de un eje a un movimiento lineal. Seguido a este mecanismo estará conectado eslabones compuestos haciendo el correspondientemovimiento del pulgar.



**Figura 11-3:** Vista de detalle (mecanismo pulgar)

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 202

Para el movimiento del dedo pulgar en el diseño basa en un mecanismo de piñón-cremallera con un servo motor que permita el movimiento apertura y cierre.

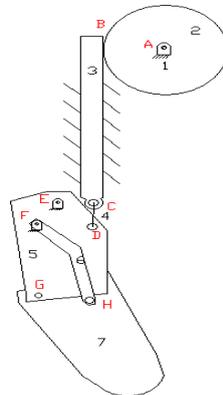
- Grados de libertad

Se Define los grados de libertad la cantidad de actuadores o motores para operar el mecanismo. Para obtener los grados de libertad se ocupa ecuación de Gruebler:

$$M = 3(n - 1) - 2j_p - j_n$$

$$M = 3(7 - 1) - 2(8) - 1$$

$$M = 1$$



**Figura 12-3:** Esquema simplificado del mecanismo

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

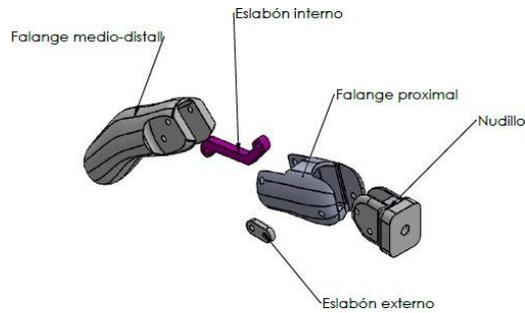
### 3.4.2 Modelado 3D en Solidworks

Para esta etapa del proyecto de integración curricular se presenta un modelado del prototipo de prótesis desarrollado en SolidWorks. también se realizará análisis de movimiento implementando software ADAMS con el fin de obtener resultados de velocidad y aceleración, para un óptimo funcionamiento de prototipo y sus componentes electrónicos., a su vez se realizará un análisis estático por medio de ANSYS. Los sensores mioeléctricos se programarán en la plataforma Arduino ya que dentro de la electrónica de la prótesis se encuentra un Arduino uno.

#### 3.4.2.1 Diseño de los dedos

El primer diseño que corresponde a los dedos está compuesto por una falange proximal y una falange media-distal, un eslabón interno el cual ayuda con el cierre del dedo, un nudillo que servirá como punto de fijación del dedo a la palma. Se denominó cada componente con los nombres de los huesos de la mano humana, esto ayuda a tener una mejor referencia para explicar el funcionamiento

del mecanismo. La suavidad del diseño presenta mayor antropometría, asemejando la estética a una mano humana real.



**Figura 13-3:** Partes del dedo índice (diseño)

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

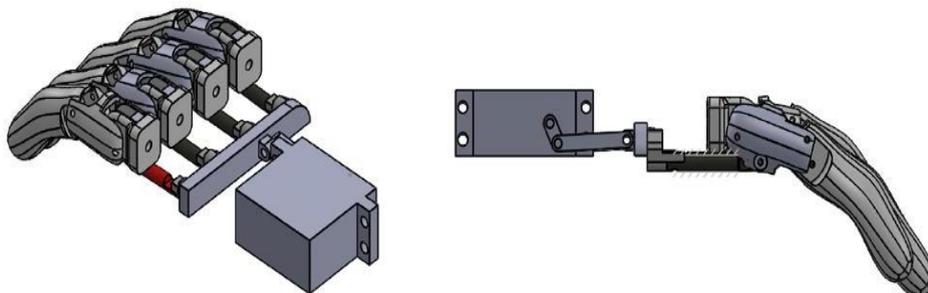
Mediante el eslabón exterior se conecta un cilindro de 5mm de diámetro funcionando como corredera, produciendo un movimiento lineal el cual hace que las falanges tengan un movimiento, que se usara para agarre de la mano.



**Figura 14-3:** Diseño de dedo índice

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El mecanismo biela manivela es el que da el movimiento lineal del cilindro. Los 5 dedos son acoplados mediante tornillos a la palma, que tiene 6 orificios que sirven como guía para los cilindros, a su vez los cilindros son acoplados mediante tornillos para formar un mecanismo único logrando que los 5 dedos se muevan con un servo motor MG90s.

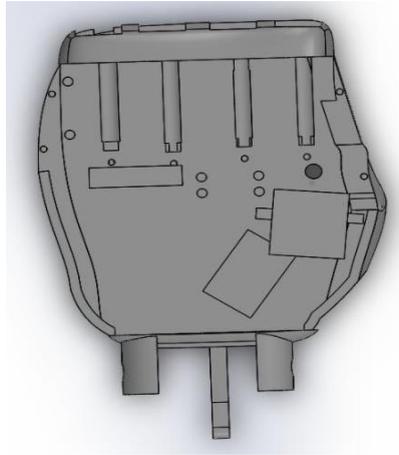


**Figura 15-3:** Mecanismo de movimiento de los dedos mediante cilindros y servo motor

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.4.2.2 *Diseño preliminar de la palma*

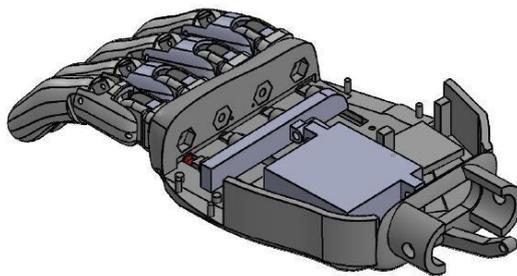
En el diseño de la palma se integra los correspondientes espacios para la instalación del motor, así como los nudillos que serán unidos por medio de pequeños ejes, se debe considerar la optimización del espacio ya que luego del diseño viene la instalación de los circuitos, le sistema del dedo pulgar etc. Por ende, se debe considerar la facilidad a la hora del ensamblado final.



**Figura 16-3:** Diseño preliminar de la palma

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Se acopla los nudillos tanto de los dedos (índice, anular, medio y meñique) como del pulgar, para así unir los mecanismos, cumpliendo la funcionalidad que requiere el prototipo.

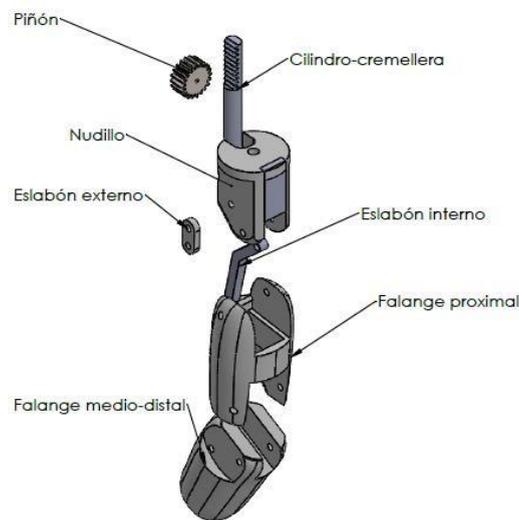


**Figura 17-3:** Diseño de dedos acoplados a la palma

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

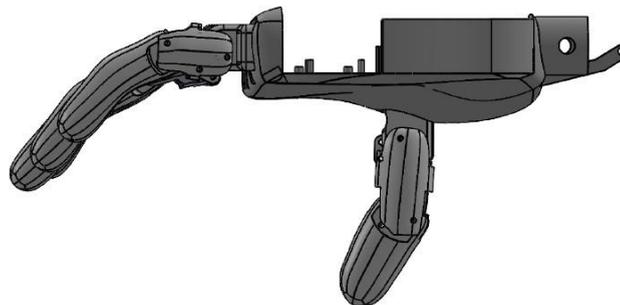
### 3.4.2.3 Diseño del pulgar

En segundo diseño corresponde al pulgar que está compuesto por una falange proximal y una falange media-distal, un eslabón interno el cual ayuda con el cierre del dedo, un nudillo que servirá como punto de fijación del dedo a la palma. Se denominó cada parte del diseño del dedo pulgar con los nombres de los huesos de la mano humana, esto facilita una mejor referencia para entender el funcionamiento del mecanismo. Los acabados del diseño presentan mayor antropometría, asemejando la estética a una mano humana real.



**Figura 18-3:** Partes del dedo pulgar (diseño)

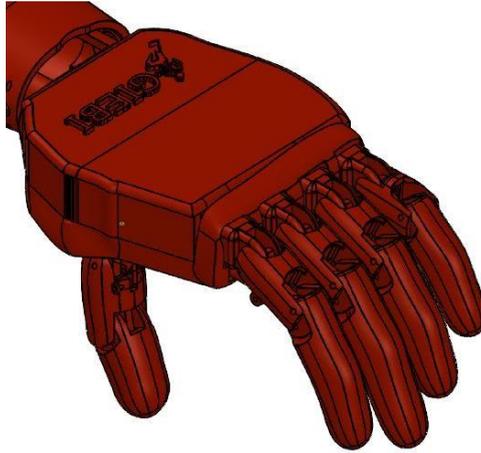
**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022



**Figura 19-3:** Diseño de dedos y pulgar acoplados a la palma

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Para cubrir los mecanismos de diseño tapas superior, las cuales cumplen como función de proteger los circuitos y mecanismos, del polvo, la humedad y golpes externos



**Figura 20-3:** Diseño preliminar de la prótesis con tapas superiores

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

#### 3.4.2.4 *Diseño de Socket*

El socket es el elemento que va colocado en la amputación y acoplado al prototipo de la mano para la prótesis se complete. para el diseño se recurrió a tomar medidas reales directamente a una persona que tenga la amputación.

La persona que nos ayudó perdió su extremidad en un accidente, tiene 60 años, y muestra una gran disposición para colaborar en este proyecto.



**Figura 21-3:** Amputación

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La dimensión de para el diseño del socket, se empleó diferentes instrumentos como cinta métrica y calibrador. La longitud de socket es de 18cm, diámetro al inicio de la amputación de 18 cm y al final de 22cm, en el diseño se le dejara un espacio adecuado para el paso de los cables y los dispositivos electrónicos.



**Figura 22-3:** Medidas de la amputación

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022



**Figura 23-3:** Medida de antebrazo

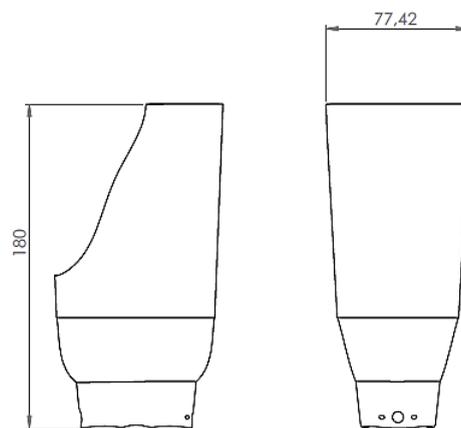
**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

En modelado 3D del socket se tomó en cuenta las dimensiones del paciente. También el espacio suficiente para colocar un recubrimiento de un material flexible, para mayor comodidad.



**Figura 24-3:** Modelado del socket

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

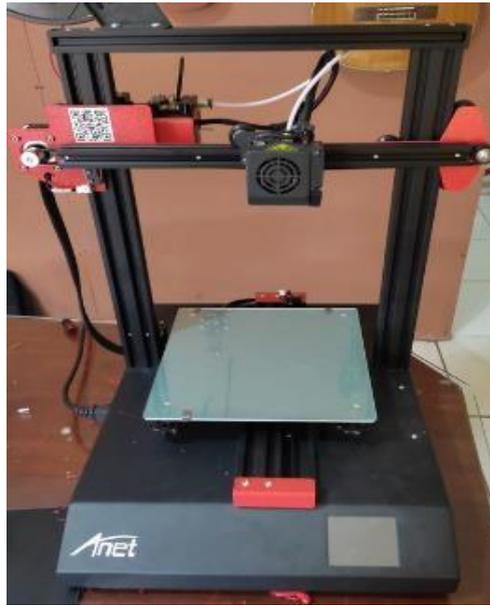


**Figura 25-3:** Modelado del Socket

**Realizado por:** Guerrero Adrián, Tenelanda Alex 2022

### 3.4.3 *Impresión 3D del diseño preliminar*

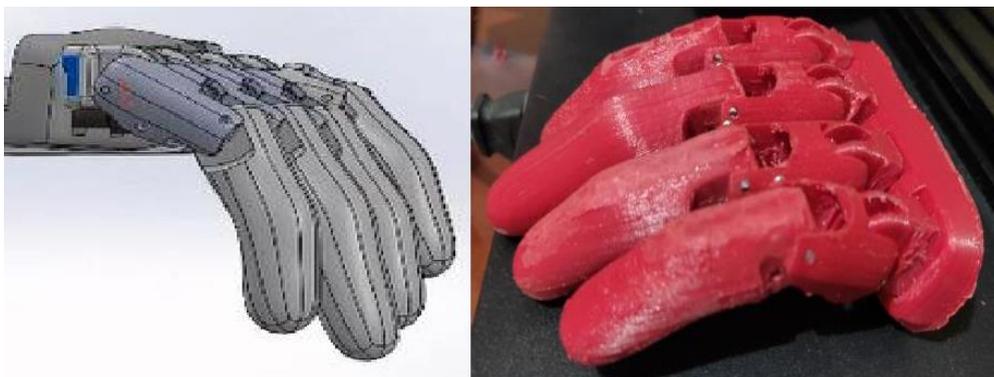
En la construcción de este diseño mencionado anteriormente (Figura 20-3), considerando como material el PLA, debido a que tiene buena maquinabilidad, disponibilidad y buenas propiedades que nos brinda el material, esta construcción del diseño se la realiza por medio de una impresora 3D. Este diseño se imprimió para verificar movilidad de los mecanismos, y realizar las siguientes mejoras de estética y ergonomía.



**Figura 26-3:** Impresora 3D

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

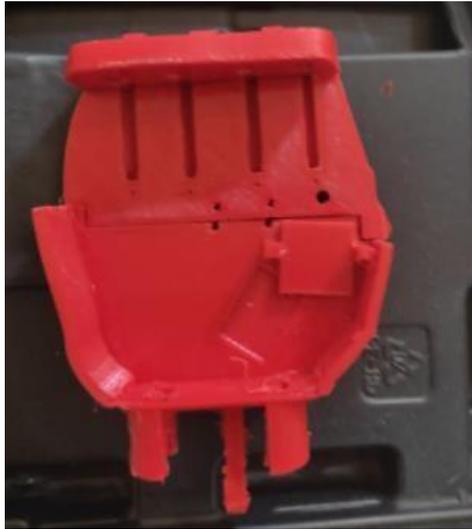
Se procede a imprimir y ensamblar los dedos índices, anular, medio, meñique, así mismo se procede hacer el ensamble, teniendo muy en cuenta la funcionalidad.



**Figura 27-3:** Modelado 3D y construcción de ensamble de los dedos

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

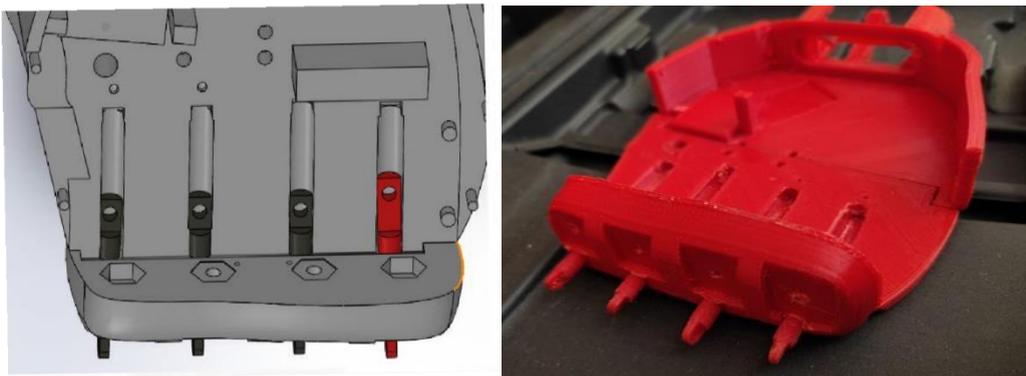
La palma se imprimió en dos partes para aprovechar el área de impresión, la cual se ensambló mediante ranuras y pegamento.



**Figura 28-3:** Ensamblado

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Como se puede apreciar en los 4 dedos principales constan 4 cilindros uno para cada dedo. los cuales van a permitir el movimiento de estos, a su vez estos cilindros son accionados por un sistema de biela manivela.



**Figura 29-3:** Modelado y construcción del ensamble de los cilindros en la palma

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

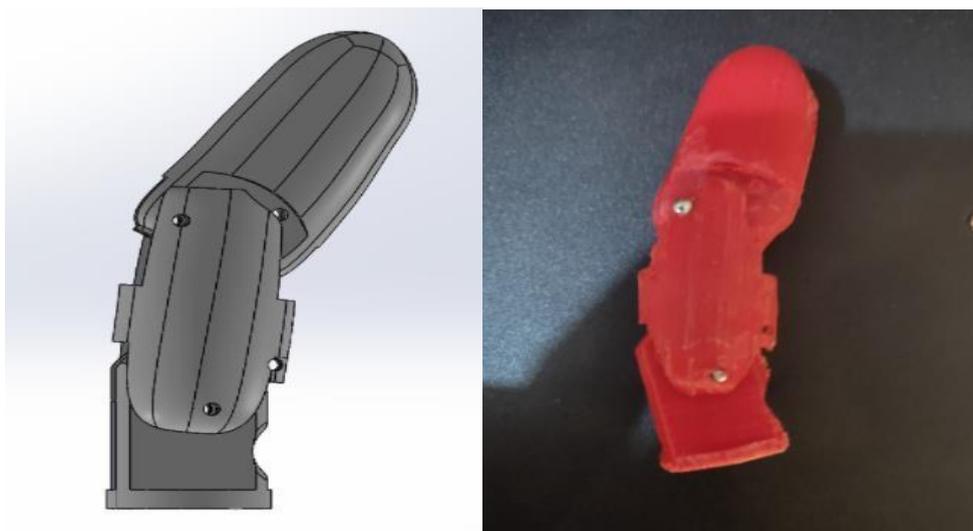
Una vez diseñados los elementos de los dedos y la palma se procede a su respectivo ensamble, verificando un correcto acople de estos.



**Figura 30-3:** Ensamblado de los dedos a la palma

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

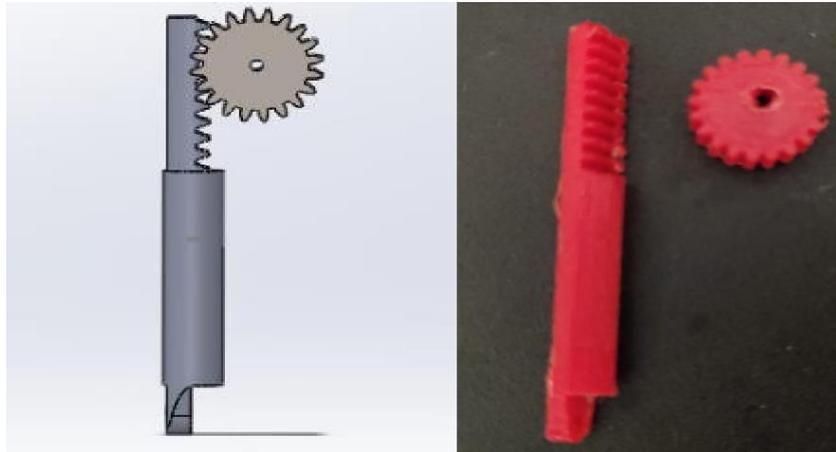
Se procede con el diseño del de pulgar este dedo consta de un sistema diferente como es un piñón cremallera ya que está instalado a un servo motor



**Figura 31-3:** Modelado y construcción de los componentes del pulgar

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Se presenta el diseño del sistema piñón cremallera



**Figura 32-3:** Modelado e impresión 3D del sistema piñón cremallera

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Para la fabricación de socket se mejoró la calidad de impresión 3D, disminuyendo la velocidad y también cambiando el relleno de líneas a tri-hexagonos. En el socket tener en cuenta que se va a colocar cinta velcro para que tenga firmeza.



**Figura 33-3:** Modelado e impresión 3D del socket

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Para mayor sujeción de la amputación con la prótesis, se colocó cinta velcro en un sistema de argollas, mediante pegamento y broches estrellas. Esto permitirá al usuario ajustar el socket a su preferencia.



**Figura 34-3:** Colocación de cintas velcro en socket

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El ensamble todos los elementos los elementos de prótesis se los realizó con ejes de 2,5mmde acero inoxidable 304



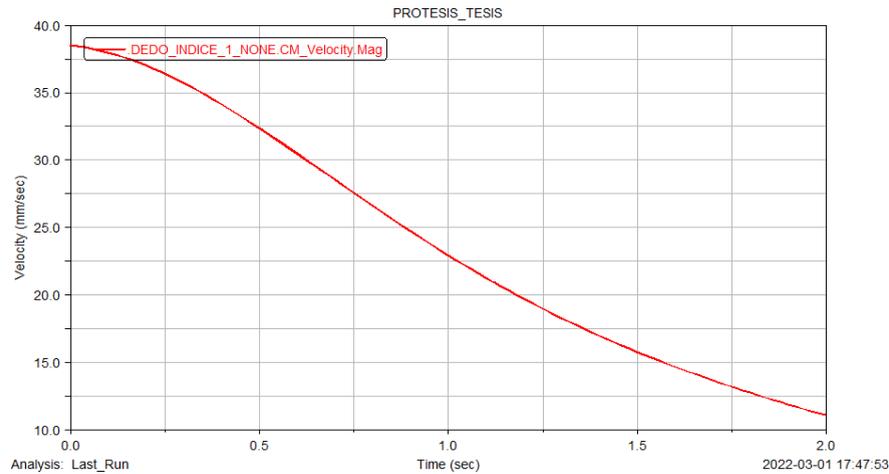
**Figura 35-3:** Prótesis preliminar ensamblada

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.4.4 *Análisis cinámico con software MSC Adams*

Los mecanismos desarrollados en el diseño de la prótesis en solidworks permite exportar a diferentes formatos para luego ser importado al software MSC ADAMS donde se lleva a cabo un análisis cinemático: el movimiento, velocidades y aceleraciones.

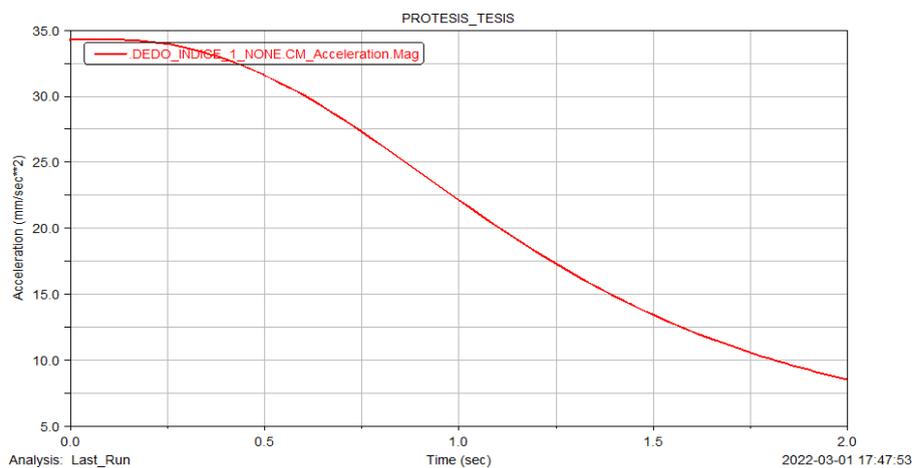
#### 3.4.4.1 *Simulación del dedo índice*



**Gráfico 2-3:** Velocidad vs tiempo dedo índice en el centro de masa

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

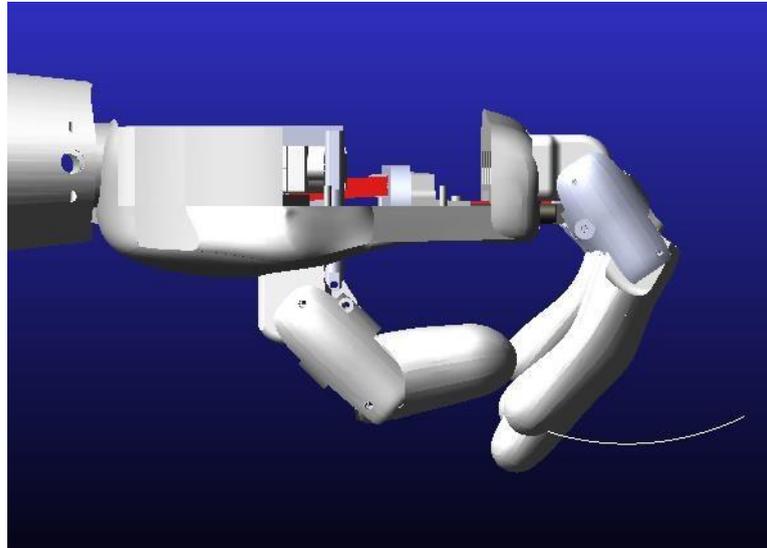
La velocidad máxima que corresponde al dedo índice es de alrededor de 38mm/s en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 12 mm/s en un tiempo de 2 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Gráfico 3-3:** Aceleración vs tiempo del dedo índice en el centro de masa

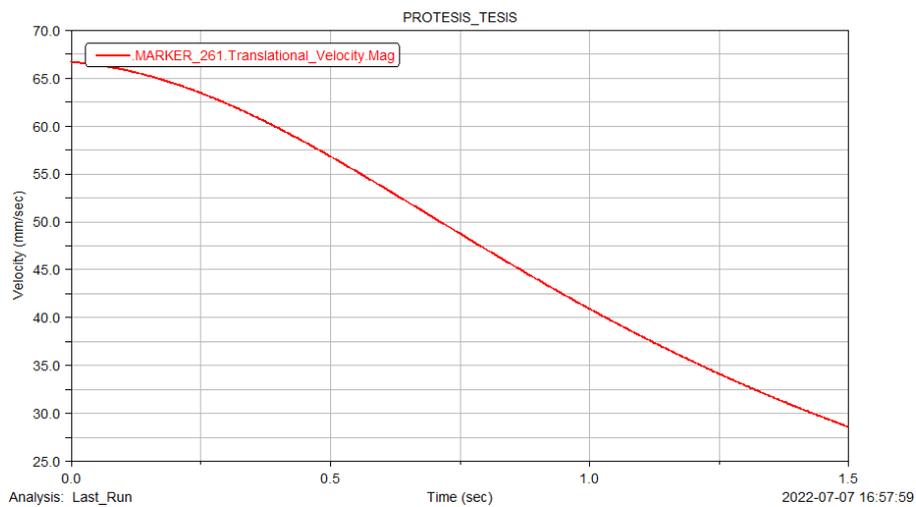
**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La aceleración máxima que corresponde al dedo índice es de alrededor de 35 mm/s<sup>2</sup> en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 7 mm/s<sup>2</sup> en un tiempo de 2 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Figura 36-3:** Simulación del movimiento del punto de interés del dedo índice

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

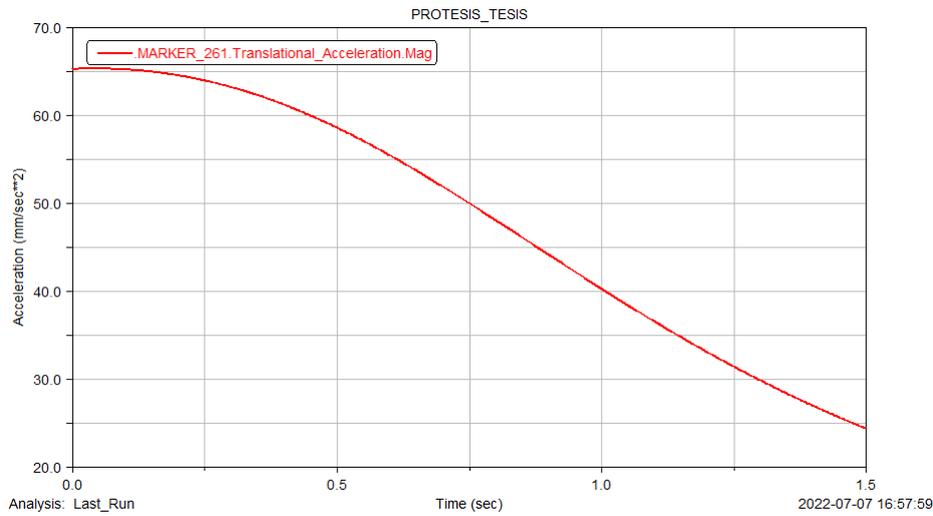


**Gráfico 4-3:** Velocidad vs tiempo dedo índice en el punto de interés

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La velocidad máxima de traslación que corresponde al punto de interés del índice es de alrededor de 66 mm/s en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 26 mm/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que

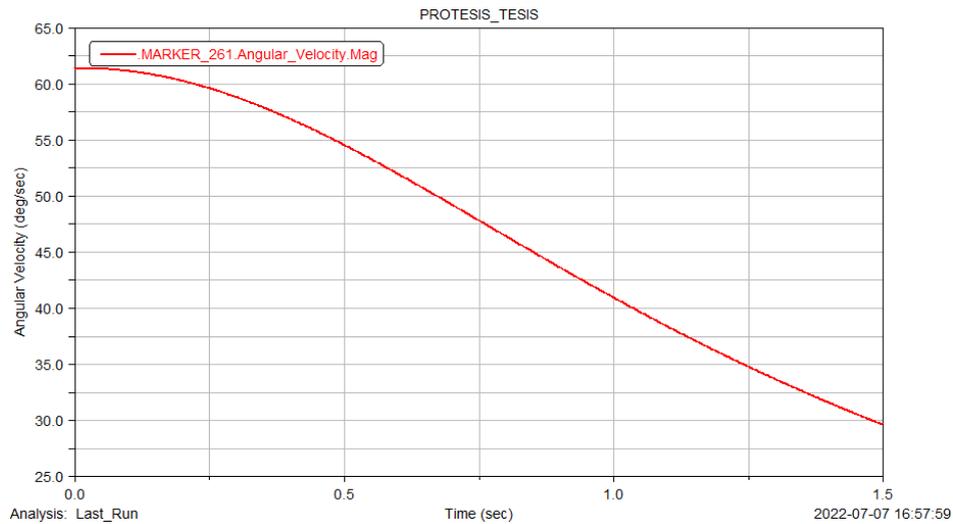
continúa el movimiento del dedo.



**Gráfico 5-3:** Aceleración vs tiempo del dedo índice en el punto de interés

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La aceleración máxima de traslación que corresponde al punto de interés dedo índice es de alrededor de 67 mm/s<sup>2</sup> en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 24 mm/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende a medida que continúa el movimiento del dedo.

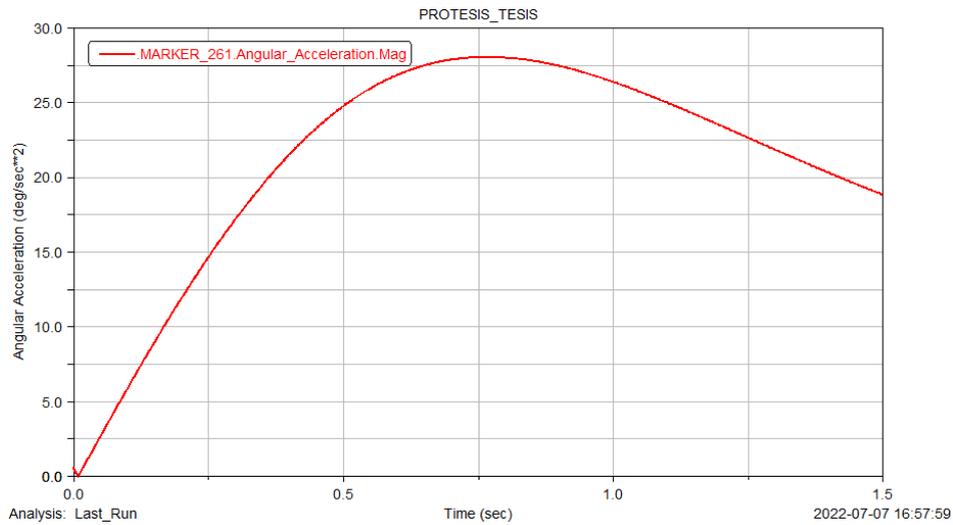


**Gráfico 6-3:** Velocidad angular vs tiempo dedo índice en el punto de interés

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 20022

La velocidad máxima angular que corresponde al punto de interés del índice es de alrededor de 61 deg/s en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 28 deg/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continúa el

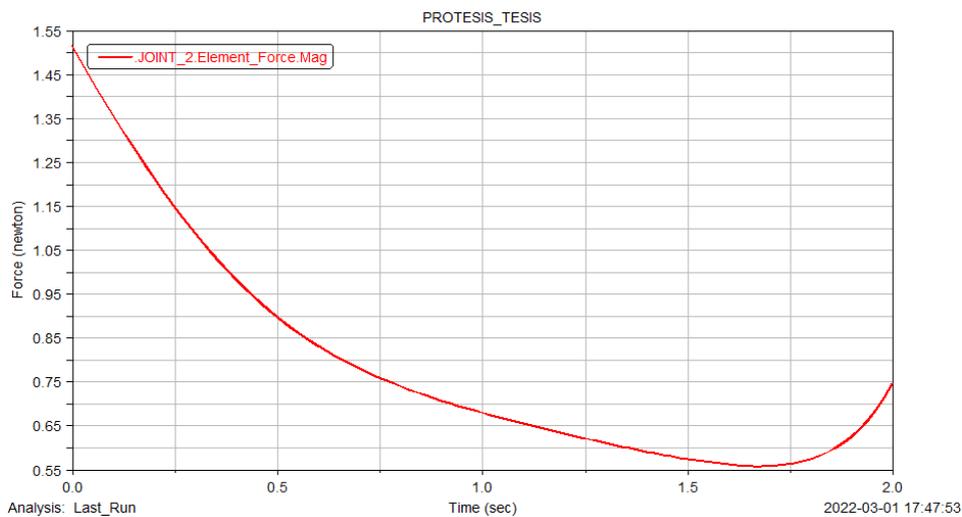
movimiento del dedo.



**Gráfico 7-3:** Aceleración angular vs tiempo dedo índice en el punto de interés

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

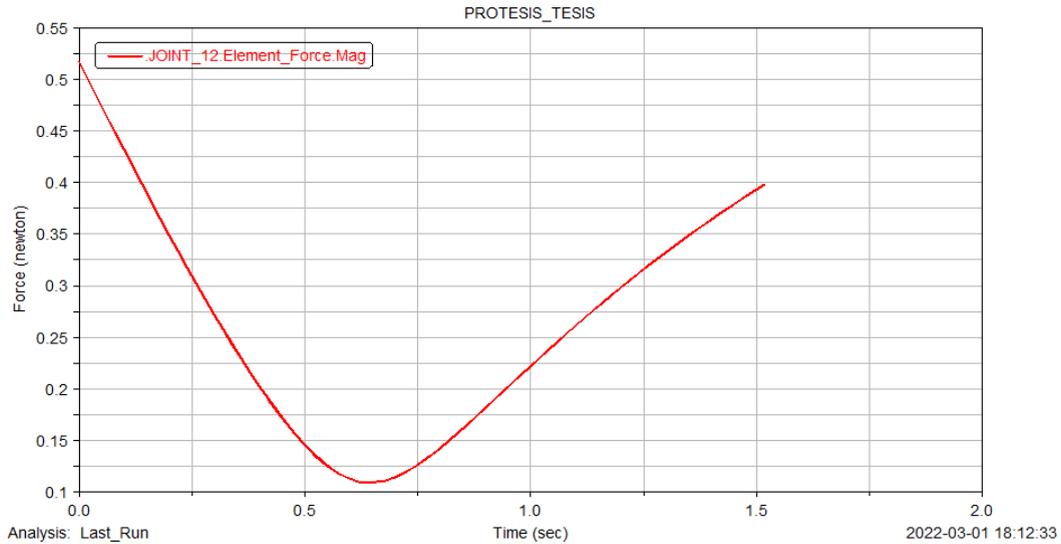
La aceleración máxima angular que corresponde al punto de interés del dedo índice es de alrededor de 28 deg/s<sup>2</sup> descendiendo hasta los 19 deg/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual tiene un incremento para después descender.



**Gráfico 8-3:** Junta revolución de índice entre falange proximal y nudillo

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

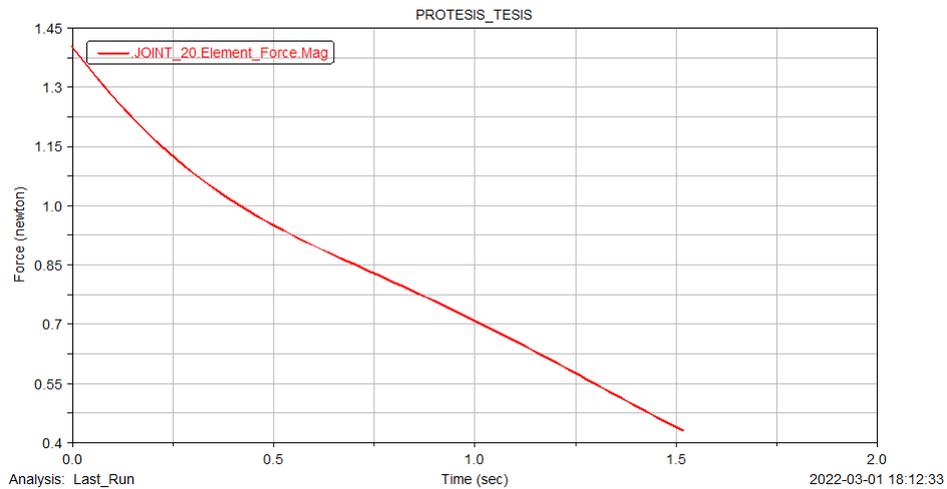
La fuerza máxima que corresponde a la junta entre la falange proximal y nudillo es de alrededor de 1.50 N en el arranque, con un valor que no supera los 0,75 N en un tiempo de 2 segundos como se puede apreciar en la curva de fuerza vs tiempo.



**Gráfico 9-3:** Junta revolución del dedo índice entre falange medio-distal y falange proximal

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La fuerza máxima que corresponde a la junta entre la falange medio- distal y la falange proximal es de alrededor de 0,52 N en el arranque, con un valor que no supera los 0,4 N en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de fuerza vs tiempo.

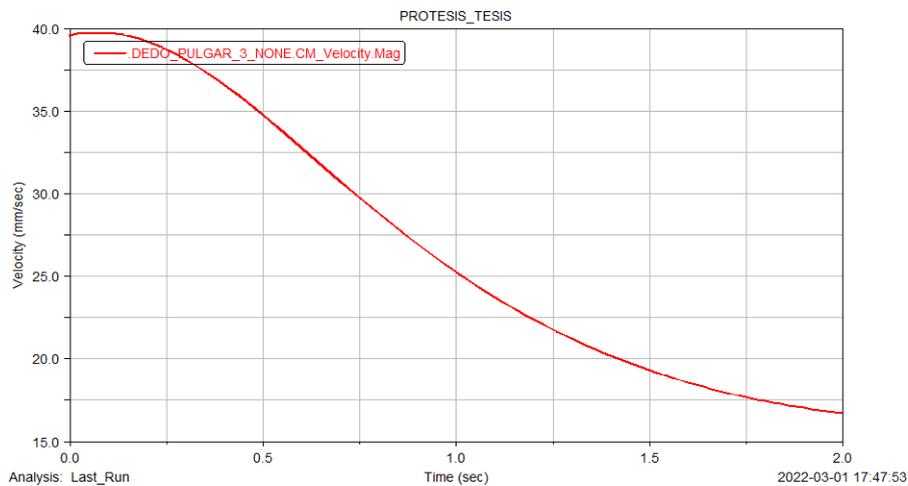


**Gráfico 10-3:** Junta revolución del dedo índice entre falange proximal y el cilindro

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La fuerza máxima que corresponde a la junta entre la falange proximal y el cilindro es de alrededor de 1,45 N en el arranque, con un valor que no supera los 0,475 N en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de fuerza vs tiempo.

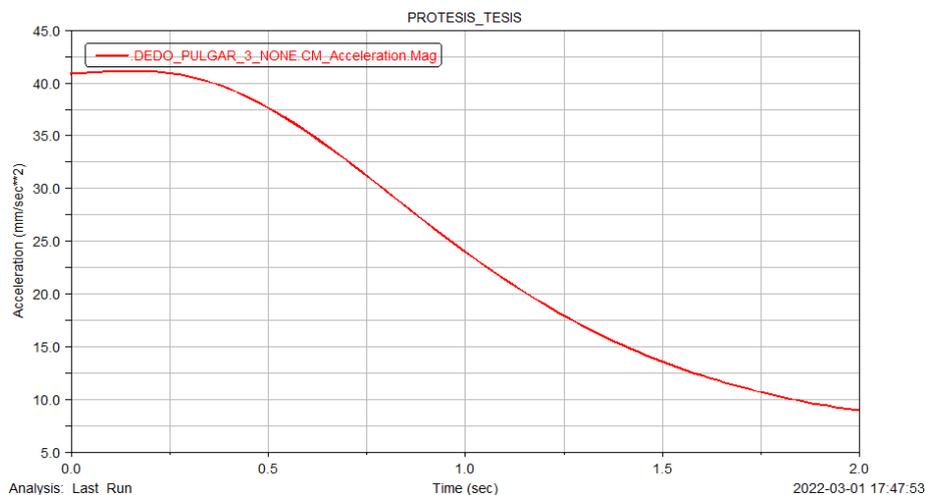
### 3.4.4.2 Simulación del pulgar



**Gráfico 11-3:** Velocidad vs tiempo del dedo pulgar en el centro de masa

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

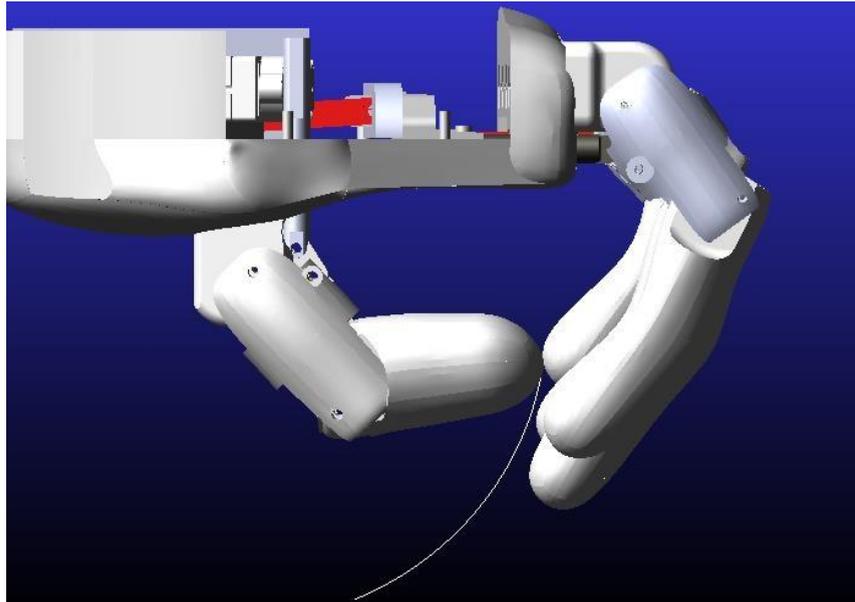
La velocidad máxima que corresponde al dedo pulgar es de alrededor de 40 mm/s<sup>2</sup> en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 17 mm/s en un tiempo de 2 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Gráfico 12-3:** Aceleración vs tiempo del dedo pulgar en el centro de masa

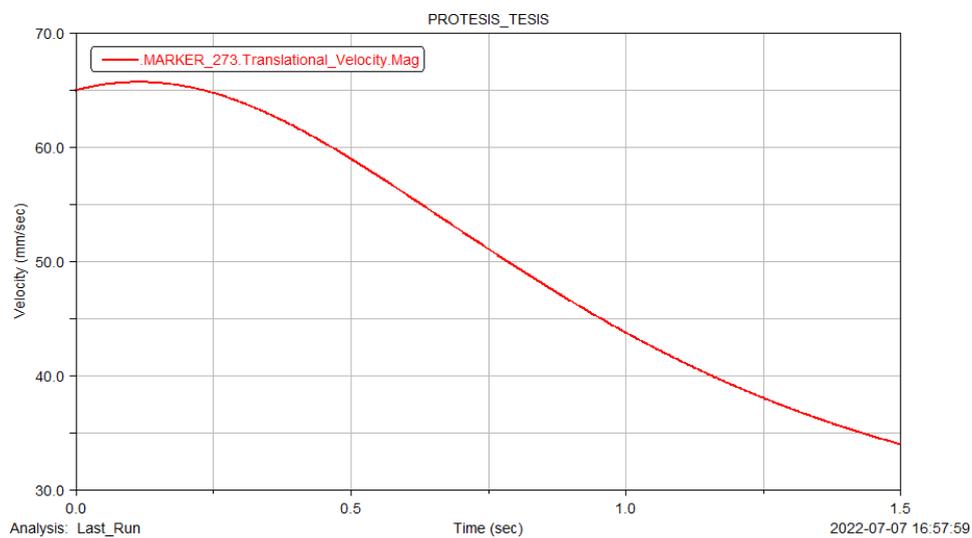
Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La aceleración máxima que corresponde al dedo pulgar es de alrededor de 41mm/s<sup>2</sup> en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 10 mm/s<sup>2</sup> en un tiempo de 2 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Figura 37-3:** Simulación del movimiento del punto de interés del dedo pulgar

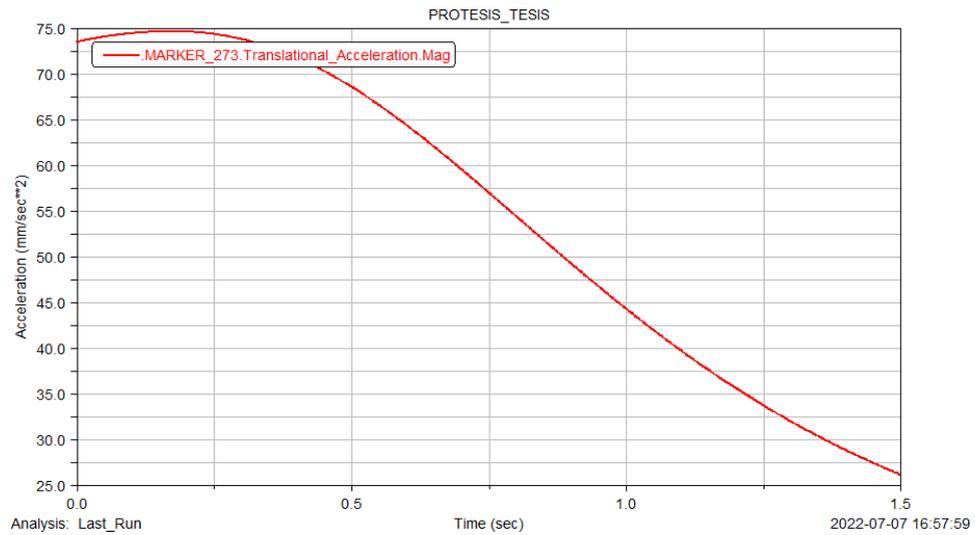
**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022



**Gráfico 13-3:** Velocidad vs tiempo del dedo pulgar en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

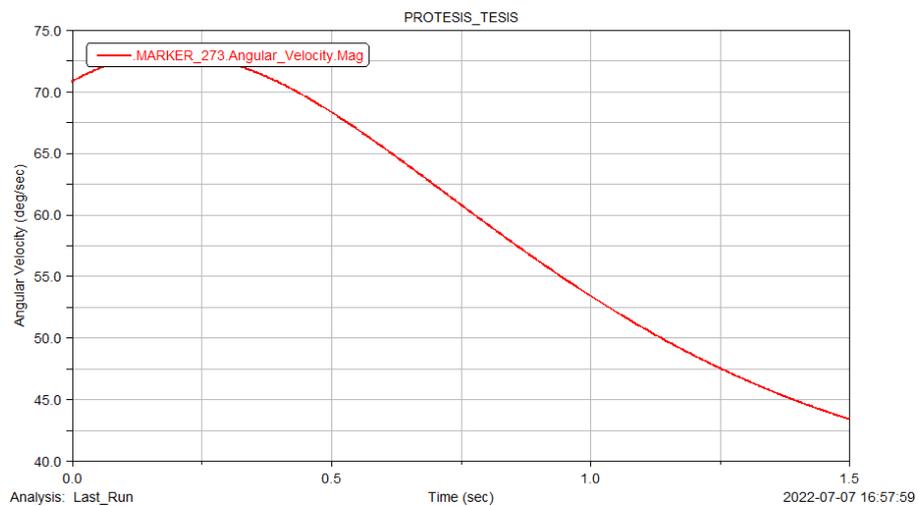
La velocidad máxima de traslación que corresponde al punto de interés del dedo pulgar es de alrededor de 66 mm/s en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 34 mm/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Gráfico 14-3:** Aceleración vs tiempo del dedo pulgar en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

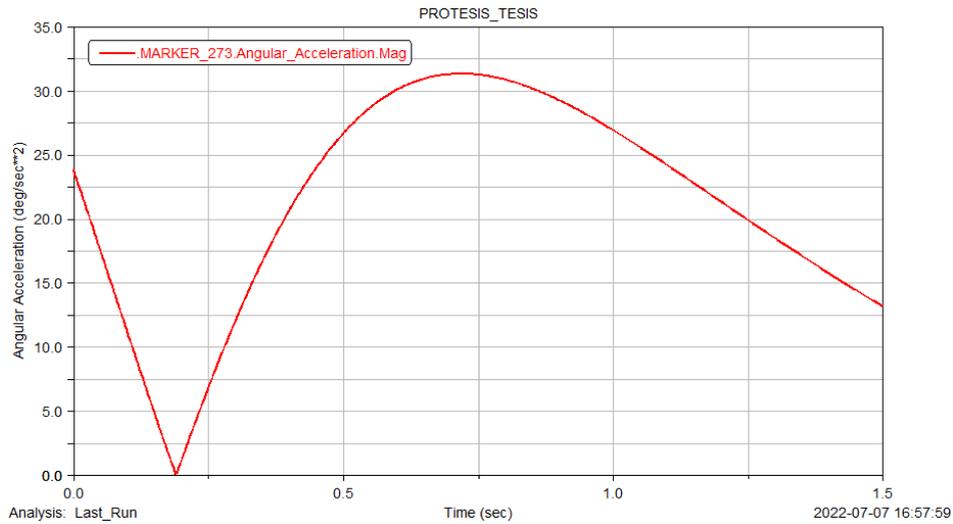
La aceleración máxima de traslación que corresponde al punto de interés del dedo pulgar es de alrededor de 75 mm/s<sup>2</sup>, con un valor mínimo que no supera los 27 mm/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Gráfico 15-3:** Velocidad angular vs tiempo del dedo pulgar en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

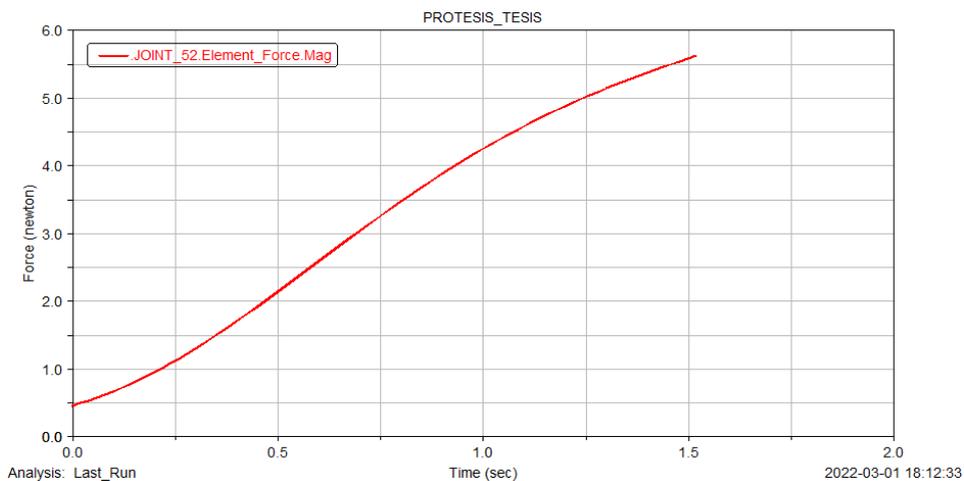
La velocidad máxima angular que corresponde al punto de interés del dedo pulgar es de alrededor de 73 deg/s, con un valor mínimo que no supera los 43 deg/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Gráfico 16-3:** Aceleración angular vs tiempo del dedo pulgar en el punto de interés.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

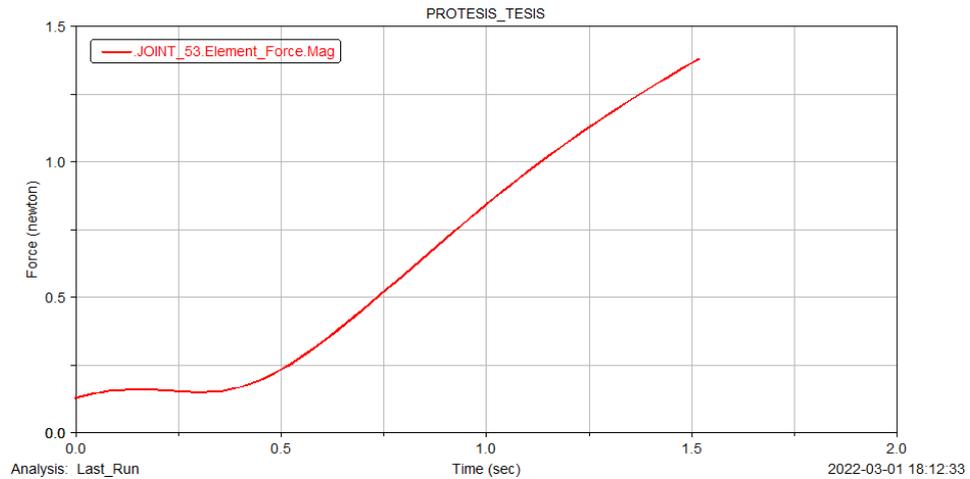
La aceleración máxima angular que corresponde al punto de interés del dedo pulgar es de alrededor de 31 deg/s<sup>2</sup> descendiendo hasta los 13 deg/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende para después tener un valor máximo y continuar con su descenso.



**Gráfico 17-3:** Junta revolución del dedo pulgar entre falange proximal y nudillo

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

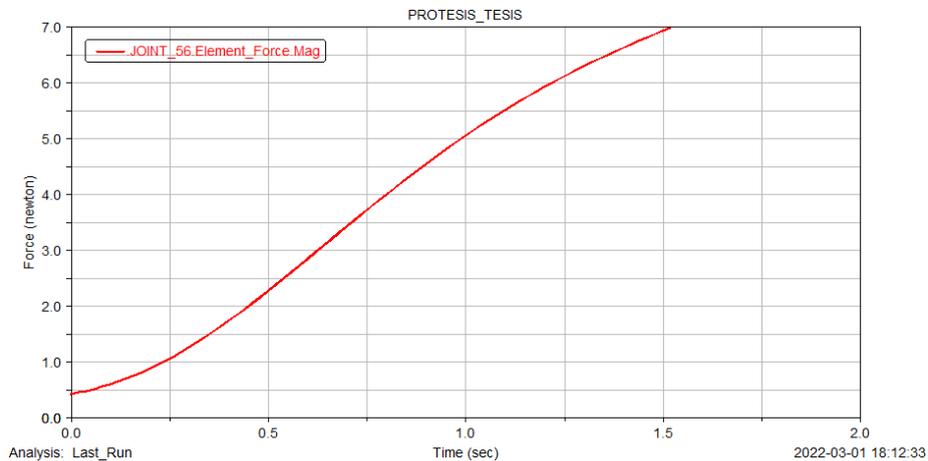
La fuerza máxima que corresponde a la junta entre la falange proximal y el nudillo es de alrededor de 0,5 N en el arranque, con un valor que no supera los 6 N en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de fuerza vs tiempo.



**Gráfico 18-3:** Junta revolución dedo pulgar entre falange medio-distal y falange proximal

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La fuerza máxima que corresponde a la junta entre la falange medio-distal y falange proximal es de alrededor de 0,3 N en el arranque, con un valor que no supera los 1,5 N en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de fuerza vs tiempo.



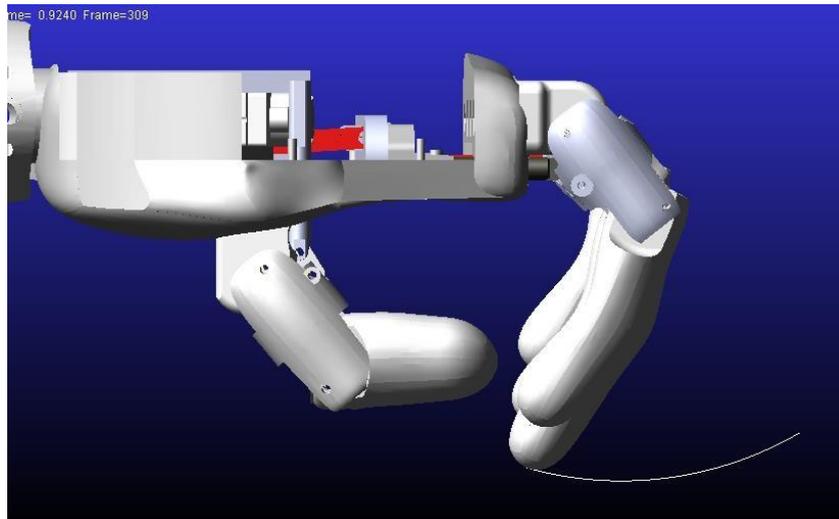
**Gráfico 19-3:** Junta revolución dedo pulgar entre falange proximal y el cilindro

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La fuerza máxima que corresponde a la junta entre la falange proximal y el cilindro, es de alrededor de 0,5 N en el arranque, con un valor que no supera los 7 N en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de fuerza vs tiempo.

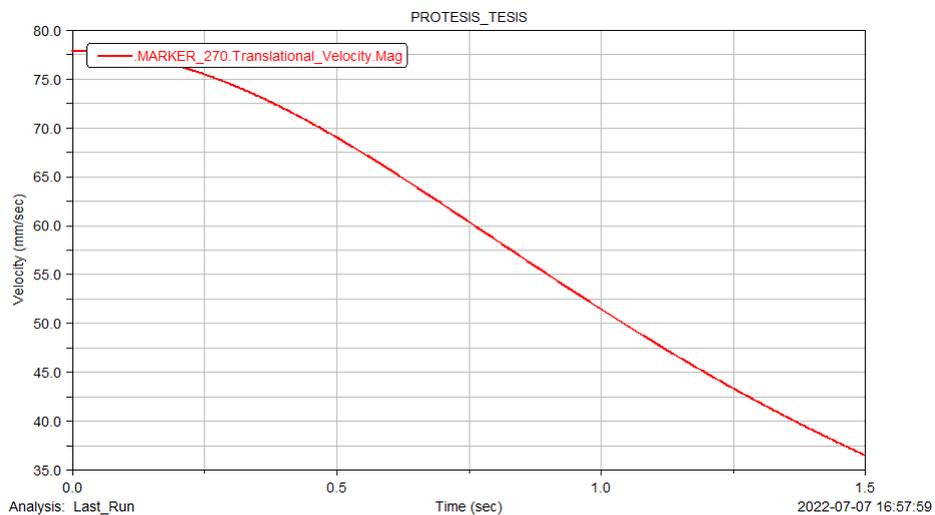
### 3.4.4.3

### Simulación del dedo medio



**Figura 38-3.** Simulación del movimiento del punto de interés del dedo medio

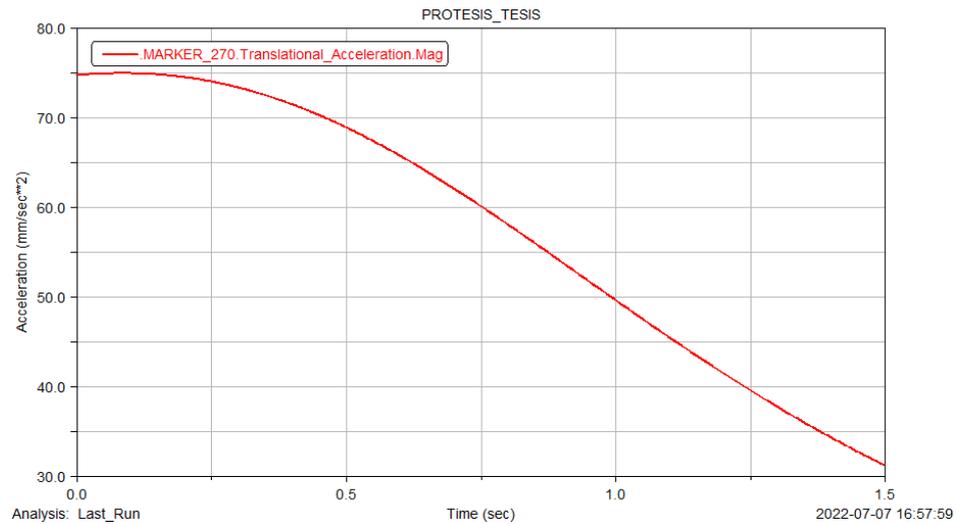
**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022



**Gráfico 20-3:** Velocidad vs tiempo del dedo medio en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

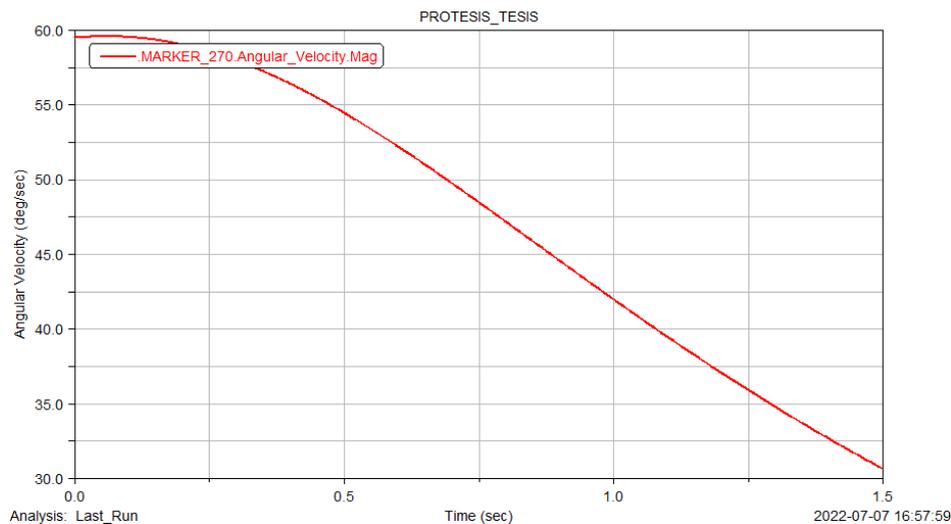
La velocidad máxima de traslación que corresponde al punto de interés del dedo medio es de alrededor de 77 mm/s en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 37 mm/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Gráfico 21-3:** Aceleración vs tiempo del dedo medio en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

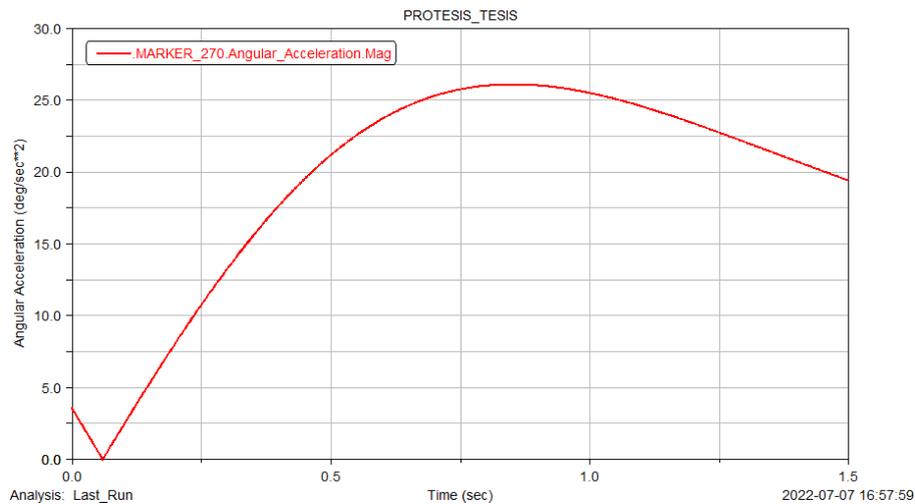
La aceleración máxima de traslación que corresponde al punto de interés del dedo medio es de alrededor de 75 mm/s<sup>2</sup>, con un valor mínimo que no supera los 31 mm/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Gráfico 22-3:** Velocidad angular vs tiempo del dedo medio en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La velocidad máxima angular que corresponde al punto de interés del dedo medio es de alrededor de 60 deg/s, con un valor mínimo que no supera los 32 deg/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.

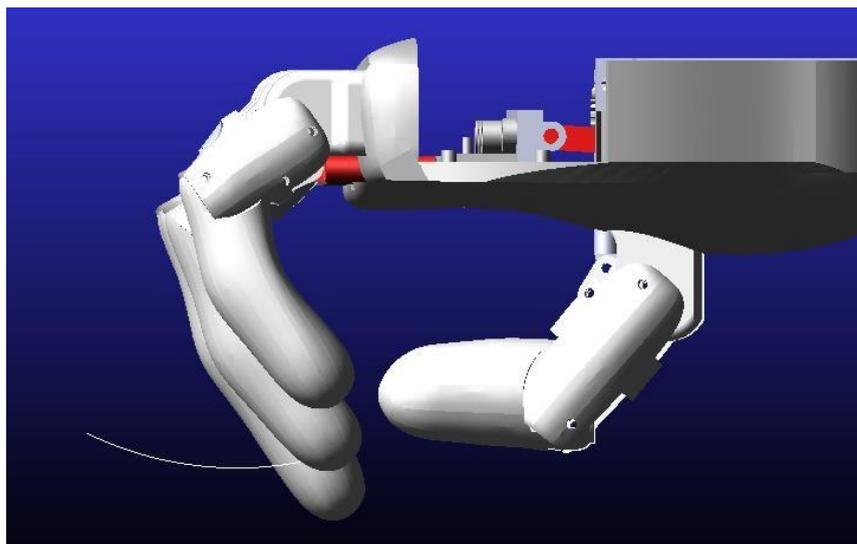


**Gráfico 23-3:** Aceleración angular vs tiempo del dedo medio en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

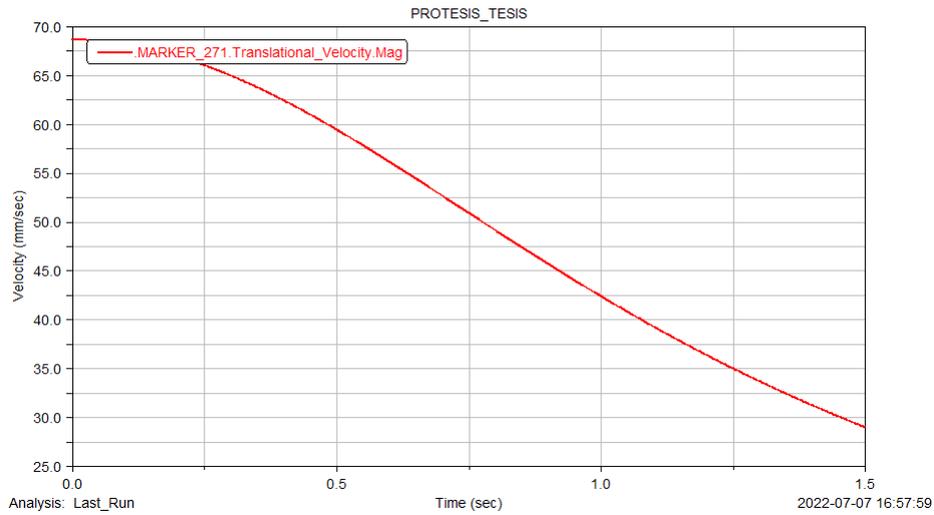
La aceleración máxima angular que corresponde al punto de interés del dedo medio es de alrededor de 26 deg/s<sup>2</sup> descendiendo hasta los 19 deg/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende para después tener un valor máximo y continuar con su descenso.

#### 3.4.4.4 Simulación del dedo anular



**Figura 39-3:** Simulación del movimiento del punto de interés del dedo anular

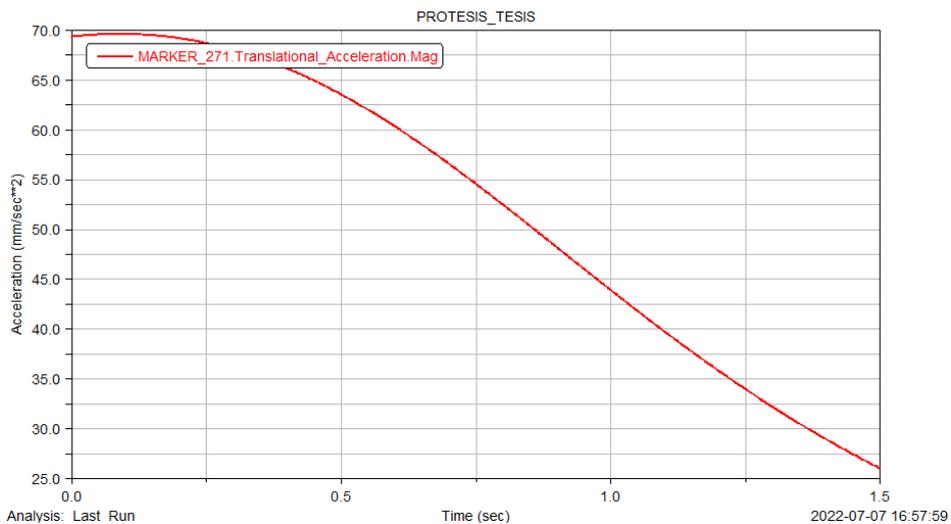
**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022



**Gráfico 24-3:** Velocidad vs tiempo del dedo anular en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

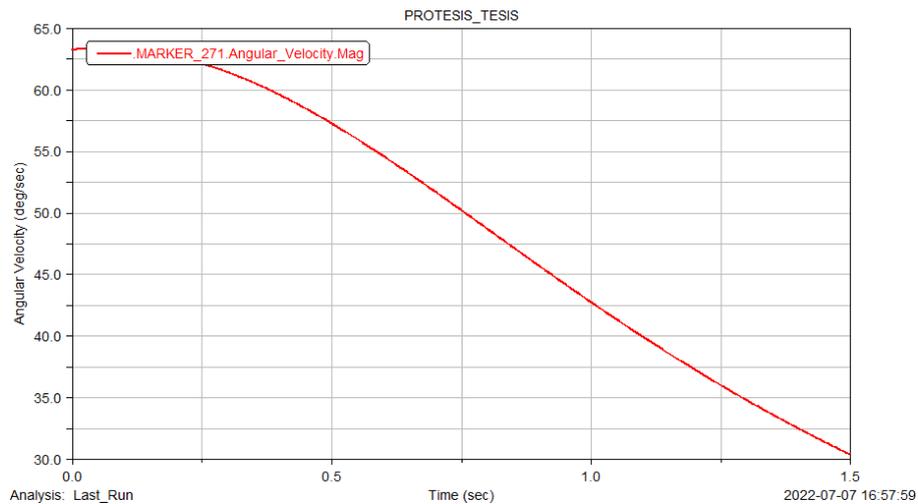
La velocidad máxima de traslación que corresponde al punto de interés del dedo anular es de alrededor de 68 mm/s en el arranque, con un valor mínimo que no supera los 29 mm/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Gráfico 25-3:** Aceleración vs tiempo del dedo anular en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

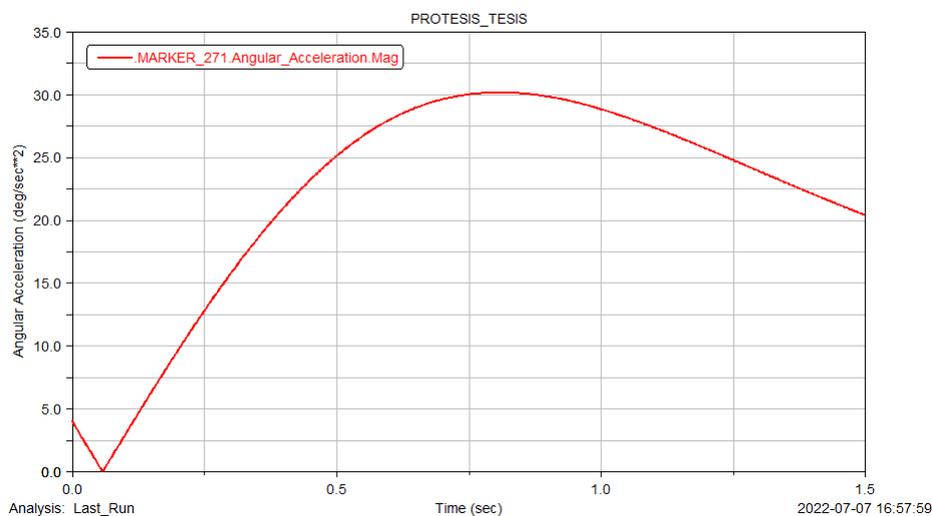
La aceleración máxima de traslación que corresponde al punto de interés del dedo anular es de alrededor de 70 mm/s<sup>2</sup>, con un valor mínimo que no supera los 26 mm/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.



**Gráfico 26-3:** Velocidad angular vs tiempo del dedo anular en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La velocidad máxima angular que corresponde al punto de interés del dedo anular es de alrededor de 63 deg/s, con un valor mínimo que no supera los 31 deg/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continua el movimiento del dedo.

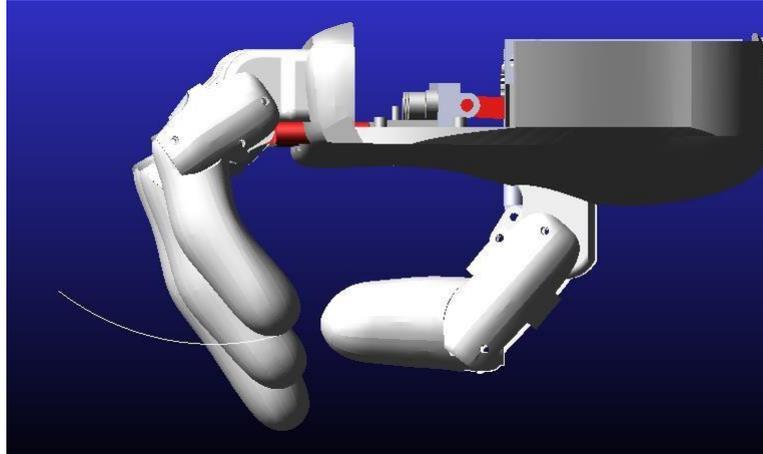


**Gráfico 27-3:** Aceleración angular vs tiempo del dedo anular en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

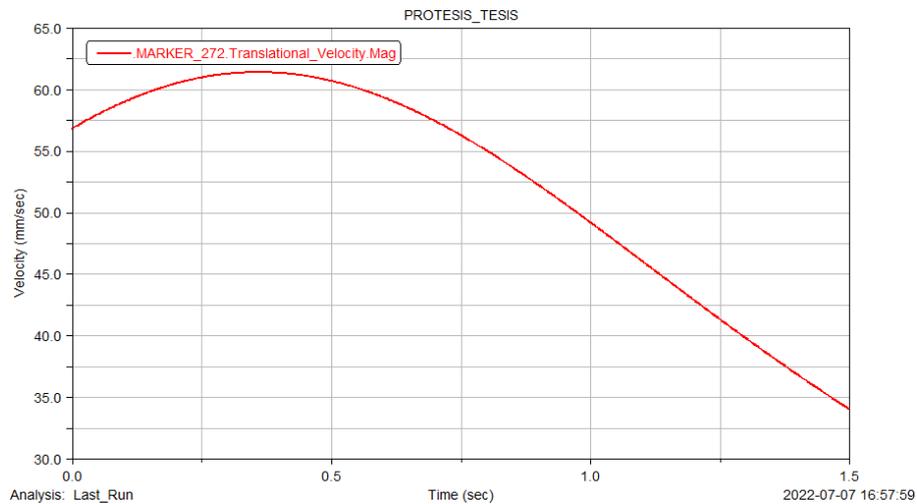
La aceleración máxima angular que corresponde al punto de interés del dedo anular es de alrededor de 30 deg/s<sup>2</sup> descendiendo hasta los 21 deg/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende para después tener un valor máximo y continuar con su descenso.

#### 3.4.4.5 Simulación del dedo meñique



**Figura 40-3:** Simulación del movimiento del punto de interés del dedo meñique

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

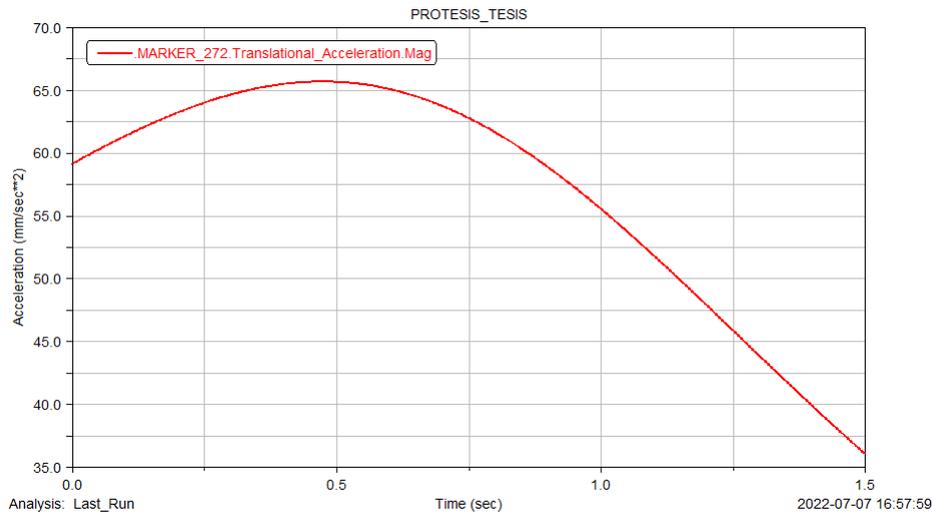


**Gráfico 28-3:** Velocidad vs tiempo del dedo meñique en el punto de interés.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La velocidad máxima de traslación que corresponde al punto de interés del dedo meñique es de alrededor de 62 mm/s, con un valor mínimo que no supera los 34 mm/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que

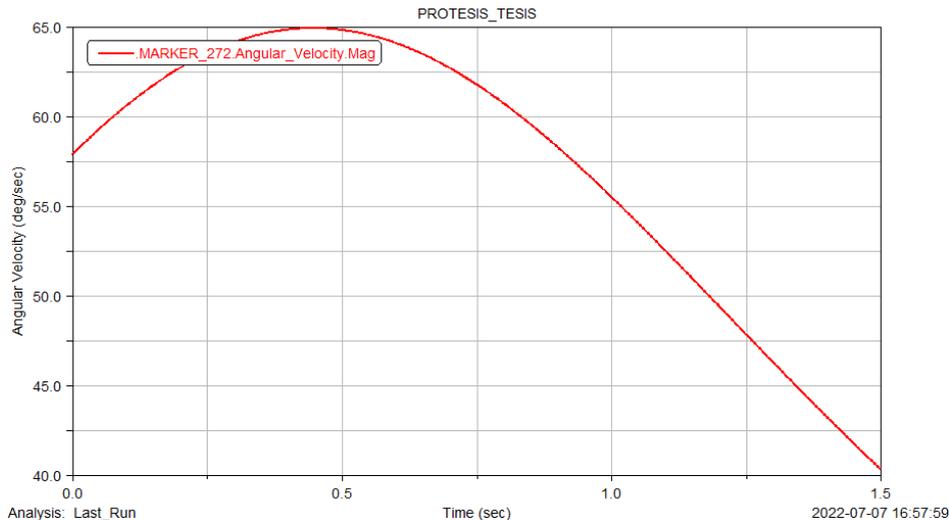
continúa el movimiento del dedo.



**Gráfico 29-3:** Aceleración vs tiempo del dedo meñique en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

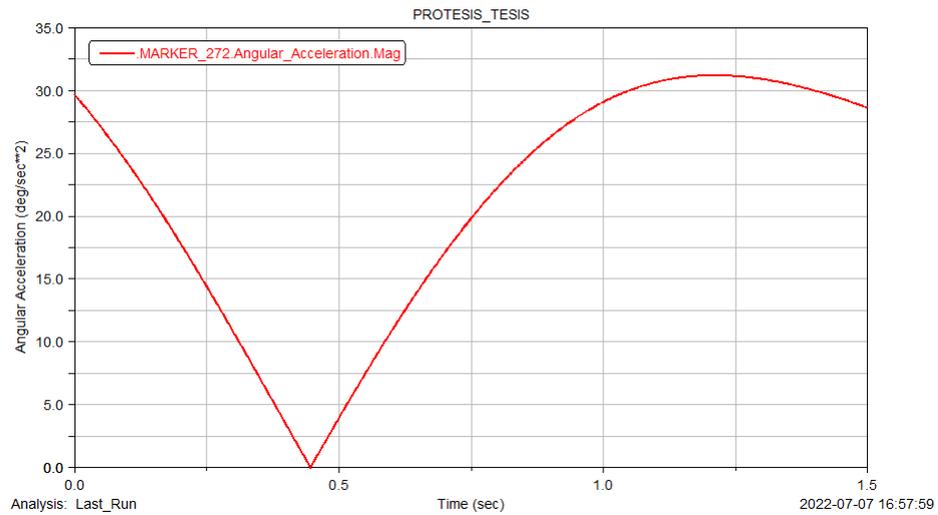
La aceleración máxima de traslación que corresponde al punto de interés del dedo meñique es de alrededor de 66 mm/s<sup>2</sup>, con un valor mínimo que no supera los 36 mm/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende a medida que continúa el movimiento del dedo.



**Gráfico 30-3:** Velocidad angular vs tiempo del dedo meñique en el punto de interés.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La velocidad máxima angular que corresponde al punto de interés del dedo meñique es de alrededor de 65 deg/s, con un valor mínimo que no supera los 41 deg/s en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de velocidad, la cual desciende a medida que continúa el movimiento del dedo.



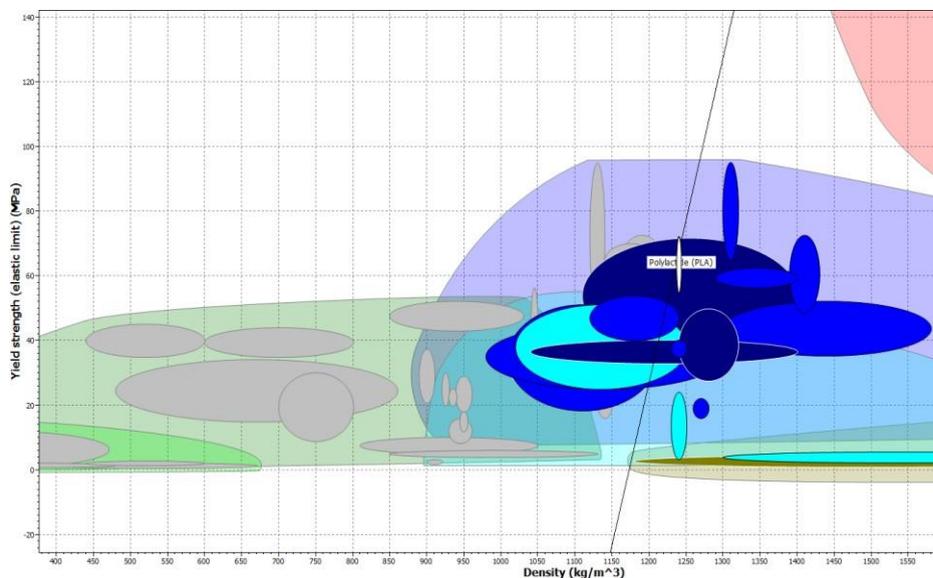
**Gráfico 31-3:** Aceleración angular vs tiempo del dedo meñique en el punto de interés.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La aceleración máxima angular que corresponde al punto de interés del dedo anular es de alrededor de 32 deg/s<sup>2</sup> descendiendo hasta los 28 deg/s<sup>2</sup> en un tiempo de 1,5 segundos como se puede apreciar en la curva de aceleración, la cual desciende para después tener un valor máximo y continuar con su descenso.

### 3.5 Selección de material por medio de software CES EDUPACK

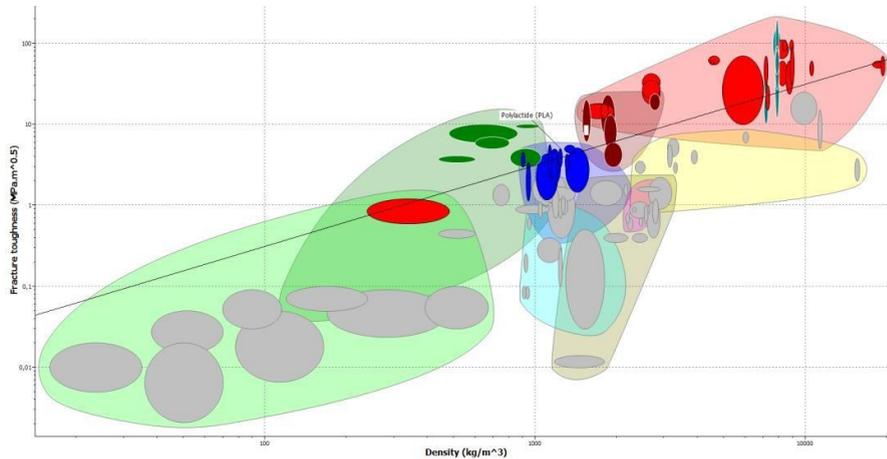
Para poder seleccionar el material de la manera óptima, se empleó el software CES EDUPACK, ya que posee una base de datos completa de polímeros y materiales ligeros.



**Gráfico 32-3:** Limite elástico vs densidad del universo de materiales Ces Edupack

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

De acuerdo con los requerimientos que necesita el material para la construcción de la prótesis, el software nos presentó gráficos haciendo una relación entre la resistencia mecánica del material y el peso



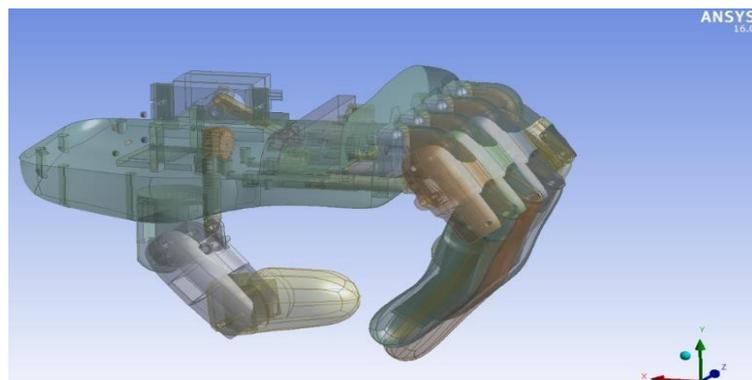
**Gráfico 33-3:** Resistencia a la fractura vs densidad del universo de materiales Ces Edupack

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El gráfico muestra de color azul la familia de los polímeros. El PLA y las Resinas son las alternativas más óptimas y viables para construcción de la prótesis, tomadas en cuenta por la accesibilidad del proceso de manufactura, que en este caso es la impresión 3D con resina o con impresión por extrusión de plástico.

### 3.6 Análisis estático en Ansys

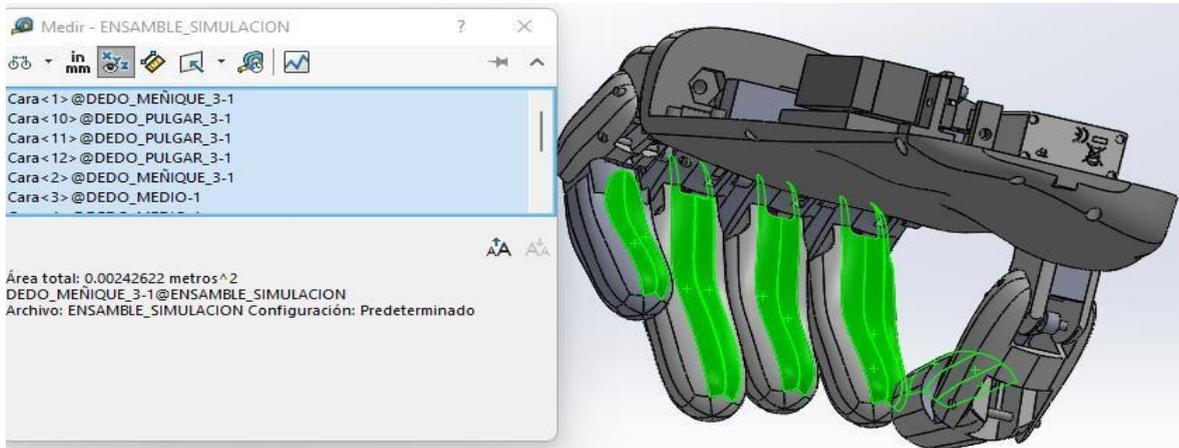
Se procede a importar la prótesis que se diseñó por medio de Solid Word al programa Ansys ya que por medio este programa nos da resultados más confiables en lo que respecta al análisis estático, la importación se puede apreciar en la figura 26-3



**Figura 41-3:** Importación del modelo de Solidworks al programa ANSYS,

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Se considera un área de contacto de agarre de 0,00242622 m<sup>2</sup> que corresponde a la superficie de los dedos que sujetaran los objetos.



**Figura 42-3:** Área de contacto de agarre de los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

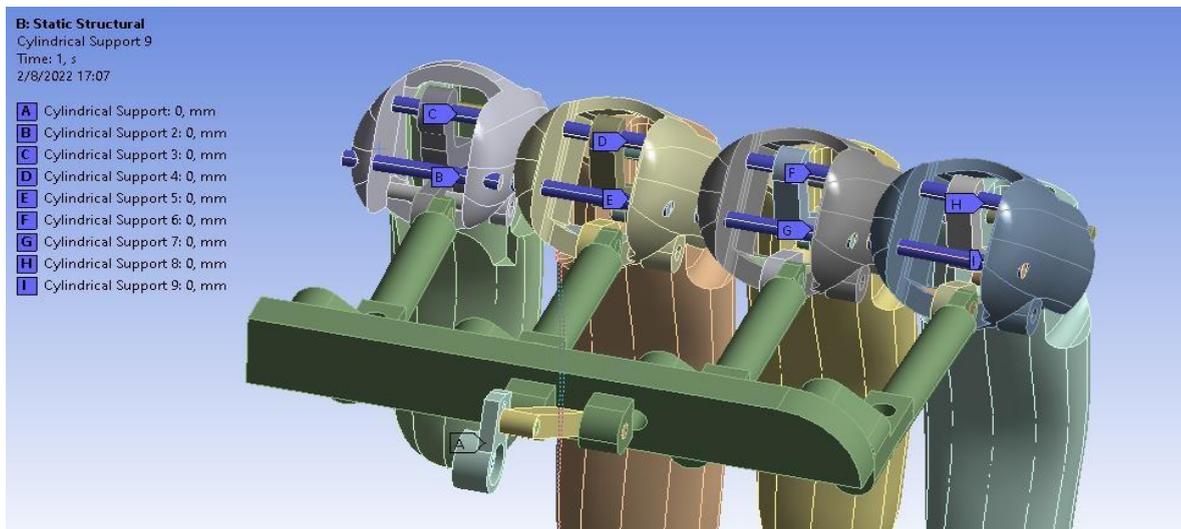
El mallado se empleó un tamaño de elemento de 1mm ya que los dedos son elementos pequeños y poseen pequeños detalles.



**Figura 43-3:** Mallado del mecanismo de los dedos

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

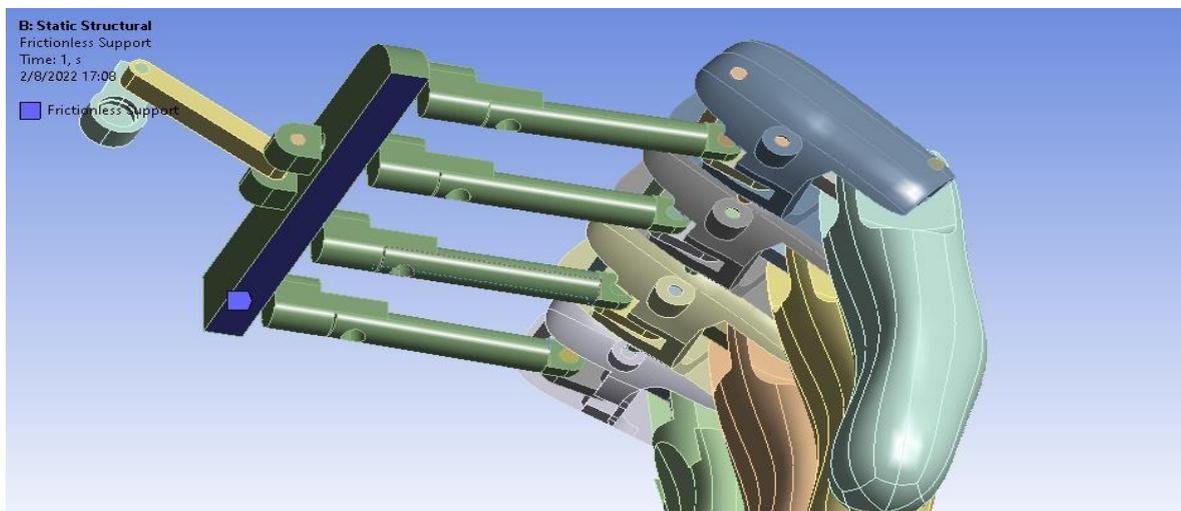
Las restricciones de movimiento están en los ejes que conectan los nudillos con la falange proximal de cada dedo, se empleó una restricción de soporte cilíndrica, bloqueando los movimientos axiales y tangenciales.



**Figura 44-3:** Restricción de soporte cilíndrico

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

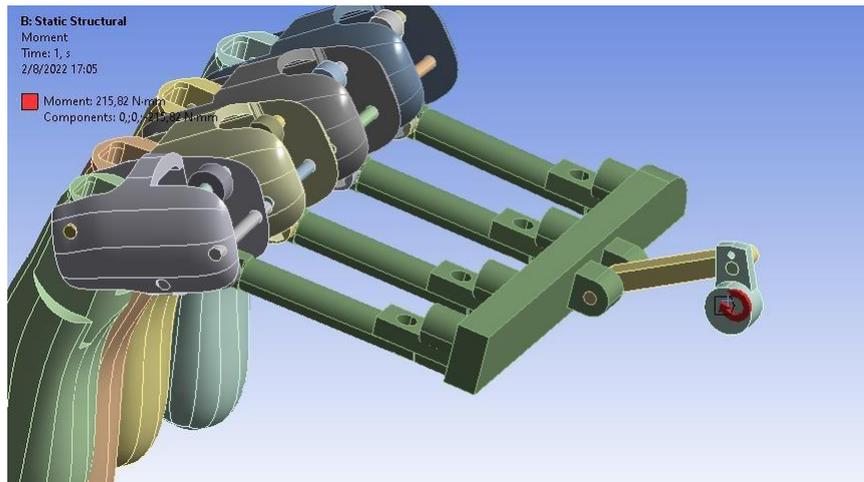
Para tener el movimiento lineal de los cilindros, se bloqueó los movimientos traslacionales en Y y Z de la superficie inferior de la unión, se empleó la restricción de soporte sin fricción.



**Figura 45-3:** Restricción de soporte sin fricción

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

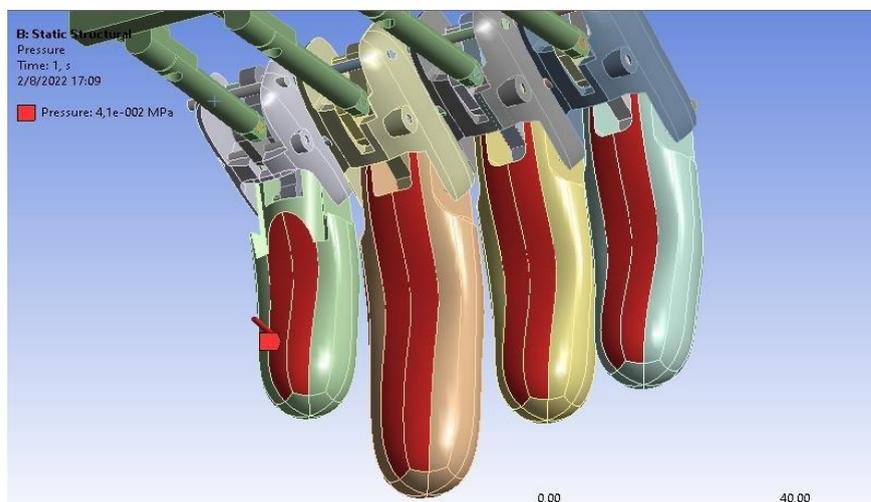
En el parte donde va acoplado el motor se aplicó un torque de 215.82 Nmm que representa torque que proporciona el servo motor MG90sn simulando el apoyo que se encuentra en el eje del motor.



**Figura 46-3:** Momento ingresado

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

En la zona de contacto se aplicó una presión de 0.041 Mpa que corresponde a la presión que hace los dedos al sujetar un objeto.

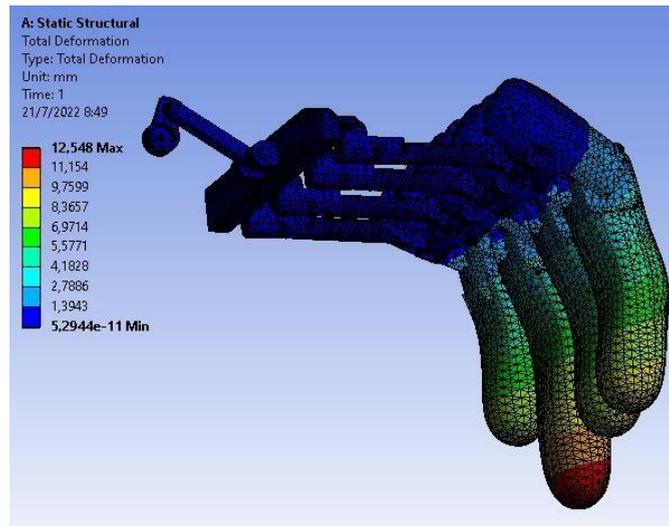


**Figura 47-3:** Presión en la zona de contacto

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.6.1 *Simulación de los dedos*

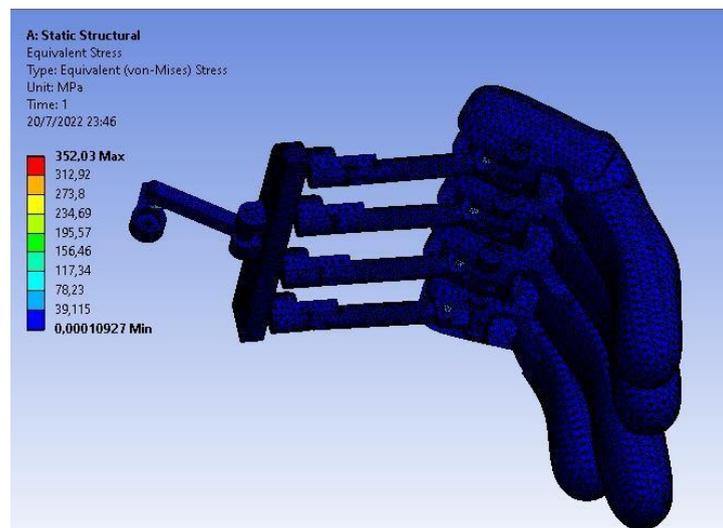
la deformación de los dedos índice, anular, medio y meñique, considerando que los dedos levantan 10 kg de peso, obteniendo una deformación mínima de  $5,2944e-11$  mm y una máximade 12,548 mm



**Figura 48-3:** Deformación total de los dedos, levantando 10 kg de peso.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

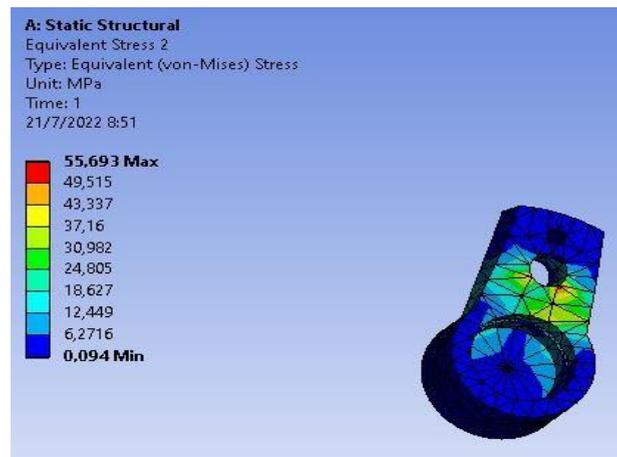
Se procede a determinar el esfuerzo equivalente que se da en los dedos índice, medio, anular y meñique al momento de levantar 10 kg de peso, obteniendo un valor mínimo de 0,0001092 Mpa y un valor máximo de 352,03 Mpa



**Figura 49-3:** Esfuerzo equivalente de los dedos

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

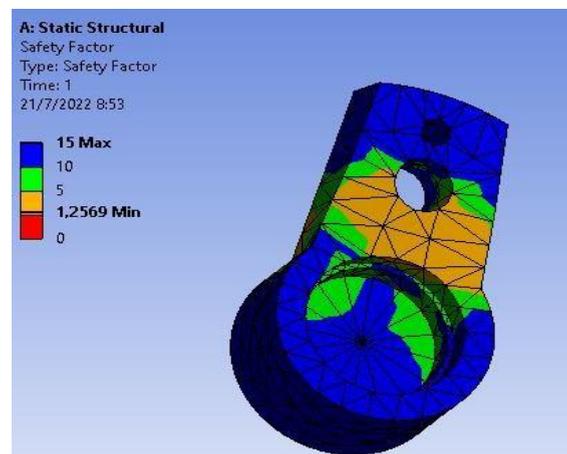
Los valores de esfuerzo equivalente que corresponde a la manivela levantando 10 kg de peso, da un valor mínimo de 0,094 Mpa y con un valor máximo de 55,693 Mpa.



**Figura 50-3:** Esfuerzo equivalente manivela

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

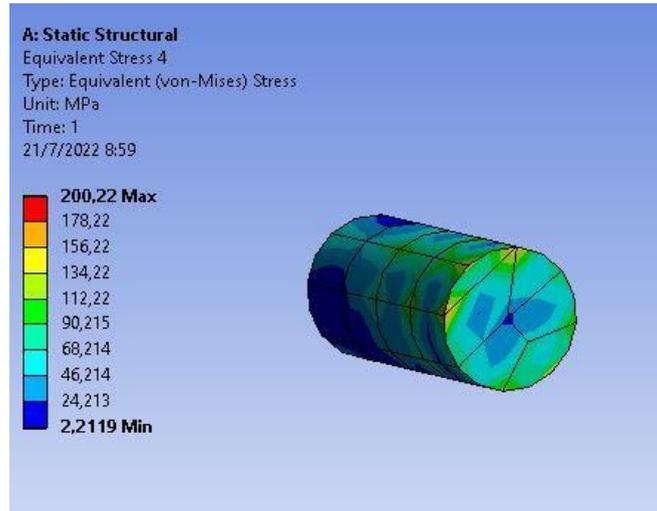
El factor de seguridad de manivela al momento de levantar 0,8 kg de peso tiene un valor mínimo de 1,2569, con un valor máximo de 15



**Figura 51-3:** Factor de seguridad de manivela.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

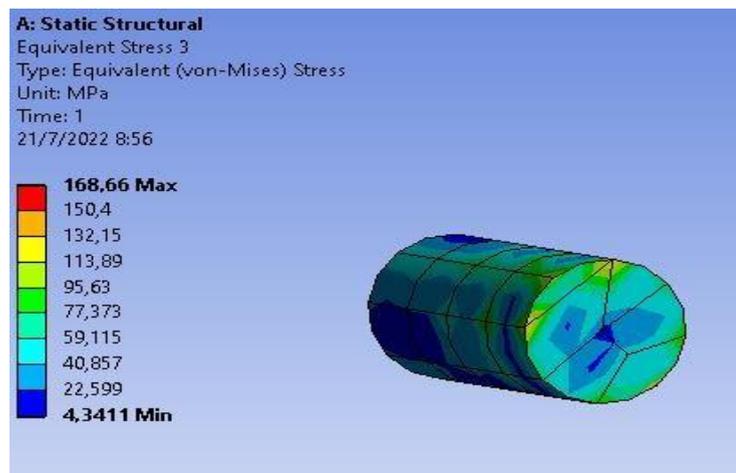
Los valores de esfuerzo equivalente que corresponde al pasador punto D del dedo índice, tienen como valor mínimo 4,3411 Mpa y con un valor máximo de 168,66Mpa



**Figura 52-3:** Esfuerzo equivalente del pasador punto D del dedo índice

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

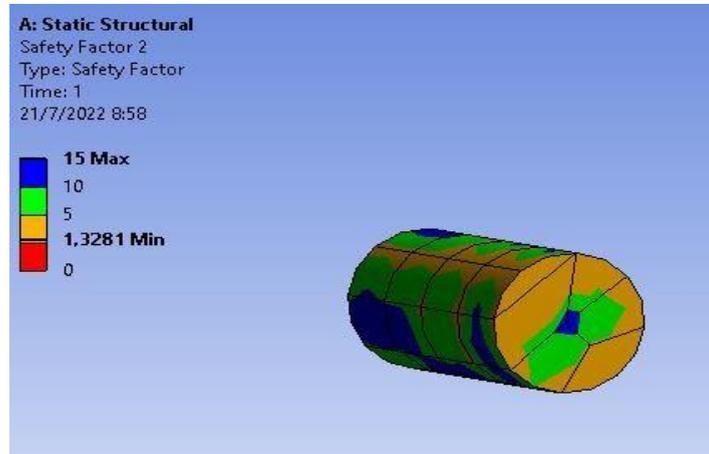
Los valores de factor de seguridad que corresponde al pasador punto D del dedo índice, da un valor mínimo de 1,3281 y con un valor máximo de 15



**Figura 53-3:** Factor de seguridad del pasador punto D del dedo índice.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

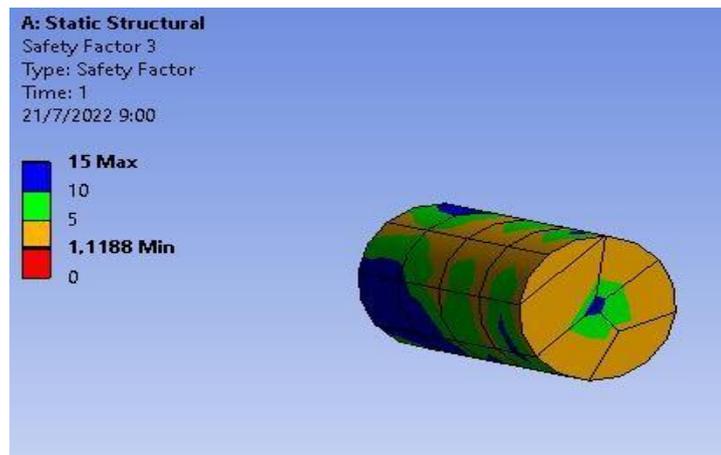
Los valores de esfuerzo equivalente que corresponde al pasador punto D del dedo medio, tiene un valor mínimo 2,2119 Mpa y con un valor máximo de 200,22 Mpa



**Figura 54-3:** Esfuerzo equivalente del pasador punto D del dedo medio.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

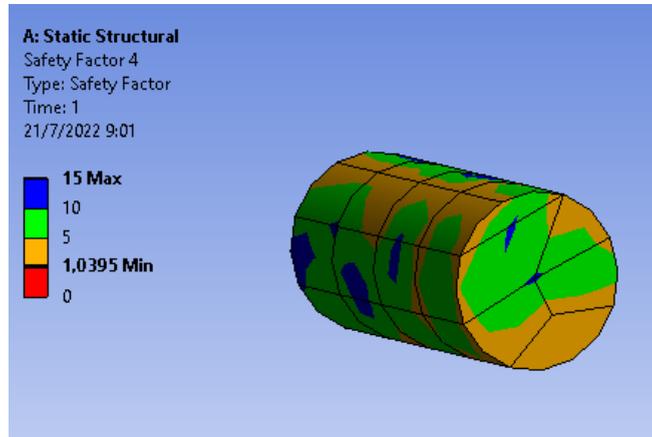
Los valores de factor de seguridad que corresponde al pasador punto D del dedo medio, dan un valor mínimo de 1,1188 y con un valor máximo de 15



**Figura 55-3:** Factor de seguridad del pasador punto D del dedo medio.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

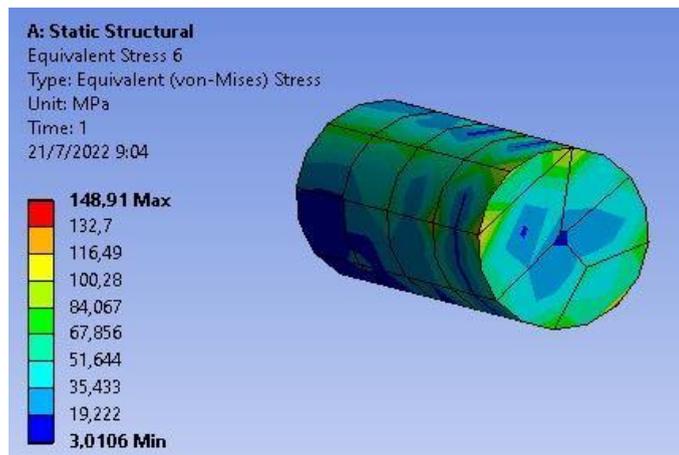
Los valores de esfuerzo equivalente que corresponde al pasador punto D del dedo anular, tienen como valor mínimo 3,1371 Mpa y con un valor máximo de 215,48 Mpa



**Figura 56-3:** Esfuerzo equivalente del pasador punto D del dedo anular.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

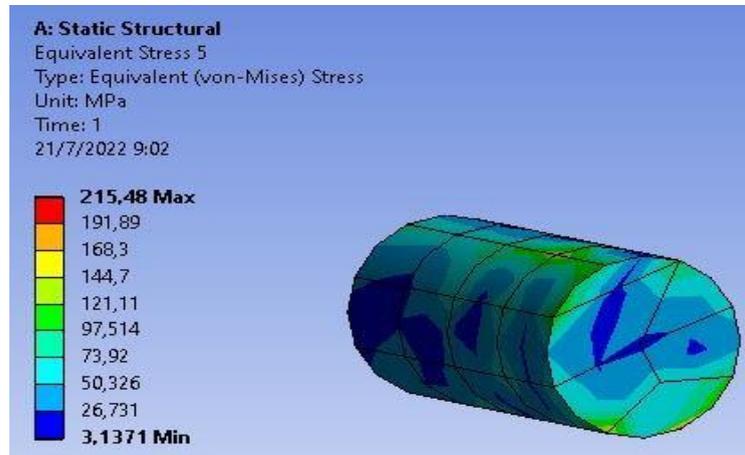
Los valores de factor de seguridad que corresponde al pasador punto D del dedo anular, da un valor mínimo de 1,0395 y con un valor máximo de 15.



**Figura 57-3:** Factor de seguridad del pasador punto D del dedo anular.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

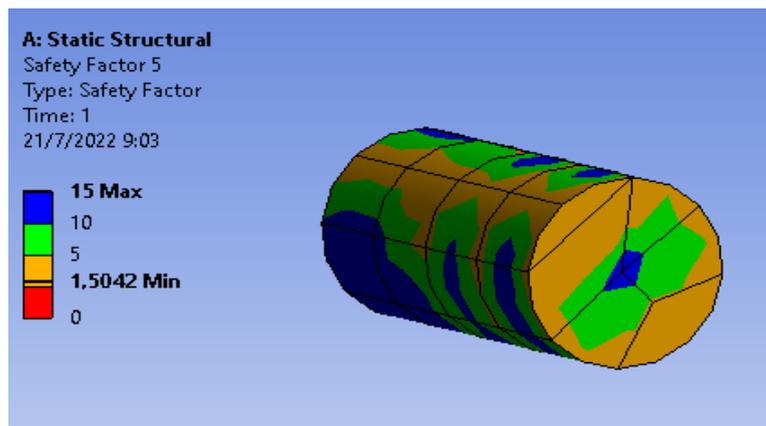
Los valores de esfuerzo equivalente que corresponde al pasador punto D del dedo meñique, tienen como valor mínimo 3,0106 Mpa y con un valor máximo de 148,91 Mpa.



**Figura 58-3:** Esfuerzo equivalente del pasador punto D del dedo meñique.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

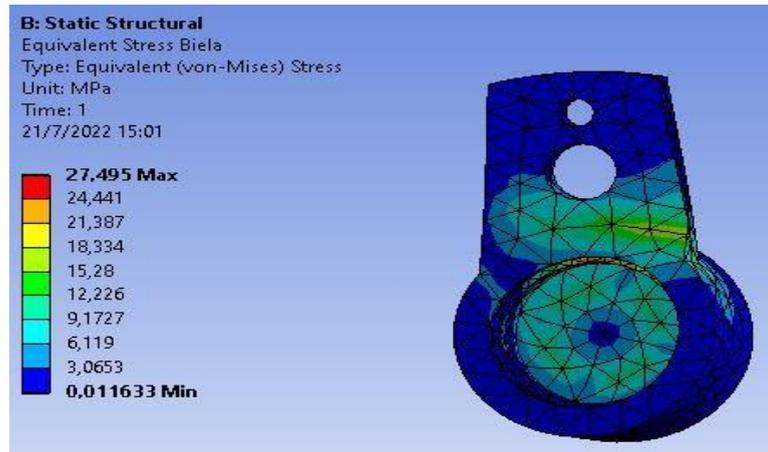
Los valores de factor de seguridad que corresponde al pasador punto D del dedo meñique, da un valor mínimo de 1,5042 y con un valor máximo de 15.



**Figura 59-3:** Factor de seguridad del pasador punto D del dedo meñique.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

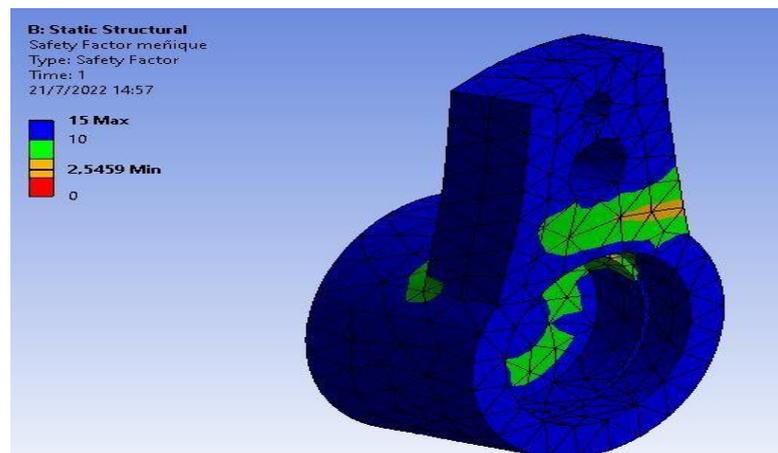
Los valores de esfuerzo equivalente que corresponde a la biela, tienen como valor mínimo 0,011633 Mpa y con un valor máximo de 27,495 Mpa



**Figura 60-3:** Esfuerzo equivalente de biela.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

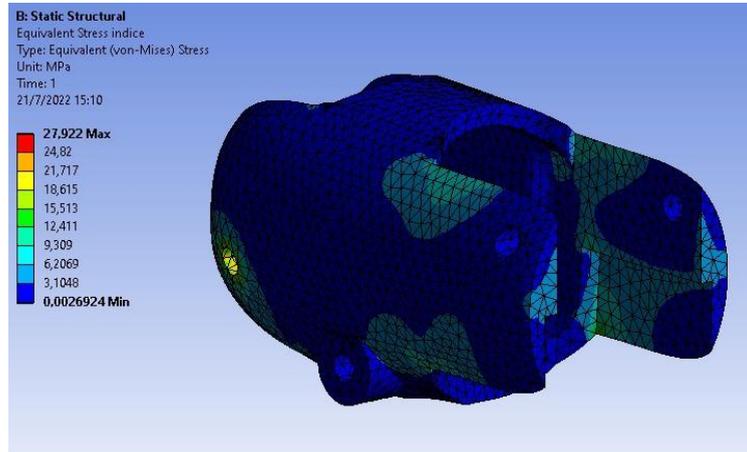
Los valores de factor de seguridad que corresponde a la biela, dan un valor mínimo de 2,5459 y con un valor máximo de 15.



**Figura 61-3:** Factor de seguridad de biela.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

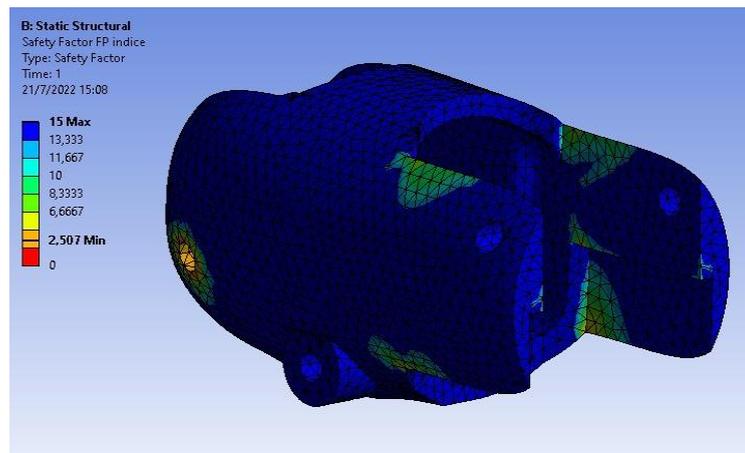
Los valores de esfuerzo equivalente que corresponde a la falange proximal del dedo índice, tienen como valor mínimo 0,0026924 Mpa y con un valor máximo de 27,922 Mpa.



**Figura 62-3:** Esfuerzo equivalente de la falange proximal del dedo índice.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

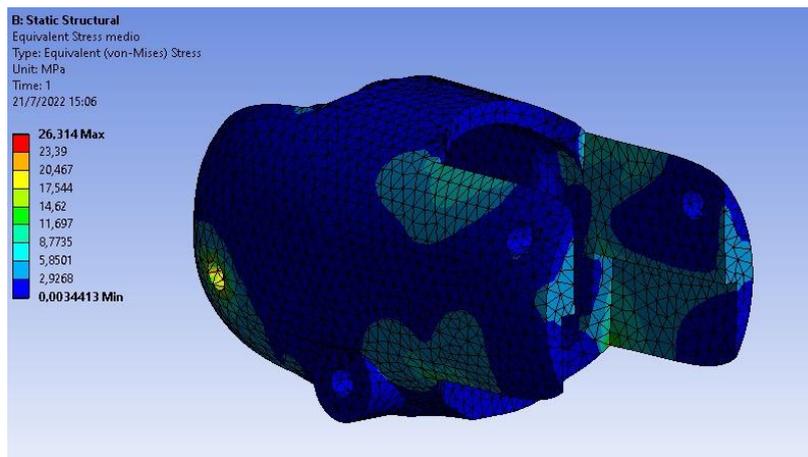
Los valores de factor de seguridad que corresponde a la falange proximal del dedo índice n valor mínimo de 2,507 y con un valor máximo de 15.



**Figura 63-3:** Factor de seguridad de la falange proximal del dedo índice.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

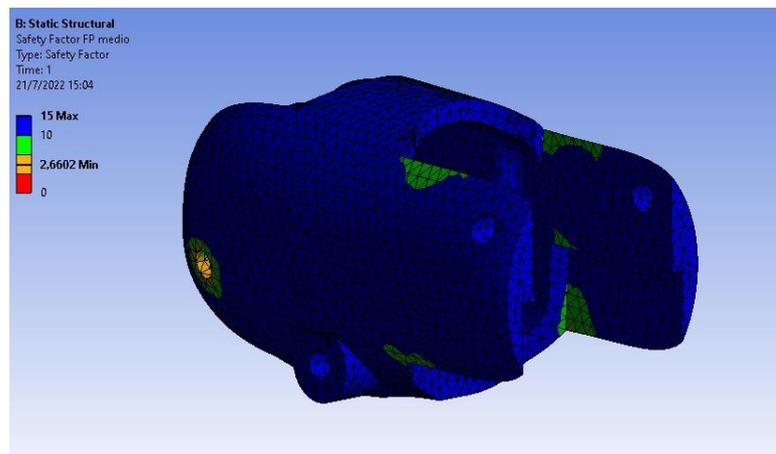
Los valores de esfuerzo equivalente que corresponde a la falange proximal del dedo medio, tienen como valor mínimo 0,0034413 Mpa y con un valor máximo de 26,314 Mpa.



**Figura 64-3:** Esfuerzo equivalente de la falange proximal del dedo medio.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

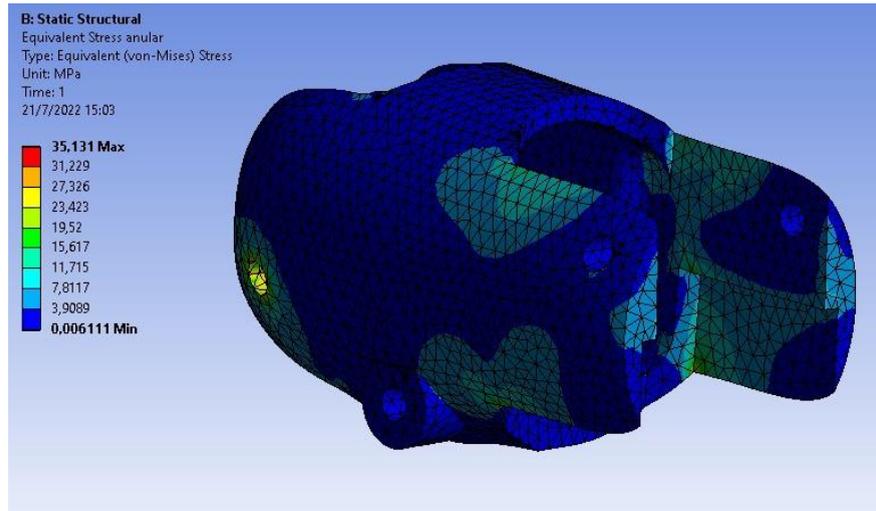
Los valores de factor de seguridad que corresponde a la falange proximal del dedo anular, da un valor mínimo de 2,6602 y con un valor máximo de 15.



**Figura 65-3:** Factor de seguridad de la falange proximal del dedo medio.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

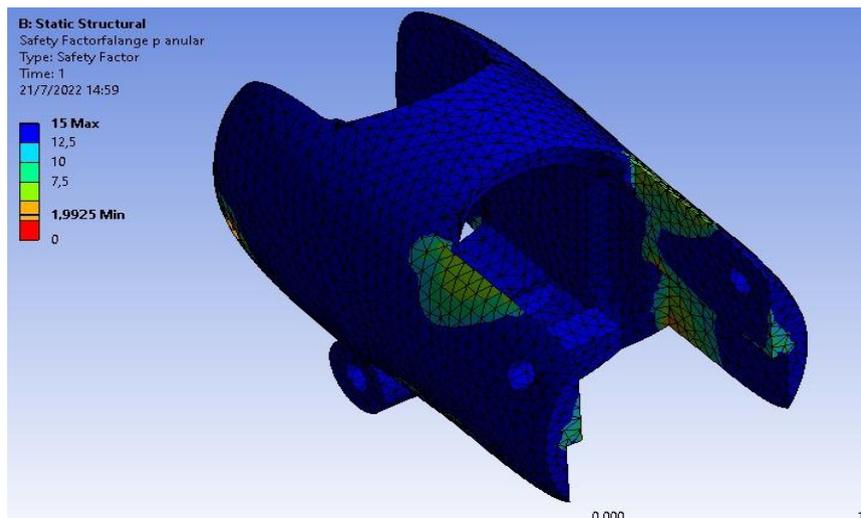
Los valores de estrés equivalente que corresponde a la falange proximal del dedo anular, tienen como valor mínimo 0,006111 Mpa y con un valor máximo de 35,131 Mpa.



**Figura 66-3:** Esfuerzo equivalente de la falange proximal del dedo anular.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

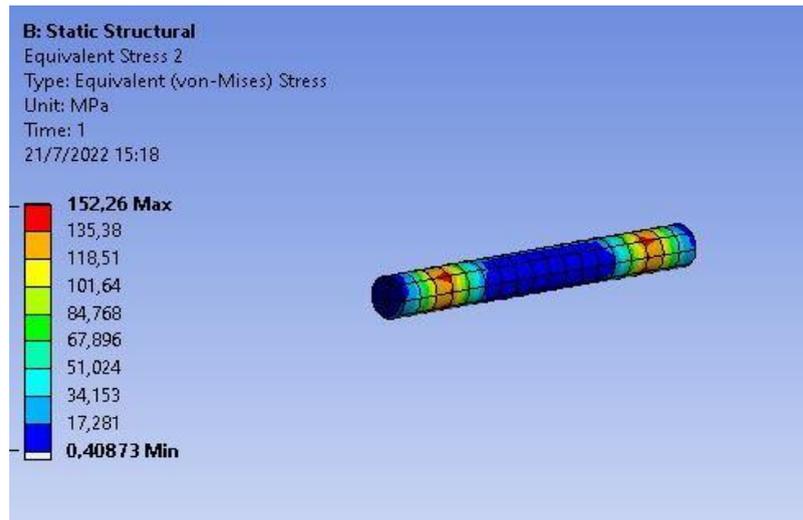
Los valores de factor de seguridad que corresponde a la falange proximal del dedo anular, da un valor mínimo de 1,9925 y con un valor máximo de 15.



**Figura 67-3:** Factor de seguridad de la falange proximal del dedo anular.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

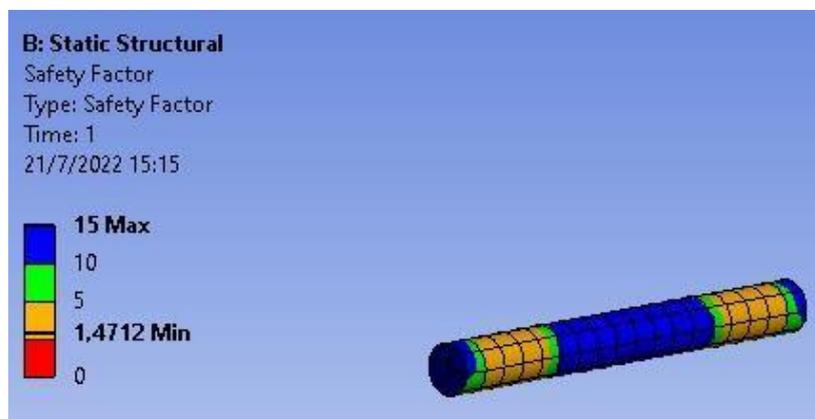
Los valores de esfuerzo equivalente que corresponde a la falange proximal pin en el punto H del dedo meñique, tiene como valor mínimo 0,40873 Mpa y con un valor máximo de 152,26 Mpa.



**Figura 68-3:** Esfuerzo equivalente del pin en el punto H del meñique.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Los valores de factor de seguridad que corresponde a la falange proximal pin en el punto H del dedo meñique, da un valor mínimo de 1,4712 y con un valor máximo de 15.

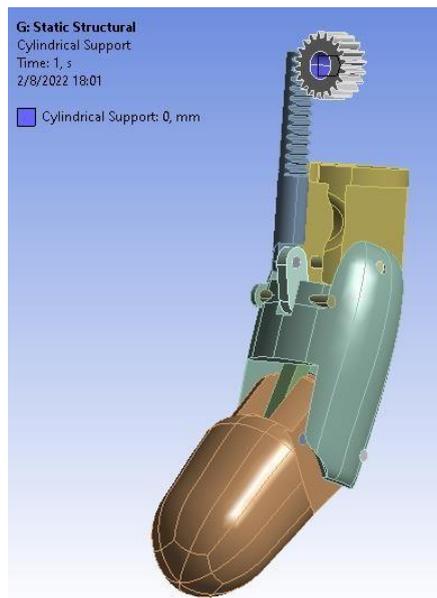


**Figura 69-3:** Factor de seguridad de la falange proximal pin en el punto H del dedo meñique.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.6.2 Simulación del pulgar

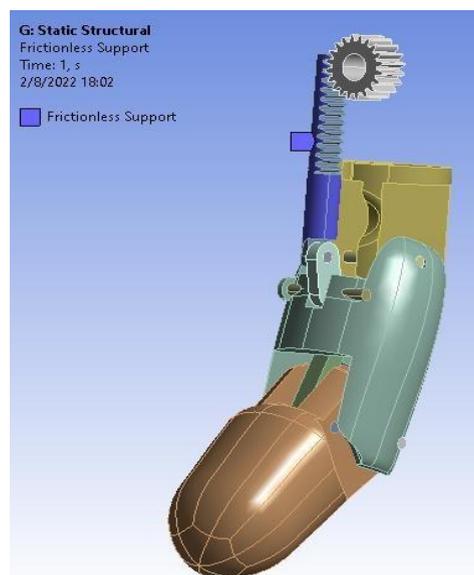
Las restricciones de movimiento están en el eje que conectan los el motor SG90 al piñón, se empleó una restricción de soporte cilíndrica, bloqueando los movimientos axiales y tangenciales.



**Figura 70-3:** Restricción de soporte cilindro en el piñón

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

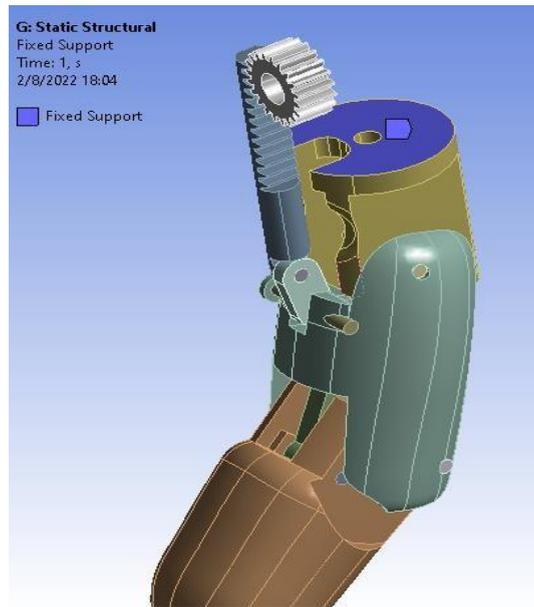
Para tener el movimiento lineal del cilindro de la cremallera, se bloqueó los movimientos traslacionales en X y Z de la superficie, la cual se empleó la restricción de soporte sin fricción



**Figura 71-3:** Restricción de soporte cilindro en el piñón

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

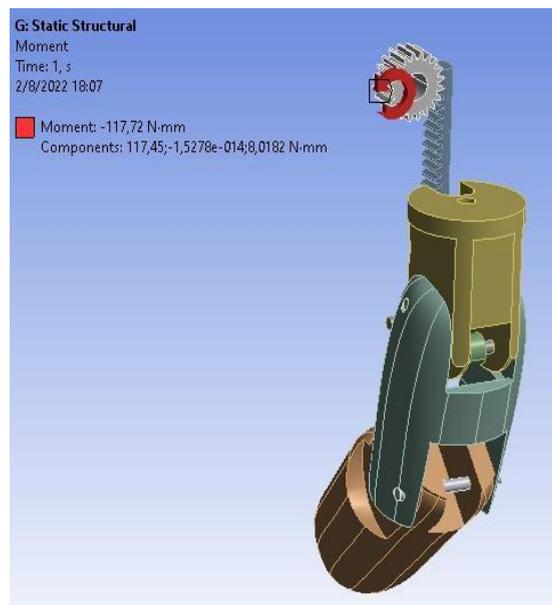
El nudillo va fijado en la palma, para esto se empleó aplico restricción de soporte fijo.



**Figura 72-3:** Restricción de soporte fijo en el nudillo del pulgar

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

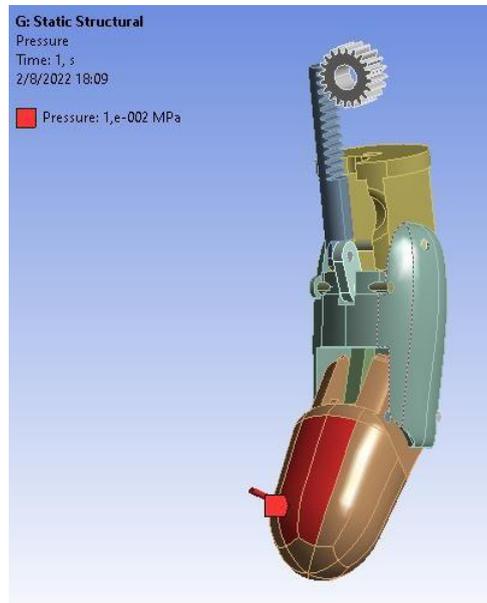
En el parte donde va acoplado el motor se aplicó un torque de 117.45 Nmm que representa torque que proporciona el servo motor MG90sn simulando el apoyo que se encuentra en el eje del motor.



**Figura 73-3:** Momento en eje del piñón

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

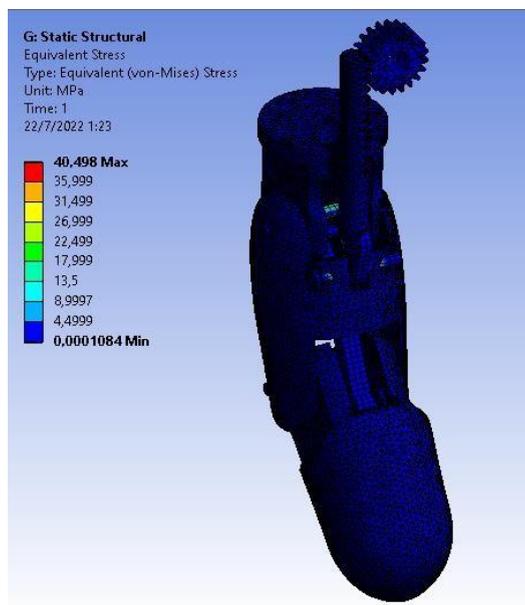
En la zona de contacto se aplicó una presión de 0.01 MPa que corresponde a la presión que hace los dedos al sujetar un objeto.



**Figura 74-3:** Presion en la zona de contacto del pulgar

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

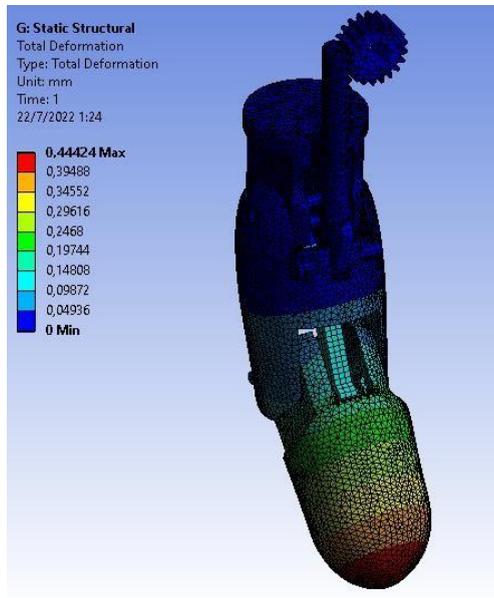
El esfuerzo equivalente que corresponde al dedo pulgar tiene un valor máximo de 40,498 Mpa y un valor mínimo de 0,0001084 MPa.



**Figura 75-3:** Esfuerzo equivalente del dedo pulgar.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

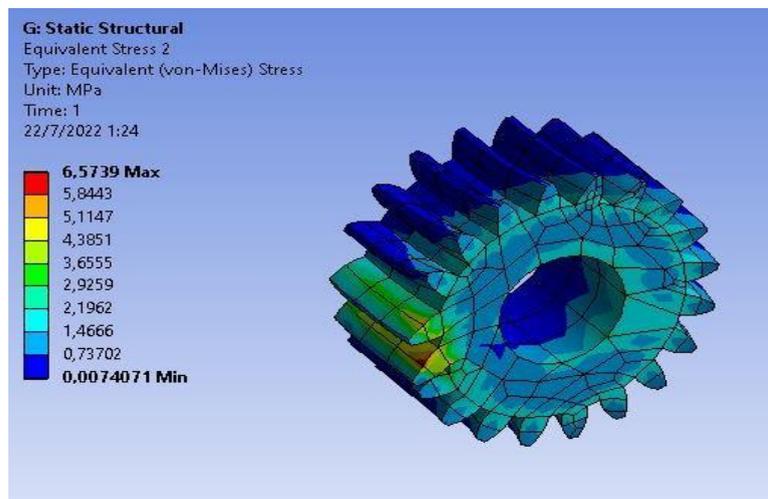
La deformación total que corresponde al dedo pulgar tiene un valor mínimo de 0 mm y un valor máximo de 0,44424 mm



**Figura 76-3:** Deformación del dedo pulgar.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

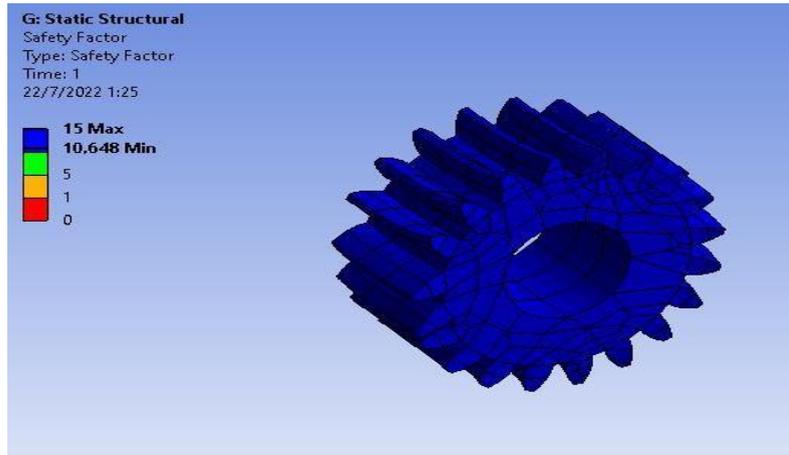
El esfuerzo equivalente que corresponde al piñón del mecanismo del dedo pulgar tiene un valor máximo de 6,5739 Mpa y un valor mínimo de 0,0074071 Mpa



**Figura 77-3:** Esfuerzo equivalente del piñón.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

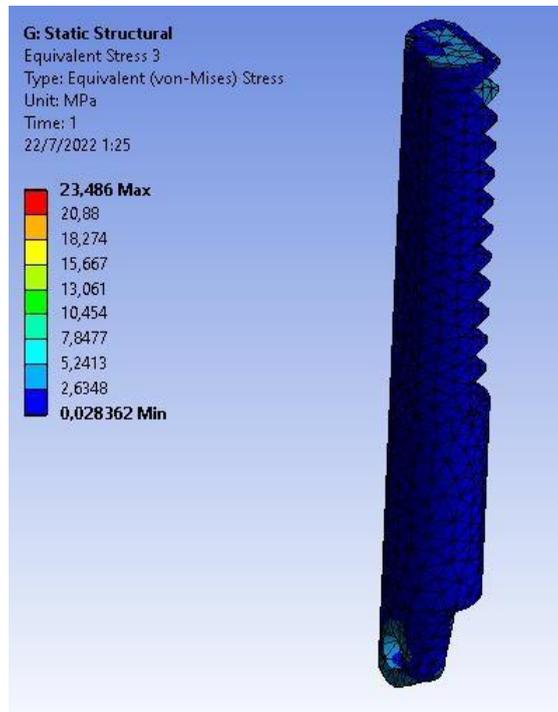
El factor de seguridad que corresponde al piñón del mecanismo del dedo pulgar tiene un valor máximo de 15 y un valor mínimo de 10,648



**Figura 78-3:** Factor de seguridad del piñón.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

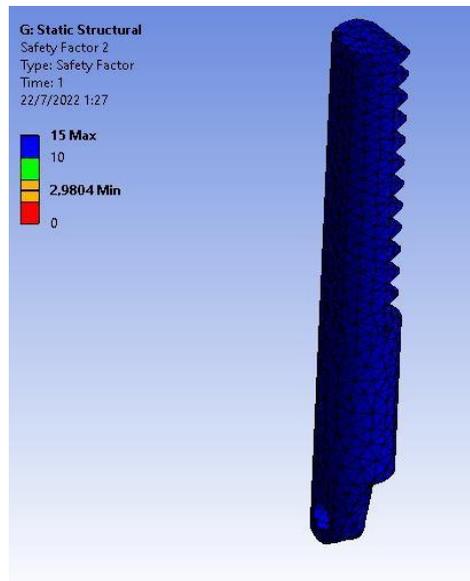
El esfuerzo equivalente de cremallera tiene un valor máximo de 23,486 Mpa y un valor mínimo de 0,028362 MPa



**Figura 79-3:** Esfuerzo equivalente de cremallera.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

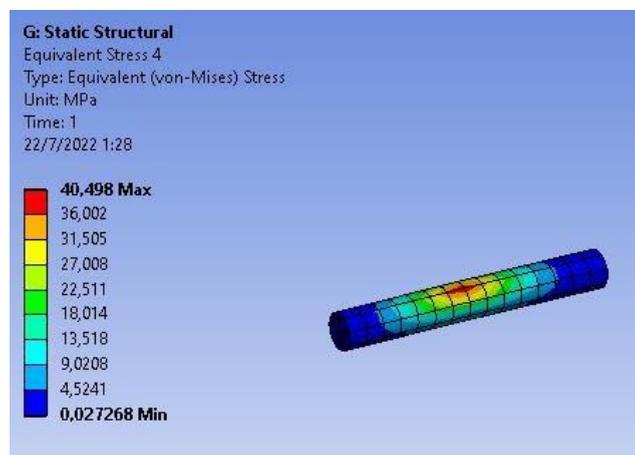
El factor de seguridad que corresponde a la cremallera del mecanismo del dedo pulgar tiene un valor máximo de 15 y un valor mínimo de 2,9804



**Figura 80-3:** Factor de seguridad de cremallera.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Considerando el pin en el punto D del mecanismo del dedo pulgar, se obtiene un esfuerzo equivalente máximo de 40,498 Mpa y un valor mínimo de 0,027268 MPa.

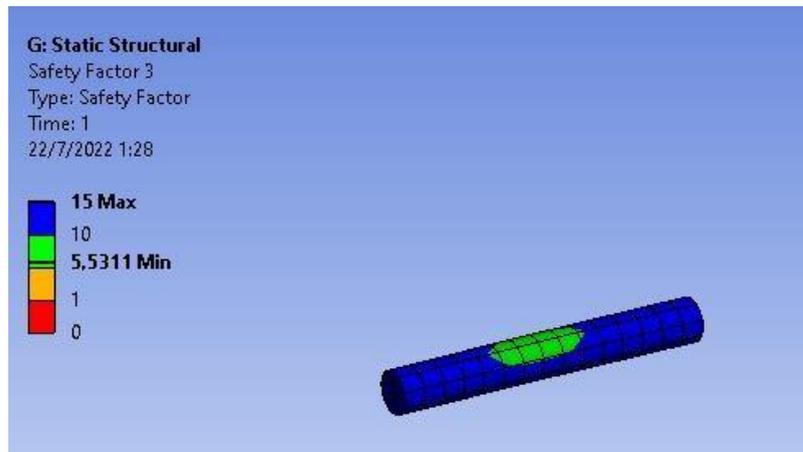


**Figura 81-3:** Esfuerzo equivalente del pin en el punto D.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Considerando el pin en el punto D del mecanismo del dedo pulgar, se obtiene el factor de

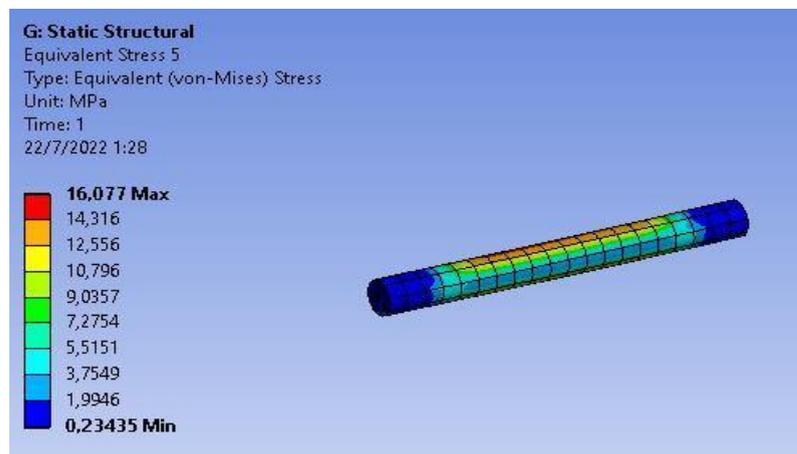
seguridad máximo de 15 y un valor mínimo de 5,5311.



**Figura 82-3:** Factor de seguridad del pin en el punto D.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

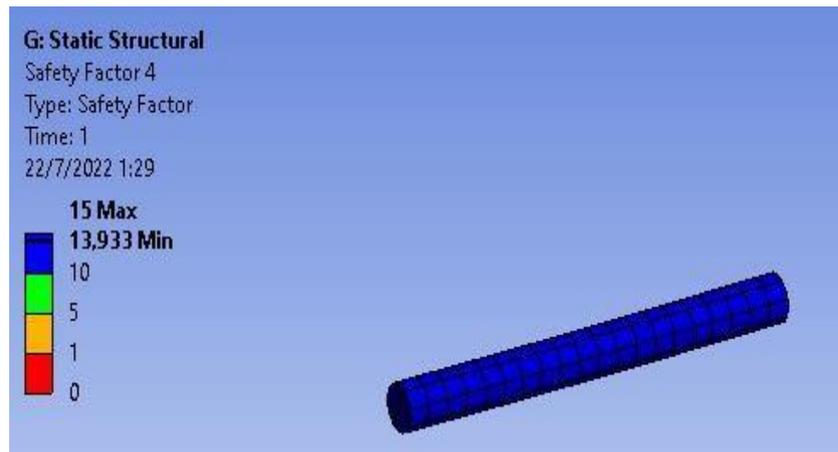
Considerando el pin en el punto E del mecanismo del dedo pulgar, se obtiene un esfuerzo equivalente máximo de 16,077 Mpa y un valor mínimo de 0,23435 Mpa.



**Figura 83-3:** Esfuerzo equivalente del pin en el punto E.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Considerando el pin en el punto E del mecanismo del dedo pulgar, se obtiene el factor de seguridad máximo de 15 y un valor mínimo de 13,933.



**Figura 84-3:**Factor de seguridad del pin en el punto E.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Considerando el eslabón número 4 del mecanismo del dedo pulgar, se obtiene un esfuerzo equivalente máximo de 15,301 Mpa y un valor mínimo de 0,062213 Mpa.



**Figura 85-3:**Esfuerzo equivalente del eslabón número 4.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Considerando el eslabón número 4 del mecanismo del dedo pulgar, se obtiene el factor de seguridad máximo de 15 y un factor de seguridad con un valor mínimo de 4,575.

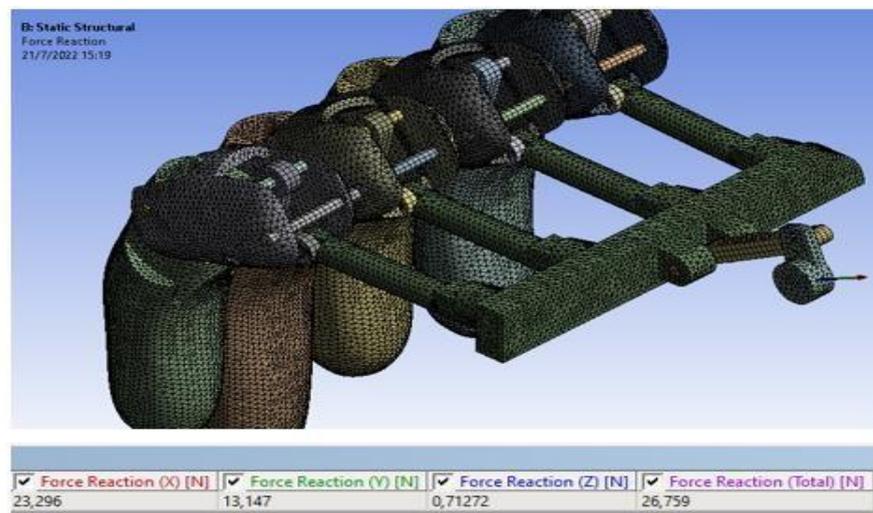


**Figura 86-3:** Factor de seguridad del eslabón número 4.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.6.3 Reacciones de los puntos de apoyo en los nudillos.

Las reacciones que corresponden al punto A del mecanismo tienen un valor de fuerza en el eje x de 23,296 N, la reacción en el eje y tiene un valor de fuerza de 13,147 N, por último, la reacción en el eje z con un valor de fuerza de 0,71272 N por ende, se puede obtener el valor de la fuerza resultante  $F_A = 26,759 N$ .

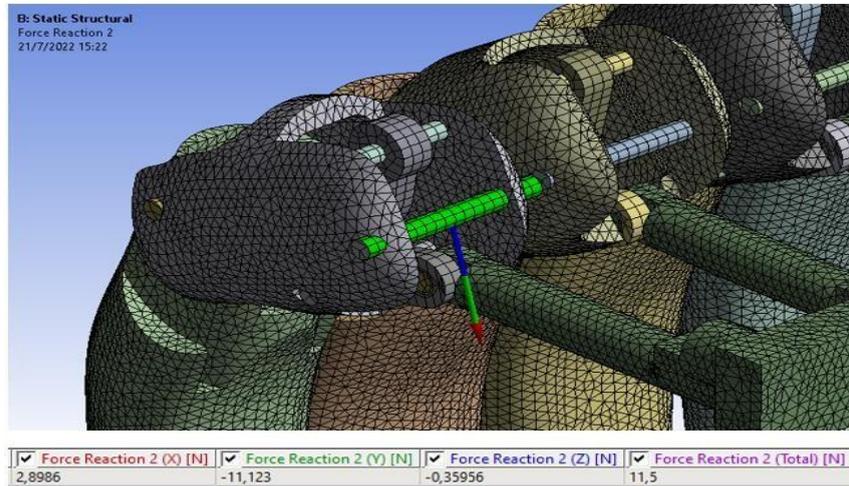


**Figura 87-3:** Reacción en el punto A del mecanismo.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 202

Las reacciones que corresponden al punto F del mecanismo que se encuentra ubicado en la falange proximal del dedo meñique tienen un valor de fuerza en el eje x de 2,8986 N, la reacción en el eje

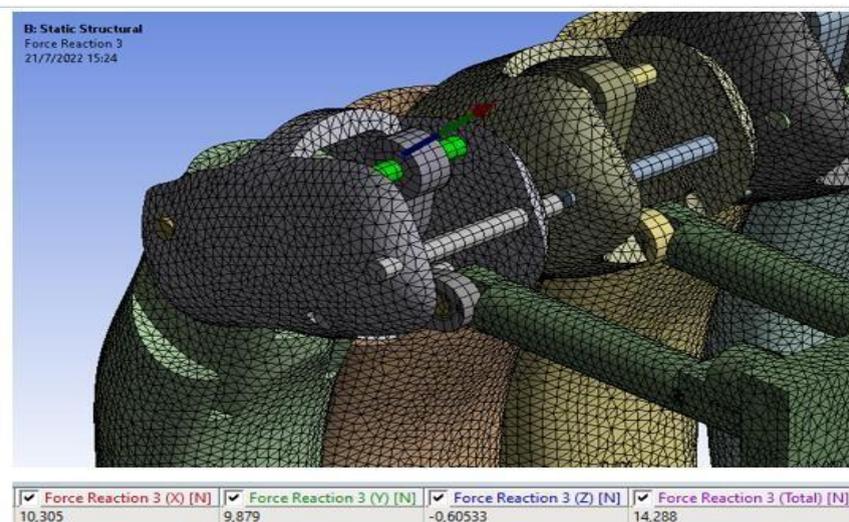
y tiene un valor de fuerza de  $-11,123 \text{ N}$ , por último, la reacción en el eje z con un valor de fuerza de  $-0,35956 \text{ N}$ , por ende, se puede obtener el valor de la fuerza resultante  $F_F = 11,5 \text{ N}$ .



**Figura 88-3:** Reacción en el punto F situado en el dedo meñique falange proximal

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Las reacciones que corresponden al punto G del mecanismo que se encuentra ubicado en la falange proximal del dedo meñique tienen un valor de fuerza en el eje x de  $10,305 \text{ N}$ , la reacción en el eje y tiene un valor de fuerza de  $9,879 \text{ N}$ , por último, la reacción en el eje z con un valor de fuerza de  $-0,60533 \text{ N}$  por ende, se puede obtener el valor de la fuerza resultante  $F_F = 14,288 \text{ N}$ .

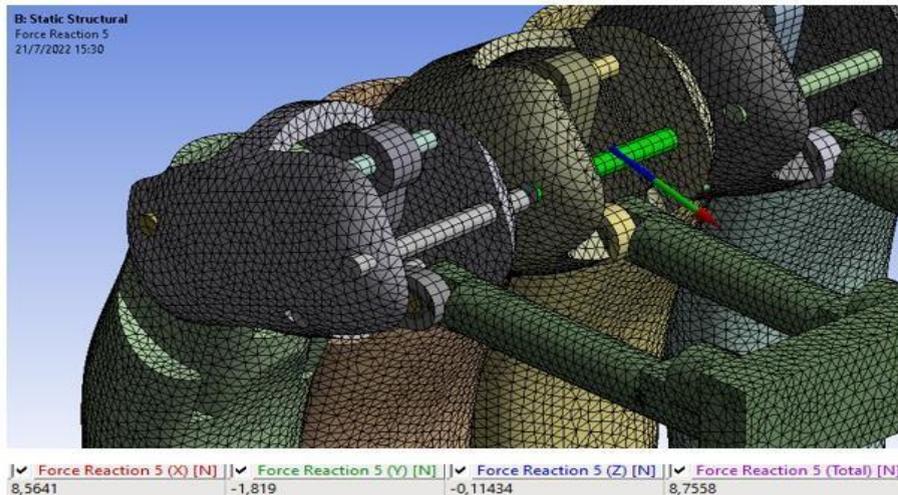


**Figura 89-3:** Reacción en el punto G situado en el dedo meñique falange proximal.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Las reacciones que corresponden al punto F del mecanismo que se encuentra ubicado en la falange

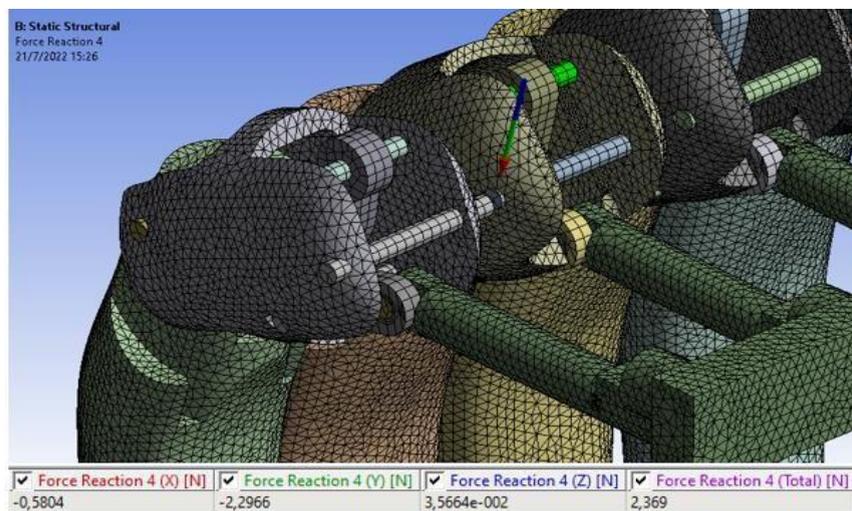
proximal del dedo anular tienen un valor de fuerza en el eje x de  $8,5641\text{ N}$ , la reacción en el eje y tiene un valor de fuerza de  $-1,819\text{ N}$ , por último, la reacción en el eje z con un valor de fuerza de  $-0,11434\text{ N}$  por ende, se puede obtener el valor de la fuerza resultante  $F_F = 8,7558\text{ N}$ .



**Figura 90-3:** Reacción en el punto F situado en el dedo anular falange proximal.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Las reacciones que corresponden al punto G del mecanismo que se encuentra ubicado en la falange proximal del dedo anular tienen un valor de fuerza en el eje x de  $-0,5804\text{ N}$ , la reacción en el eje y tiene un valor de fuerza de  $-2,2966\text{ N}$ , por último, la reacción en el eje z con un valor de fuerza de  $3,5664\text{e} - 002\text{ N}$  por ende, se puede obtener el valor de la fuerza resultante  $F_F = 2,369\text{ N}$ .

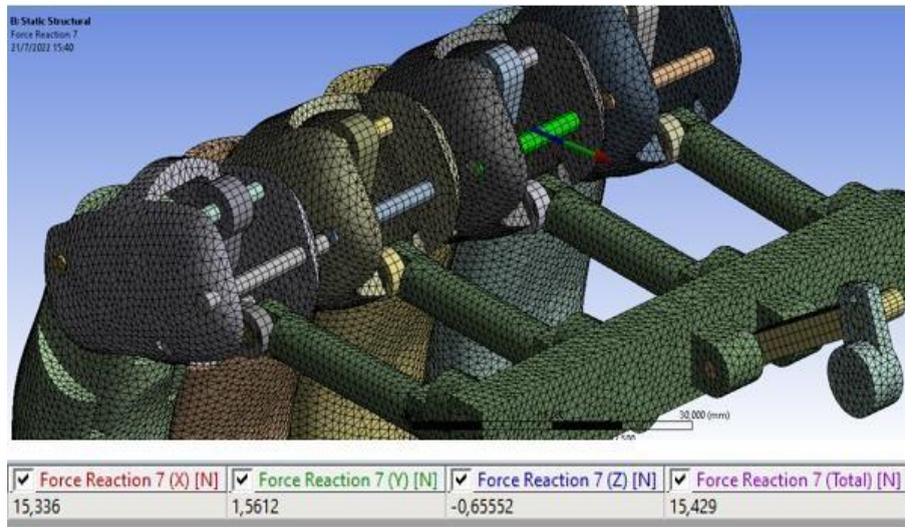


**Figura 91-3:** Reacción en el punto G situado en el dedo anular falange proximal.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Las reacciones que corresponden al punto F del mecanismo que se encuentra ubicado en la falange

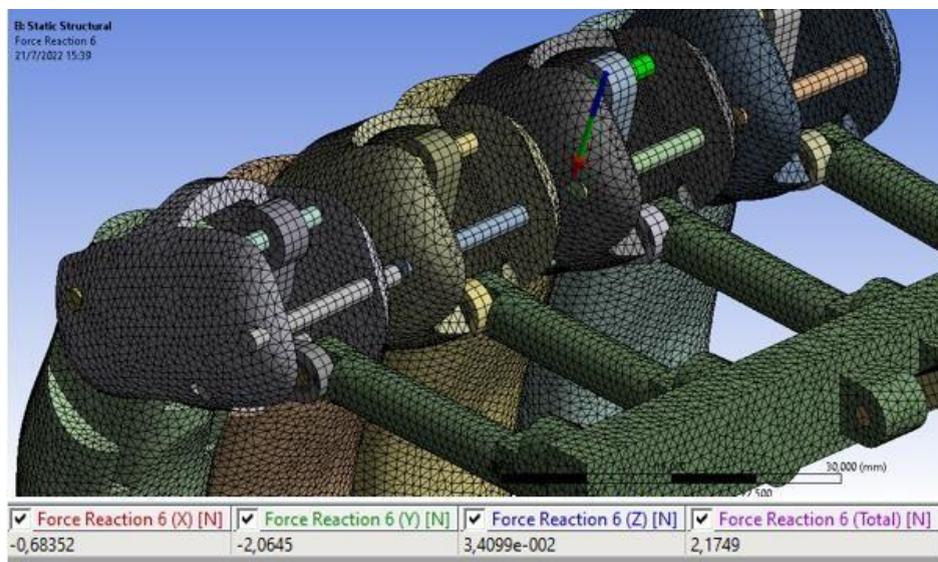
proximal del dedo medio tienen un valor de fuerza en el eje x de  $15,336\text{ N}$ , la reacción en el eje y tiene un valor de fuerza de  $1,5612\text{ N}$ , por último, la reacción en el eje z con un valor de fuerza de  $-0,65552\text{ N}$  por ende, se puede obtener el valor de la fuerza resultante  $F_F = 15,429\text{ N}$ .



**Figura 92-3:** Reacción en el punto F situado en el dedo medio falange proximal.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

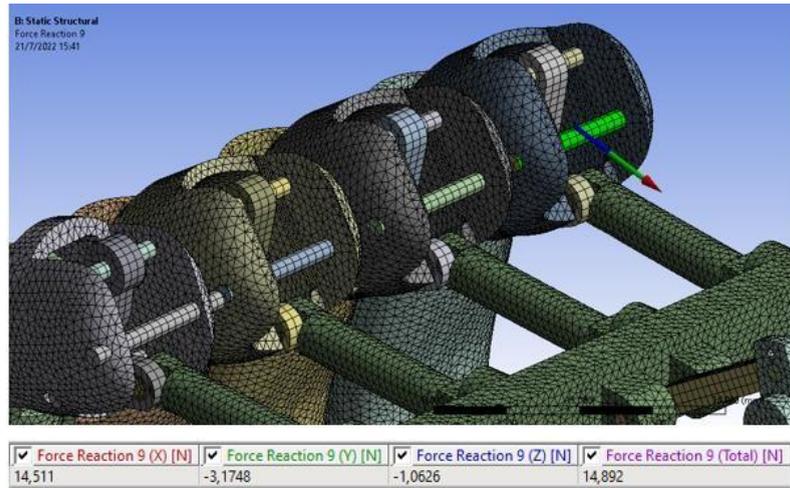
Las reacciones que corresponden al punto G del mecanismo que se encuentra ubicado en la falange proximal del dedo medio tienen un valor de fuerza en el eje x de  $-0,68352\text{ N}$ , la reacción en el eje y tiene un valor de fuerza de  $-2,0645\text{ N}$ , por último, la reacción en el eje z con un valor de fuerza de  $3,4099\text{e} - 002\text{ N}$  por ende, se puede obtener el valor de la fuerza resultante  $F_F = 2,1749\text{ N}$ .



**Figura 93-3:** Reacción en el punto G situado en el dedo medio falange proximal.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

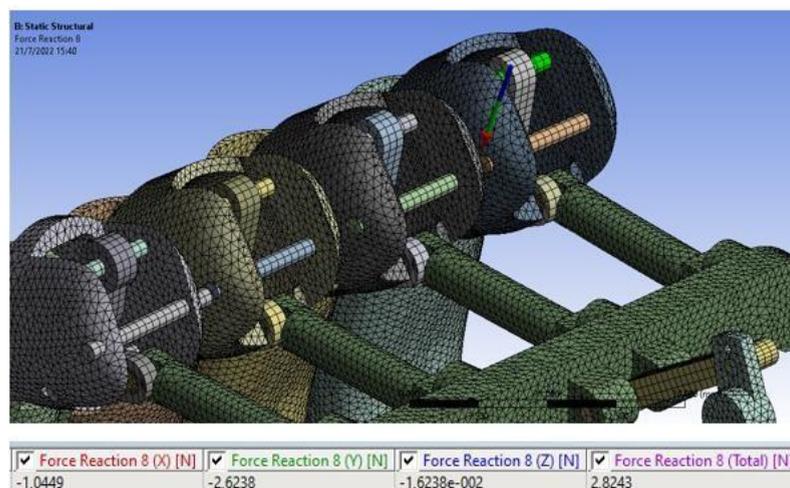
Las reacciones que corresponden al punto F del mecanismo que se encuentra ubicado en la falange proximal del dedo índice tienen un valor de fuerza en el eje x de  $14,511\text{ N}$ , la reacción en el eje y tiene un valor de fuerza de  $-3,1748\text{ N}$ , por último, la reacción en el eje z con un valor de fuerza de  $-1,0626\text{ N}$  por ende, se puede obtener el valor de la fuerza resultante  $F_F = 14,892\text{ N}$ .



**Figura 94-3:**Reacción en el punto F situado en el dedo índice falange proximal.

Realizado por: Guerrero Adrián, Tenelanda Alex 2022.

Las reacciones que corresponden al punto G del mecanismo que se encuentra ubicado en la falange proximal del dedo índice tienen un valor de fuerza en el eje x de  $-1,0449\text{ N}$ , la reacción en el eje y tiene un valor de fuerza de  $-2,6238\text{ N}$ , por último, la reacción en el eje z con un valor de fuerza de  $-1,6238\text{e} - 002\text{ N}$  por ende, se puede obtener el valor de la fuerza resultante  $F_F = 2,8243\text{ N}$ .

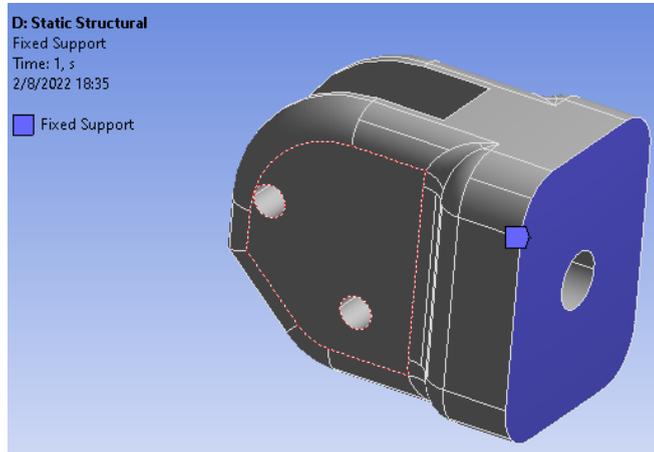


**Figura 95-3:** Reacción en el punto G situado en el dedo índice falange proximal.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.6.4 Simulación de los nudillos

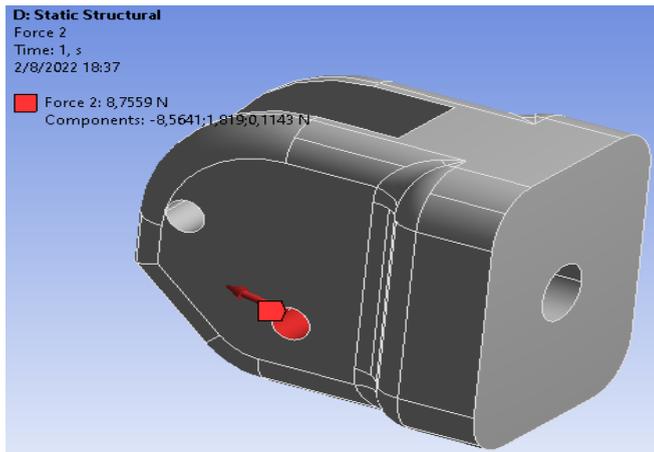
Los nudillos están fijados a la palma, lo cual se aplicó una restricción de soporte fijo para simular esto.



**Figura 96-3:** Restricción de soporte fijo en el nudillo

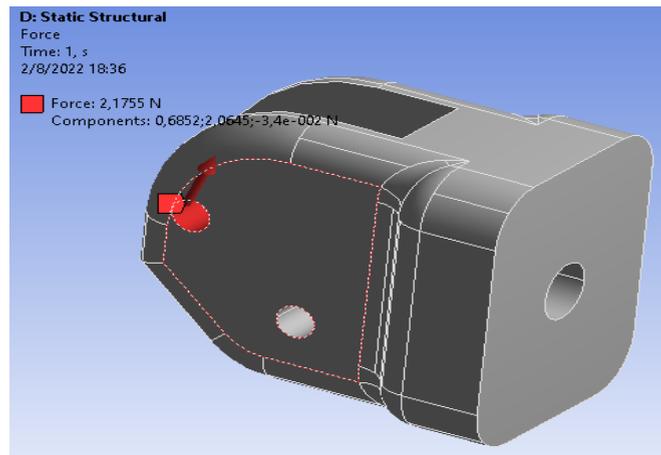
**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

En los orificios donde se coloca los ejes, se aplica la reacción en sentido contrario. Las reacciones están en el inciso anterior.



**Figura 97-3:** Fuerza el orificio superior de nudillo

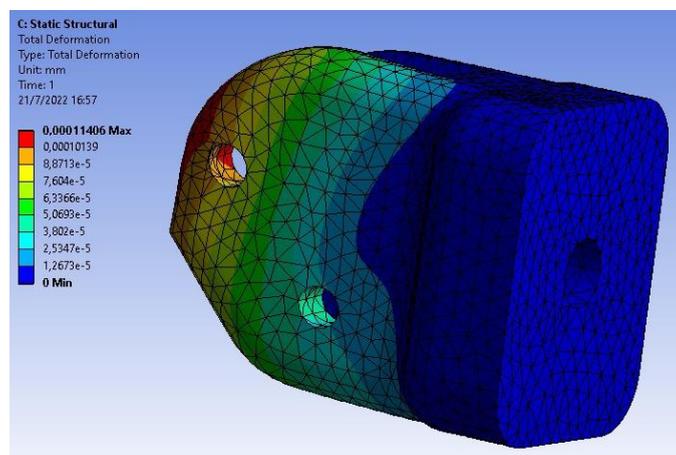
**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022



**Figura 98-3:** Fuerza el orificio inferior de nudillo

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

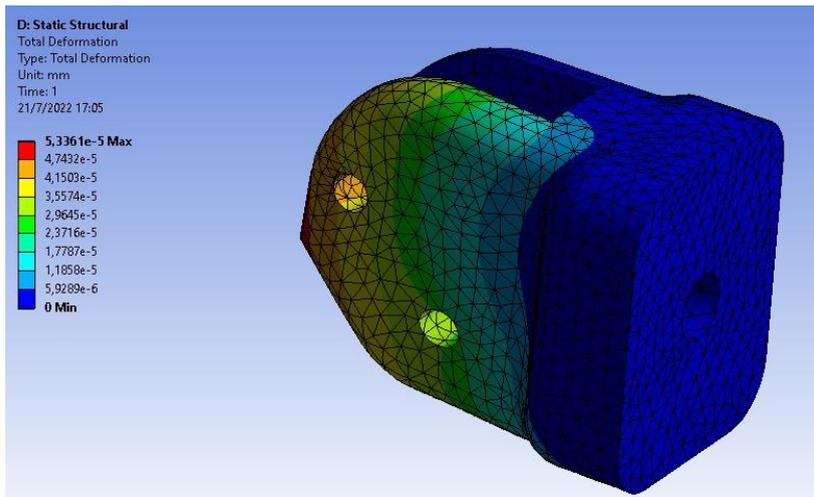
La deformación total que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo meñique tiene un valor mínimo de 0 mm y un valor máximo de 0,00011406 mm



**Figura 99-3:** Deformación del apoyo ubicado en el nudillo del dedo meñique.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

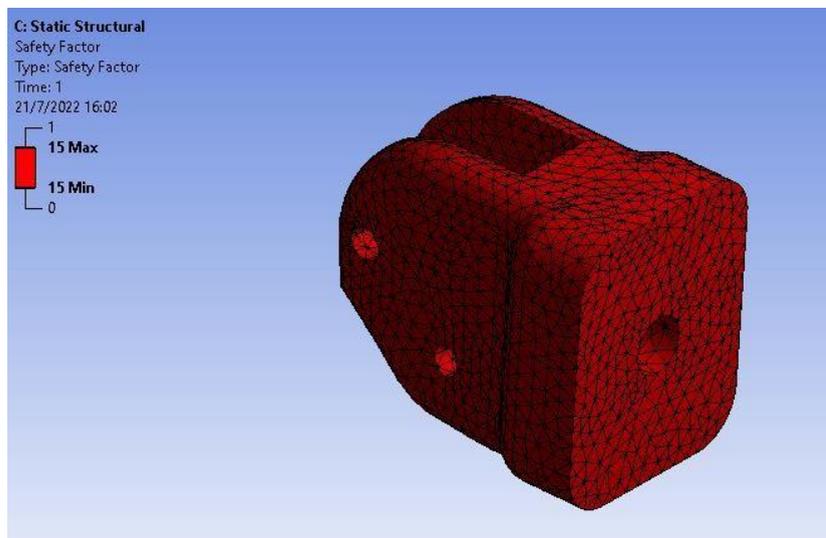
El esfuerzo equivalente que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo meñique tiene un valor mínimo de 5,6593e-5 MPa y un valor máximo de 2,1308 MPa



**Figura 100-3:** Esfuerzo equivalente del apoyo ubicado en el nudillo del dedo meñique.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

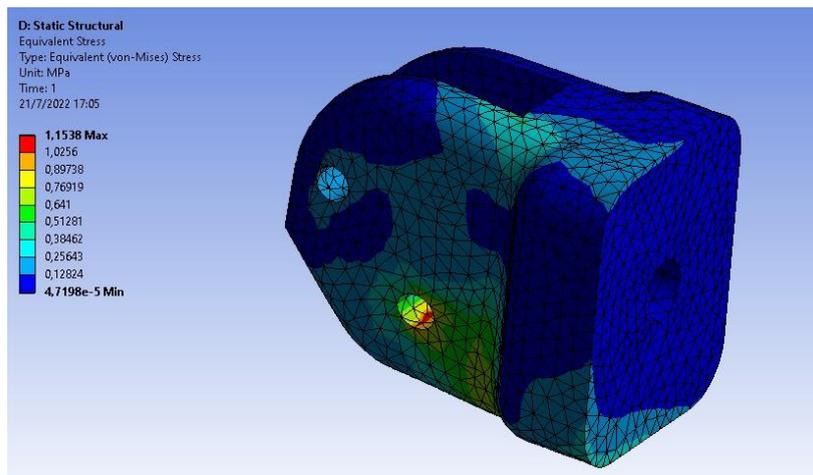
El factor de seguridad que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo meñique tiene un valor de 15



**Figura 101-3:** Factor de seguridad del apoyo ubicado en el nudillo del dedo meñique.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

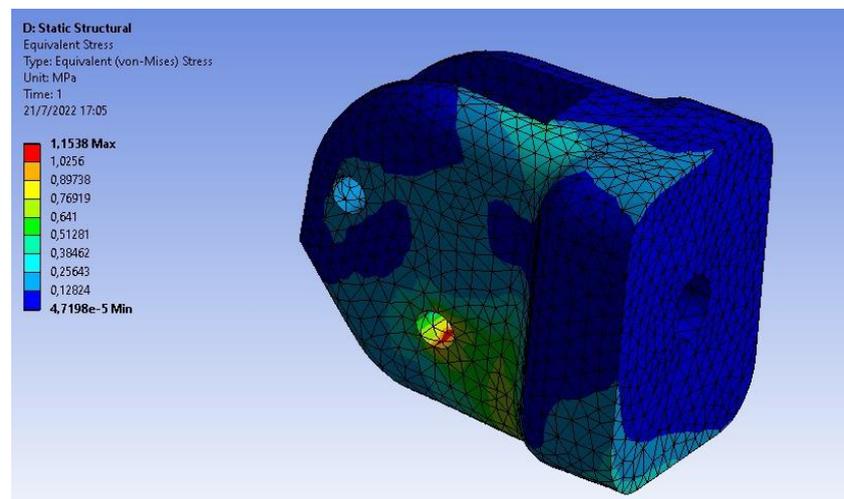
La deformación total que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo anular tiene un valor mínimo de 0 mm y un valor máximo de 5,3361e-5 mm



**Figura 102-3:** Deformación del apoyo ubicado en el nudillo del dedo anular.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

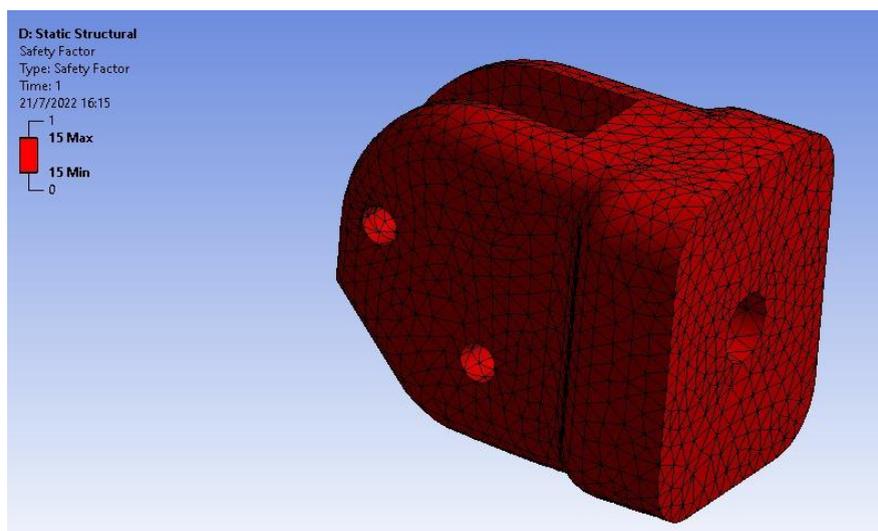
El estrés equivalente que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo anular tiene un valor mínimo de 1,1538 Mpa y un valor máximo de 4,7198e-5 Mpa



**Figura 103-3:** Esfuerzo equivalente del apoyo ubicado en el nudillo del dedo anular.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

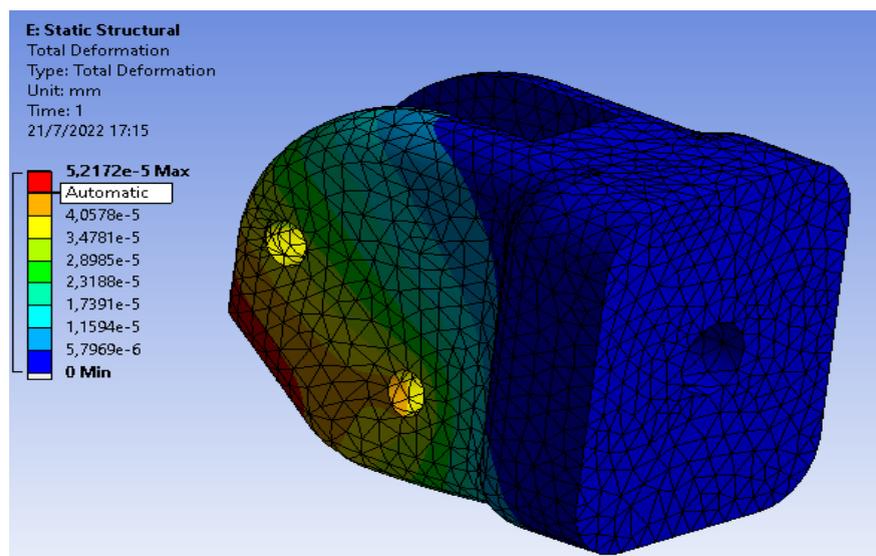
El factor de seguridad que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo anular tiene un valor de 15



**Figura 104-3:** Factor de seguridad del apoyo ubicado en el nudillo del dedo anular.

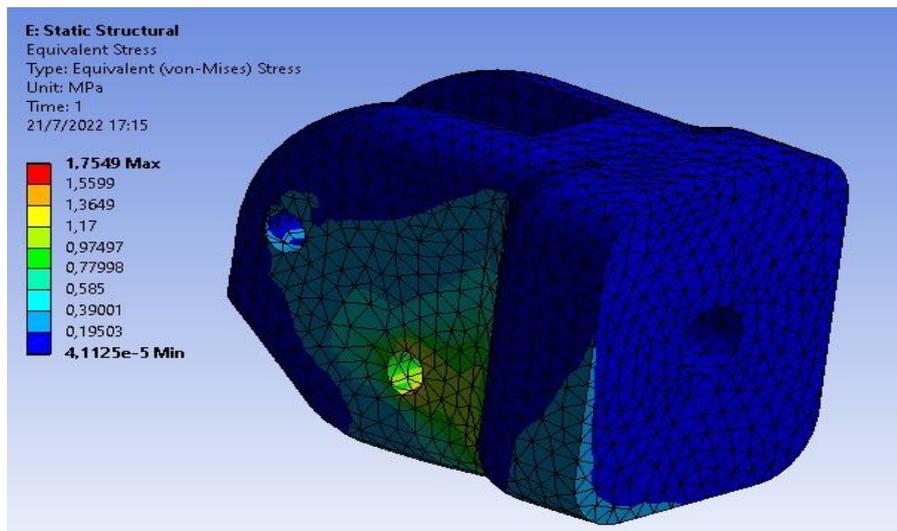
Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La deformación total que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo medio tiene un valor mínimo de 0 mm y un valor máximo de  $5,2172e-5$  mm



**Figura 105-3:** Deformación del apoyo ubicado en el nudillo del dedo medio

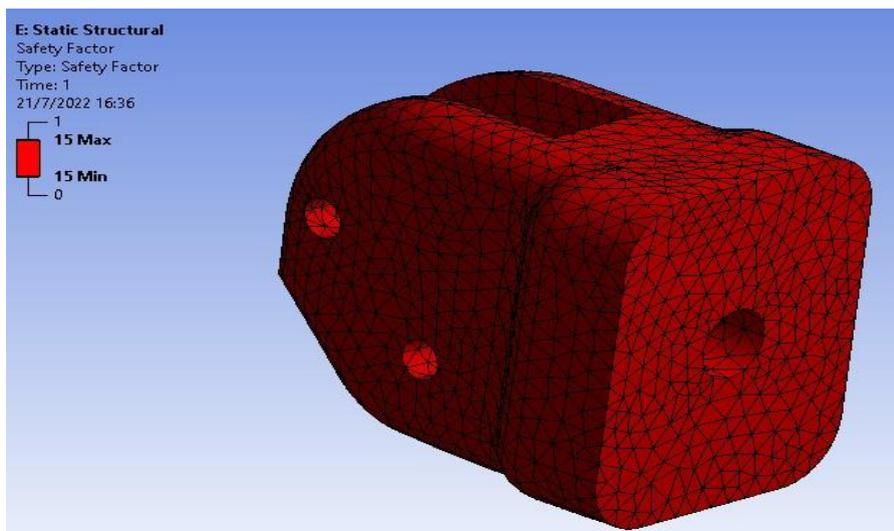
Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022



**Figura 106-3:** Esfuerzo equivalente del apoyo ubicado en el nudillo del dedo medio.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

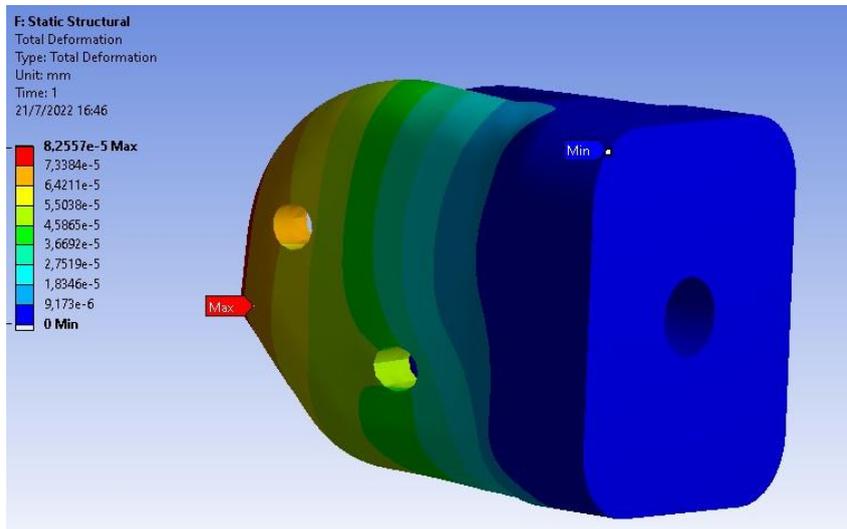
El factor de seguridad que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo medio tiene un valor de 15



**Figura 107-3:** Factor de seguridad del apoyo ubicado en el nudillo del dedo medio.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

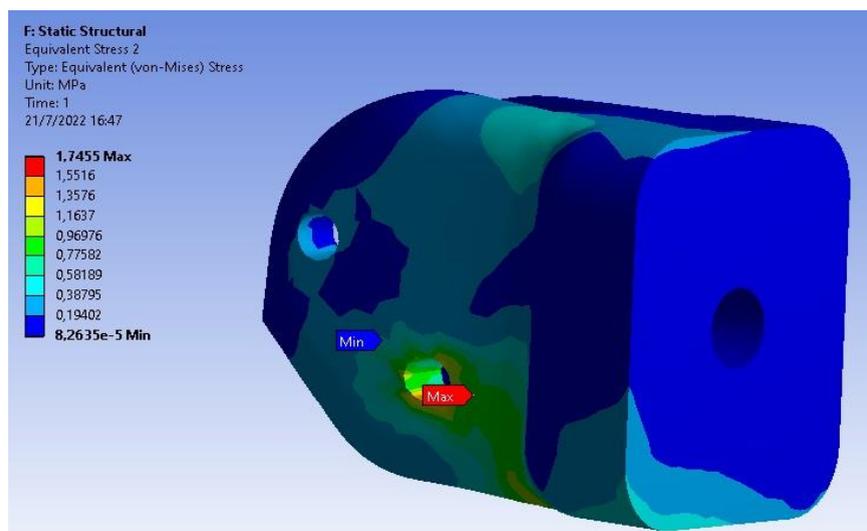
La deformación total que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo índice tiene un valor mínimo de 0 mm y un valor máximo de  $8,2557e-5$  mm



**Figura 108-3:** Deformación del apoyo ubicado en el nudillo del dedo índice.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

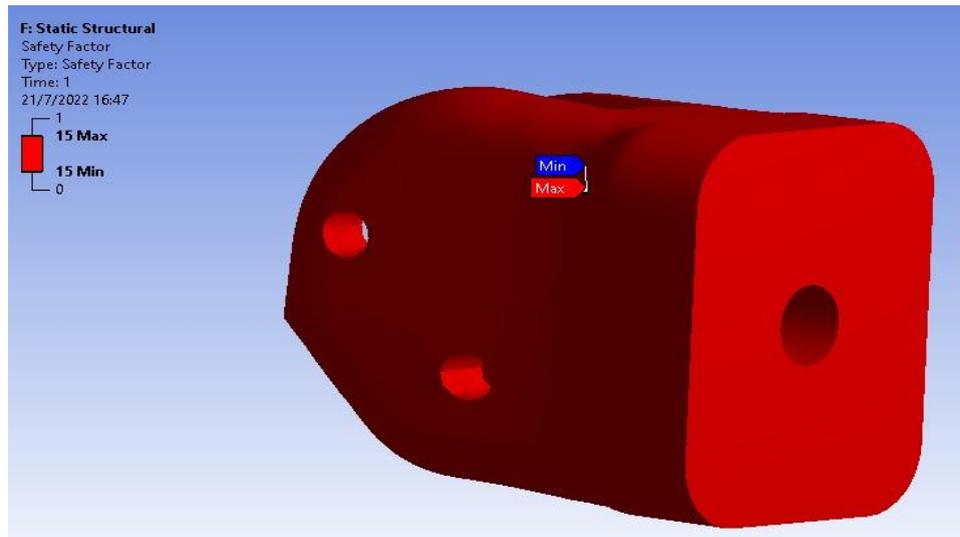
El esfuerzo equivalente que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo índice tiene un valor mínimo de  $8,2635e-5$  Mpa y un valor máximo de 1,7455 Mpa.



**Figura 109-3:** Esfuerzo equivalente del apoyo ubicado en el nudillo del dedo índice.

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El factor de seguridad que corresponde al apoyo en el nudillo del dedo índice tiene un valor de 15

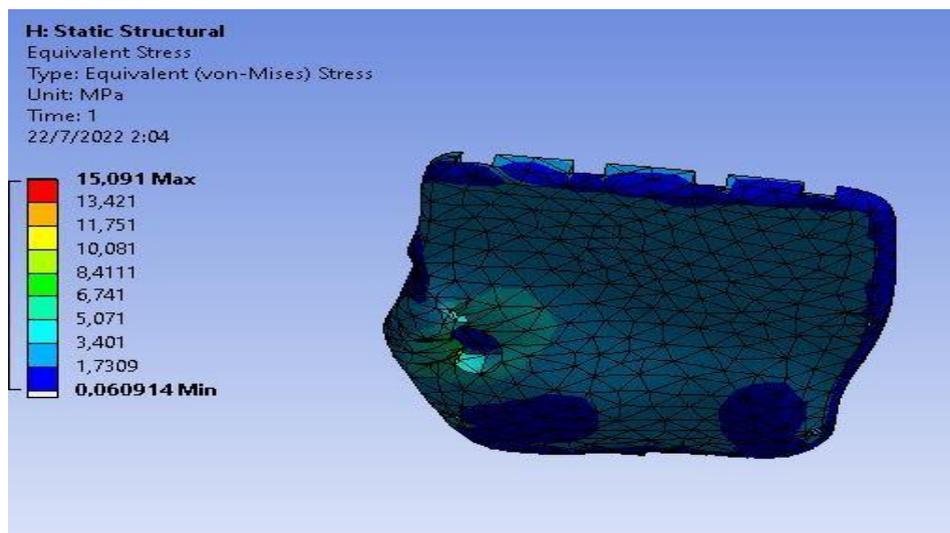


**Figura 110-3:** Factor de seguridad del apoyo ubicado en el nudillo del dedo índice.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.7 Deformación y factor de seguridad de la palma de la prótesis

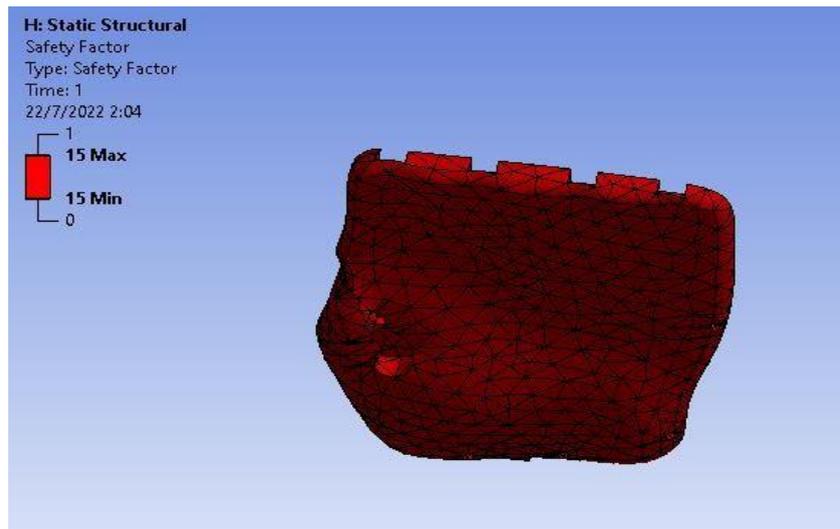
Considerando la palma de la mano de la prótesis, se obtiene el esfuerzo equivalente máximo de 15,091 Mpa y un estrés equivalente mínimo con un valor de 0,060914 Mpa.



**Figura 111-3:** Esfuerzo equivalente de la palma de la mano.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Considerando la palma de la prótesis, se obtiene el factor de seguridad con un valor máximo de 15.

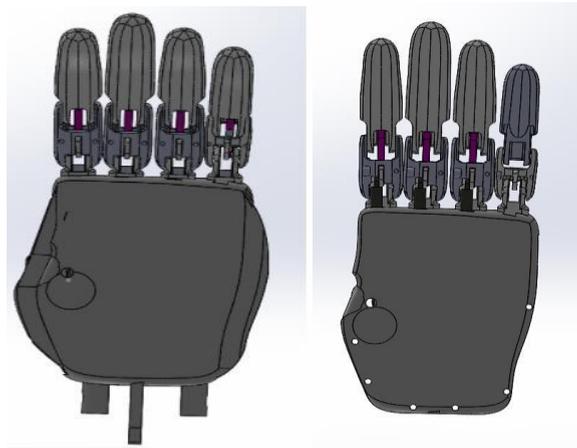


**Figura 112-3:** Factor de seguridad de la palma de la prótesis.

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.8 Impresión 3D con Resina ingenieril de prototipo final

La diferencia entre el prototipo final y prototipo preliminar es la mejora del diseño de la palma donde se logró suavizar las curvas, también se mejora el diseño de la cubierta.



**Figura 113-3:** Diseño preliminar y Diseño final

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

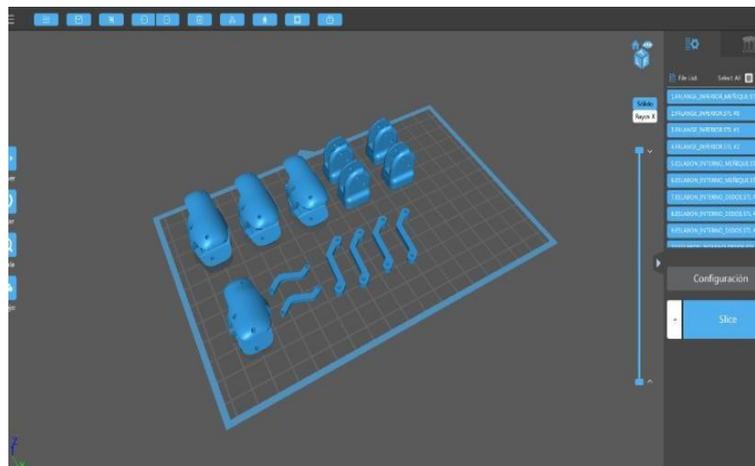
Considerando como material Resina ingenieril, debido a que tiene buena maquinabilidad, disponibilidad y buenas propiedades que nos brinda el material, esta construcción del diseño se la realiza por medio de una impresora 3D.



**Figura 114-3:** Impresora 3D

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Por medio de la utilización del programa Chutibox se pude obtener la impresión de las respectivas piezas que compone la prótesis



**Figura 115-3:** Pieza en el programa Chutibok

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La impresión de las piezas con material ingenieril debe pasar por proceso de lavado y curado, para luego continuar con el ensamble final.



**Figura 116 -3:** Piezas impresas en impresora de resina

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Este material presenta buena maquinabilidad, ya que durante su ensamble se empleó herramientas como taladro, lija y mini pulidora para su ajuste



**Figura 117-3:** Ensamble de los dedos

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El nuevo diseño de la palma es mucha más ergonómica y estética que la anterior, ya que se asemeja a la palma de la mano humana, además es mucho más ligera que su antecesora.



**Figura 118-3:** Palma impresión 3D en resina

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Los eslabones internos presentan mayor acople al nudillo y al dedo, mientras que los nudillos presentan mayor estabilidad que los nudillos en PLA.



**Figura 119-3:** Ensamble de dedos a la palma

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El mecanismo piñón cremallera del dedo pulgar presenta mayor movilidad ya que los dientes de piñón no tienden a deformarse durante la transmisión de movimiento



**Figura 120-3:** Ensamble del dedo pulgar en resina

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Se presenta la impresión del sistema piñón cremallera.



**Figura 121-3:** Piñón-cremallera

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El socket empleado para el prototipo final es el mismo del diseño anterior, solo de cambio el color, que paso de un rojo a negro y plomo.



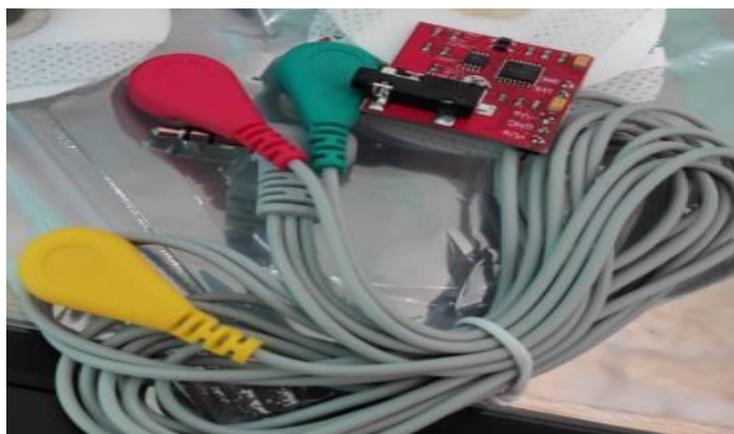
**Figura 122-3:** Socket con nuevo color

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.9 Sistema electrónico

#### 3.9.1 Módulo de sensor muscular (EMG)

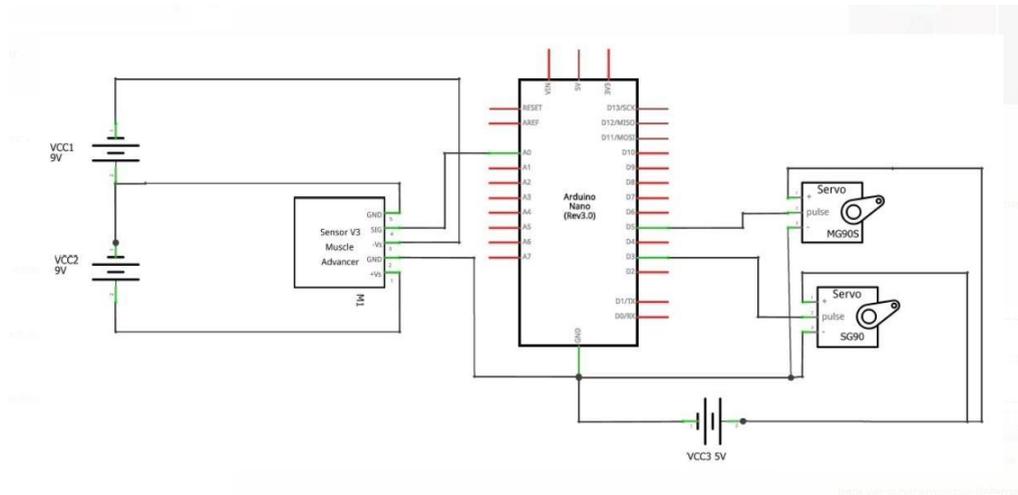
El Sensor empleado fue un EMG de 3.3v, este sensor por medio de electrodos conectados los músculos del usuario y conectado al sistema electrónico de la prótesis, transformando los impulsos musculares en señal digital. Se escogió este sensor debido a su disponibilidad en el mercado nacional.



**Figura 123-3:**Módulo de sensor mioeléctrico

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Para la conexión del EMG con un controlador arduino siguió el diagrama que se representa en la siguiente figura.



**Figura 124-3.** Esquema del circuito

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.9.2 *Servos motores*

Para los dos tipos de mecanismos que contemplan la movilidad de la prótesis, se le acopló distinto modelo de servo motor para cada uno. Para el mecanismo de biela manivela que constituye la movilidad de los 4 dedos, se le acopló un servo motor MG90s, el cual según el código fuente gira 90°, produciendo que los dedos se estiren y al regresar a su posición inicial los dedos se contraen.



**Figura 125-3:** Acople servo motor

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El mecanismo de piñón-cremallera que constituye a la movilidad del dedo pulgar, se acoplo unservo motor Sg90, el cual gira 150°, produciendo el de estiren y al regresar a la posición 0°, el dedo pulgar se contrae.

### 3.9.2.1 *Código fuente*

Mediante el código se establece un umbral de acuerdo con los valores máximo y mínimo del sensor muscular. número de pin donde está conectado el sensor es en puerto analógico 0, el pin donde está conectado el motor es en puerto digital PWM 3.

```
#include <Servo.h>

//para control de servomotor con sensor muscular.
//Puede establecer un umbral de acuerdo con los valores máximo y mínimo del sensor muscular.
#define THRESHOLD 250

//Número de pin donde está conectado el sensor. (Analógico 0)
#define EMG_PIN 0

//Número de pin donde está conectado los servomotores. (PWM digital 3 y PWM digital 5)
#define SERVO_PIN 3
#define SERVO2_PIN 5

//Definir Servo motores
Servo SERVO_1;
Servo SERVO_2;
```

**Figura 126-3:**Código fuente (definición de entradas)

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Baudrate (señal por segundo) configurado en 115200, recuérdelo para configurar el monitor en serie correctamente.

```
/*----- void setup -----*/

void setup() {

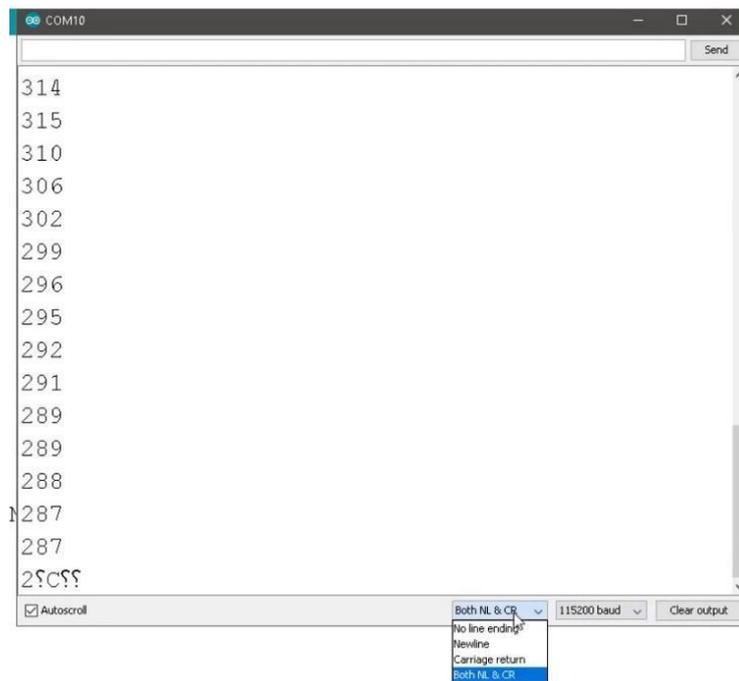
  //BAUDRATE configurado en 115200, recuérdelo para configurar el monitor en serie correctamente.
  //opción Baud Rate y "NL&CR" para visualizar los valores correctamente.
  Serial.begin(115200);

  //Set servo motor to digital pin 3
  SERVO_1.attach(SERVO_PIN);
  SERVO_2.attach(SERVO2_PIN);
}
```

**Figura 127-3:** Código fuente (configuración de Baudrate)

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Empleando Baud Rate y la opción NL y CR para visualizar los valores correctamente



**Figura 128-3:** Visualización de valores de impulso muscular

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La variable lee el valor del pin analógico al que está conectado el sensor, si el valor del sensores mayor que el umbral, el servomotor girará a 170 grados, si el sensor es menor que el umbral, el servomotor girará a 10 grados. el monitor serial para establecer el umbral correctamente, comparando los valores que se muestran cuando abre y cierra la mano.

```

/*----- void loop -----*/

void loop(){

  //La variable "Valor" lee el valor del pin analógico al que está conectado el sensor.
  int value = analogRead(EMG_PIN);

  //Si el valor del sensor es MAYOR que el UMBRAL, el servomotor 2 girará 150 grados y el servomotor 2 girará 90
  if(value > THRESHOLD){
    SERVO_1.write(90);
    SERVO_2.write(150);
  }

  //Si el sensor es MENOR que el UMBRAL, el servomotor girará a 10 grados.
  else{
    SERVO_1.write(0);
    SERVO_2.write(10);
  }

  //Puede usar el monitor en serie para configurar el UMBRAL correctamente, comparando los valores que se muestran cuando abre y cierra la mano.
  Serial.println(value);
}

```

**Figura 129-3:** Configuración de giro del motor

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 3.10 Análisis de Costos

#### 3.10.1 Costos Directos

Cuando se habla de costos directos se refieren a los costos que se pueden identificar o cuantificar con los productos terminados, como, por ejemplo, los materiales directos y por supuesto la mano de obra directa que se destina a la fabricación del producto.

##### 3.10.1.1 Costos de materiales

Los materiales y las herramientas fueron los costos que más representaron para la construcción de la prótesis.

**Tabla 27-3:** Costos de materiales

Item	Descripción	Cantidad	Unidad	Valor unitario (\$)	Valor total (\$)
1	Rollo de PLA	2	U	25	50
2	Servo motor SG90	1	U	5	5
3	Servo motor MG996R	1	U	15	15
4	Módulo de sensor mioeléctrico	1	U	100	100
5	Varilla de acero inoxidable de 3 mm	0,3	Kg	2	2
6	Juego de brocas 1/16	1	U	3	3
7	Arduino	1	U	35	35
8	Cables de conexión	12	U	0,5	6
9	Rollo de cinta velcro	1/2	U	14	7
10	Tornillos de media pulgada	50	U	0,2	10
11	ProtoBoar	1	U	3	3

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Los costos de equipos y herramientas que se utilizó en lo que respecta a la construcción y ensamble de la prótesis de mano

**Tabla 28-3:** Costos de equipos y herramientas

<b>Descripción</b>	<b>Total (\$)</b>
Impresora marca Anet	500
Mini pulidora marca Truper	80
Juego de destornilladores	7
Juego de pinzas y alicate	10

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

**Tabla 29-3:** Costo directo total

<b>Descripción</b>	<b>Valor</b>
Materiales	236
Equipos y herramientas	597
Total, costos directos	833

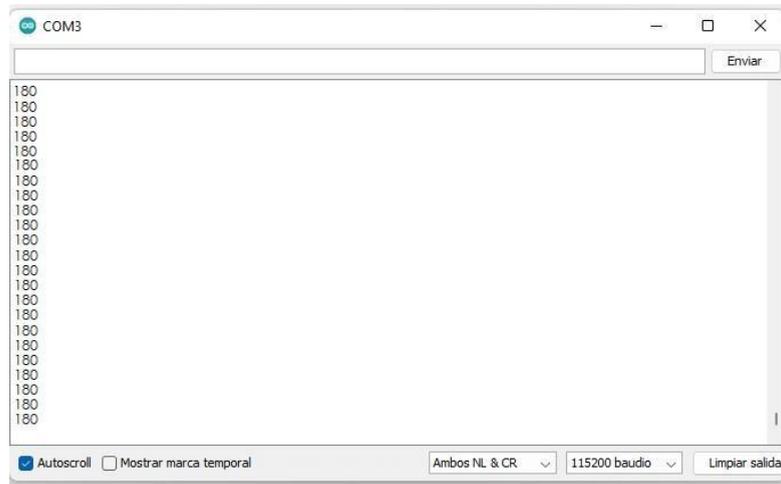
**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

## CAPÍTULO IV

### 4 RESULTADOS

#### 4.1 Señal Mioeléctrica

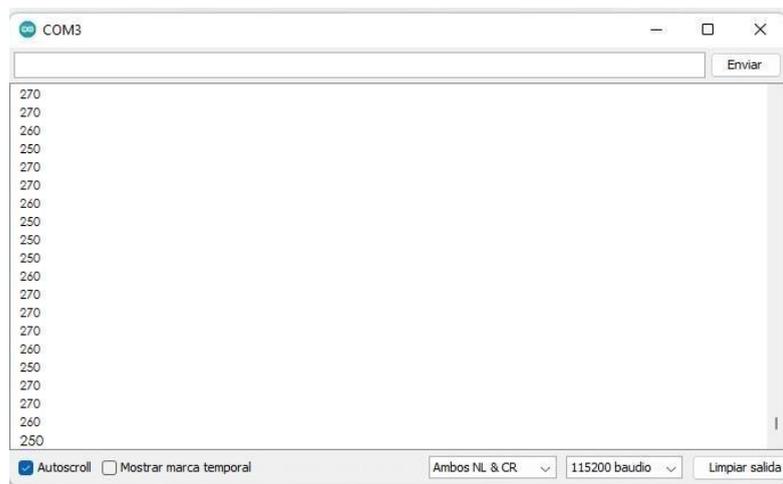
Al momento de obtener la señal mioeléctrica que se captan de las zonas del cuerpo, para ser más específicos del brazo. Ajustando el tornillo de ganancia en el sensor mioeléctrico V3 se puede calibrar la señal, la cual presenta un valor de 180 de amplitud de onda cuando el músculo está sin actividad.



**Figura 1-4:** Señal mioeléctrica sin actividad muscular

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Cuando el usuario empieza a realizar actividad muscular el monitor serial marca una amplitud de 250 la misma que fue programada para accionar los motores.



**Figura 2-4:** Señal mioeléctrica con actividad muscular

Realizado por: Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

## 4.2 Ergonomía

Para verificar la ergonomía, el voluntario hizo el uso de la prótesis mioeléctrica. Esto se lo realizo mediante la prótesis preliminar.



**Figura 3-4:** Usuario

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El usuario muestra una aprobación y comodidad al momento de usar la prótesis, ya que es de fácil uso. La relación de la antropometría de la prótesis con el usuario se la puede observar, tomando en cuenta que la edad del usuario es de 60 años, considerando que no necesitara un ajuste de tamaño y forma ya que es un adulto mayor.



**Figura 4-4:** Colocación de la prótesis al usuario

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

### 4.3 Prototipo

El resultado del ensamble de todos los elementos impresos 3D, en este trabajo de titulación se puso énfasis en la semejanza a una mano humana real, las articulaciones de los dedos nos permiten un mejor agarre.



**Figura 5-4:** Ensamble final de la mano, material resina epoxi

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

La estética de la prótesis fue mejorada, tanto la palma como las tapas superiores haciéndola más agradable para el usuario.



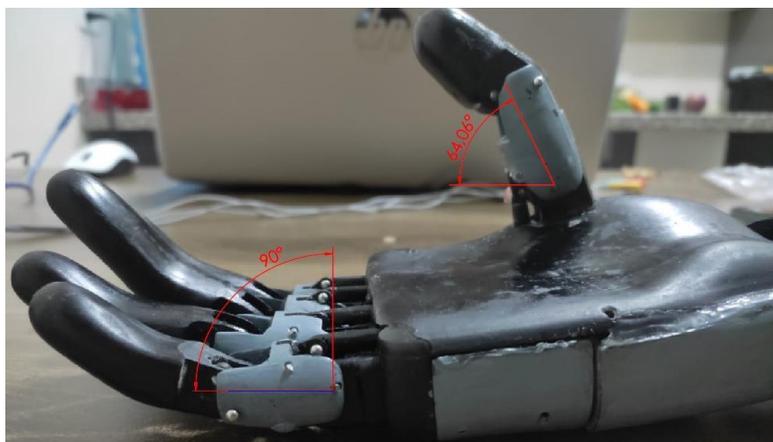
**Figura 6-4:** Resultado final de la construcción, material resina epoxi

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

#### 4.4 Prueba de movilidad de los dedos

El ángulo que forma los dedos con respecto a la palma cuando la mano está abierta completamente depende del diseño de mecanismo.

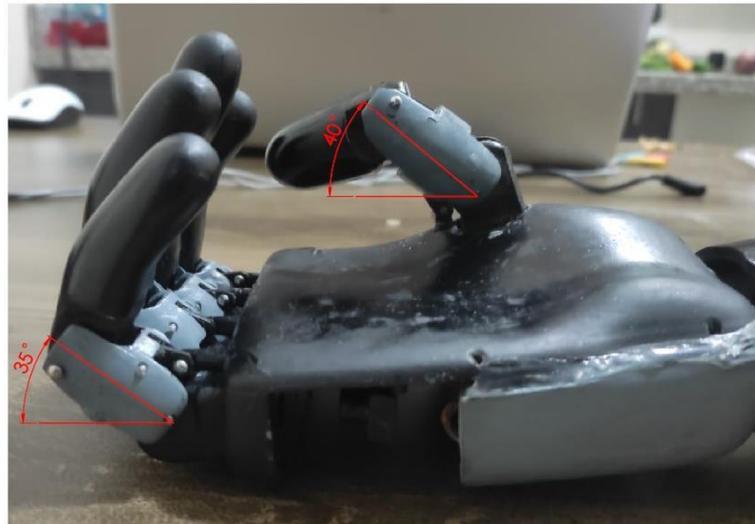
El ángulo que forma la falange proximal de los dedos con la horizontal cuando no hay actividad muscular es de  $90^\circ$  mientras que el ángulo formado por la falange proximal del pulgar con la horizontal es de  $64,04^\circ$ .



**Figura 7-4:** Resultado final de la construcción, material resina epoxi

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El ángulo que forma la falange proximal de los dedos con la horizontal cuando hay actividad muscular es de  $55^\circ$  mientras que el ángulo formado por la falange proximal del pulgar con la horizontal es de  $40^\circ$ .

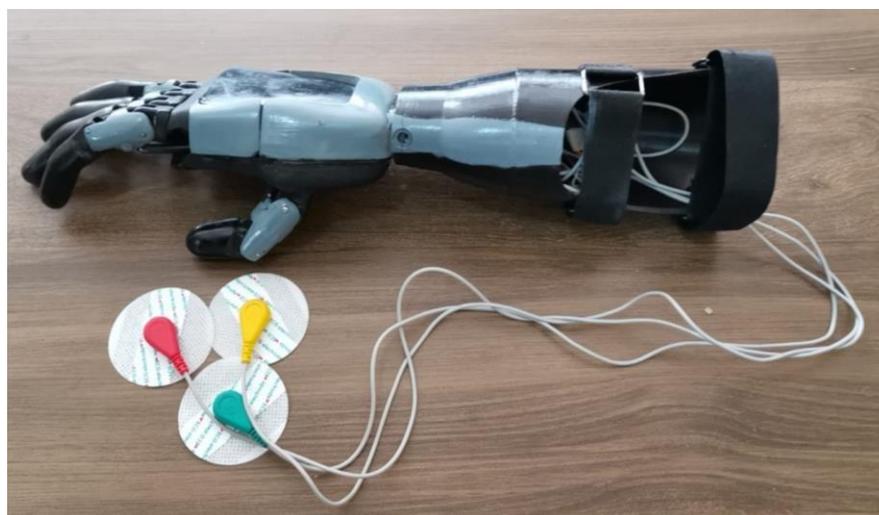


**Figura 8-4:** Resultado final de la construcción, material resina epoxi

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

#### 4.5 Pruebas de funcionamiento

Las pruebas de funcionamiento se realizaron con objetos de uso básico como bebidas y también con una pelota pequeña. La prótesis se conecta al sensor mioeléctrico para poder hacer las respectivas pruebas de agarre.



**Figura 9-4:** Prototipo conectado a sensores mioeléctricos

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

El prototipo tiene 3 electrodos donde el rojo se conecta al inicio del musculo, el verde se conecta al final del musculo y el electrodo amarillo se conecta en la parte posterior de musculo que se hará lectura de la señal.



**Figura 10-4:** Prototipo conectado a sensores mioeléctricos

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

Durante las pruebas de funcionamiento se verifico que la prótesis presente un buen agarre, tanto como para alzar una bolsa plástica y sujetar una pelota.



**Figura 11-4:** Prueba de sujeción de objetos

**Realizado por:** Guerrero, A., Tenelanda, A., 2022

## CONCLUSIONES

El prototipo final tiene un diseño antropomorfo, constituido por cinco dedos de los cuales cuatro de ellos (índice, medio, anular y meñique) tienen movilidad mediante un mecanismo de biela manivela y el quinto dedo (pulgar) presenta su movimiento por medio de un mecanismo piñón – cremallera. Estos tipos de mecanismos permite que la prótesis pueda sujetar objetos, que se usan en tareas básicas.

Los materiales empleados en la construcción de la prótesis cumplen con los requerimientos de ingeniería. La Resina ingenieril es un material polímero que muestra características de resistencia mecánica, química y con una fácil maquinabilidad, de modo que el ensamble de los componentes cumple con lo propuesto en el análisis de la necesidad.

La calibración de la señal mieléctrica depende del ajuste del tornillo de ganancia que se encuentra ubicado en el sensor. Los valores se visualizan en cantidad amplitud entre 250 y 280 cuando el músculo presente actividad muscular y 180 hasta 190 cuando el musculo sinactividad muscular.

Por medio de un microcontrolador podemos computar la señal mioeléctrica para transformarla en señal digital impulsando servomotores. Los cuales beneficia a la sujeción de objetos debido a sus torques (servomotor Sg90 y Mg90s).

## **RECOMENDACIONES**

Se necesita realizar un seguimiento directo al usuario, para verificar como la prótesis favorezca su estilo de vida, además estudiar el comportamiento psicológico que generó el uso la misma.

Es importante conocer el estado de salud de la persona que va a usar la prótesis, ya que pueda presentar alergia al material con el que se elaborado la prótesis.

Se recomienda continuar con la investigación de este tema, ya que este trabajo de titulación se presenta de prototipo, y es necesario obtener una prótesis lo más funcionalmente posible por el bien de la comunidad que lo necesita.

## BIBLIOGRAFÍA

- 3DPRINTING.** *¿Qué es la impresión 3D? what-is-3d-printing* [blog]. [Consulta: 21 noviembre 2021]. Disponible en: <https://3dprinting.com/what-is-3d-printing/>.
- 3DPRINTING.** *3D Software. What is 3D Printing?* [blog]. [Consulta: 23 noviembre 2021]. Disponible en: <https://3dprinting.com/what-is-3d-printing/>.
- ADVANCER TECHNOLOGIES.** *Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications* [blog]. [Consulta: 12 noviembre 2021]. Disponible en: [https://www.pololu.com/file/0J745/Muscle\\_Sensor\\_v3\\_users\\_manual.pdf](https://www.pololu.com/file/0J745/Muscle_Sensor_v3_users_manual.pdf).
- CARROZZA, M., et al.** "Diseño de una mano cibernética para la percepción y la acción". *Cibernética biológica* [en línea], 2006, 95(6), pp. 629-644. [Consulta: 18 diciembre 2021]. Disponible en: <https://psycnet.apa.org/record/2009-22830-008>.
- CARVAJAL, L.,** "Diseño de un Método para Capturar Señales Mioeléctricas de Miembros Superiores". *Revista de Universidad de la Amazonia* [en línea], 2017, 1(1). [Consulta: 03 diciembre 2021]. Disponible en: <https://docplayer.es/49395900-Diseno-de-un-metodo-para-capturar-senales-mioelectricas-de-miembros-superiores.html>.
- COMPONENTS101.** *MG90S – Micro servomotor de engranajes metálicos - Motors* [blog]. 2019. [Consulta: 19 diciembre 2021]. Disponible en: <https://components101.com/motors/mg90s-metal-gear-servo-motor>.
- DALCAME.** *Información* [blog]. 2005. [Consulta: 16 septiembre 2021]. Disponible en: <https://www.dalcame.com/nosotros.html#.YuXwkz2ZPIU>.
- DRAKE, R; et, al.** Gray. *Anatomía para estudiantes* [en línea]. Livingstone: Elsevier Inc, 2015. [Consulta: 06 septiembre 2021]. Disponible en: <https://docer.com.ar/doc/5cc0xn>.
- ECUAPRÓTESIS 3D,** 2022. *Prótesis 3D de mano* [blog]. 2022. [en línea]. [Consulta: 16 octubre 2021]. Disponible en: <https://ecuaprotesis3d.com/servicios-ecuaprotesis-3d/#>.
- FERNANDEZ, C; et. al.** "Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente". *EIA* [en línea], 2007, 7 (1), pp. 111-119. [Consulta: 26 diciembre 2021]. Disponible en: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1794-12372007000100010](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1794-12372007000100010).
- GUTIERREZ, J.,** *Manual de Programación Arduino* [blog]. USA: 2007. [Consulta: 12 diciembre 2021]. Disponible en: <https://arduinoobot.pbworks.com/f/Manual+Programacion+Arduino.pdf>.
- INTEGRAL INNOVATION EXPERTS.** *Ansys* [blog]. 2022. [Consulta: 11 enero 2022]. Disponible en: <https://www.ansys.com/>

- KAPANDJI.** *Fisiología Articular* [en línea]. Madrid: Bibliopsi, 2007.[ Consulta: 22 enero 2022]. Disponible en: [http://www.bibliopsi.org/docs/carreras/terapia-ocupacional/FISIOLOGIA/Fisiologia articular tomo 3 \(6ta edicion\), KAPANDJI.pdf](http://www.bibliopsi.org/docs/carreras/terapia-ocupacional/FISIOLOGIA/Fisiologia articular tomo 3 (6ta edicion), KAPANDJI.pdf).
- LESRESINES3D.** *Resina de ingeniería MOLAZON LCD/DLP 1kg* [blog]. 2002. [ Consulta: 12 febrero 2022] Disponible en: <https://lesresines3d.fr/en/home/131-engineering-resin-molazon-lcd-dlp-1kg.html>. 2022.
- LUCIA, C.** *Guía completa: el filamento PLA en la impresión 3D - Actualidad* [blog]. 2019. [ Consulta: 02 abril 2022] Disponible en: <https://www.3dnatives.com/es/guia-filamento-pla-en-la-impresion-3d-190820192/>.
- MARTINEZ MONTOYA, Javier.** .Modelado, simulación y análisis con msc.adams de un sistema de transmisión de par con ruedas libres [en línea] (Trabajo de Titulacion). (Pregrado) Universidad de Sevilla, Sevilla, España. 2018. [ Consulta: 12 marzo 2022]. Disponible en: <https://idus.us.es/bitstream/handle/11441/86020/TFM-1222-MARTINEZ.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
- MYSZKA, D.** *Maquinas y Mecanismos* [en línea]. 4ta Ed. Mexico: Mexico DF, 2012. [ Consulta: 21 marzo 2022]. Disponible en: [https://www.academia.edu/35477404/Máquinas\\_y\\_Mecanismos\\_Myszka\\_4ta\\_Edición](https://www.academia.edu/35477404/Máquinas_y_Mecanismos_Myszka_4ta_Edición). 2012.
- NETTER, F.** *Atlas de Anatomía Humana* [blog]. 2000. [ Consulta: 14 enero 2022]. Disponible en: <http://www.untumbes.edu.pe/bmedicina/libros/Libros de Anatomia II/libro79.pdf>.
- RIOS, P; et.al.** "Robótica y prótesis inteligentes". Revista Digital Universitaria [en línea], 2004, Mexico, 6 (1), pp. 1-15. [ Consulta: 05 enero 2022]. Disponible en: [http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01\\_enero.pdf](http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf).
- SANCHEZ, N.** "Prótesis biónicas, biología y tecnología". Panorama Actual del Medicamento [en línea], 2018, vol. 42, no. 411, pp. 256-259. [ Consulta: 05 abril 2022]. Disponible en: [https://gruposdetrabajo.sefh.es/gps/images/stories/publicaciones/pam\\_2018\\_42\\_411\\_256-259.pdf](https://gruposdetrabajo.sefh.es/gps/images/stories/publicaciones/pam_2018_42_411_256-259.pdf).
- SPARKFUN.** *Placas Arduino* [blog]. México: Sparkfun, 2012. [ Consulta: 09 abril 2022]. Disponible en: <https://www.sparkfun.com/products/19177>.
- TECHOPEDIA.** *Definicion* [blog]. EEUU: Techopedia. [ Consulta: 11 mayo 2022]. Disponible en: <https://www.techopedia.com/definition/93/3-d-software>.
- VARGAS PEREZ, José; et, al.** Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase) [en línea] (Trabajo de titulacion). (Pregrado) Universidad Politecnica Salesiana, Quito, Ecuador. 2015. 2022.. Disponible en:

<https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/8872>.

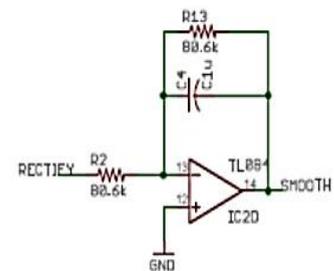
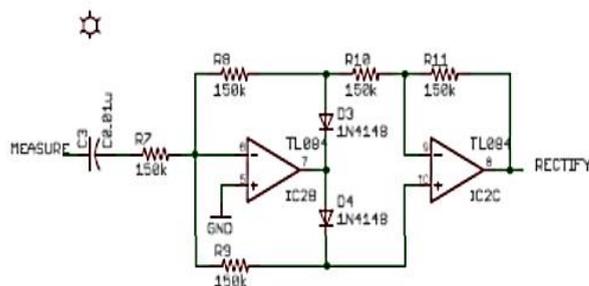
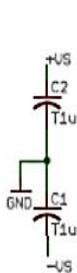
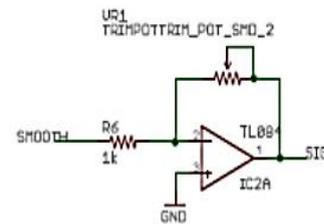
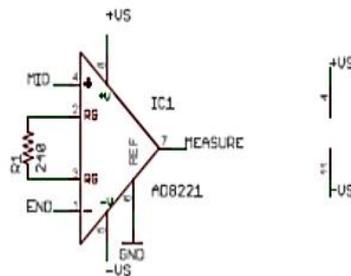
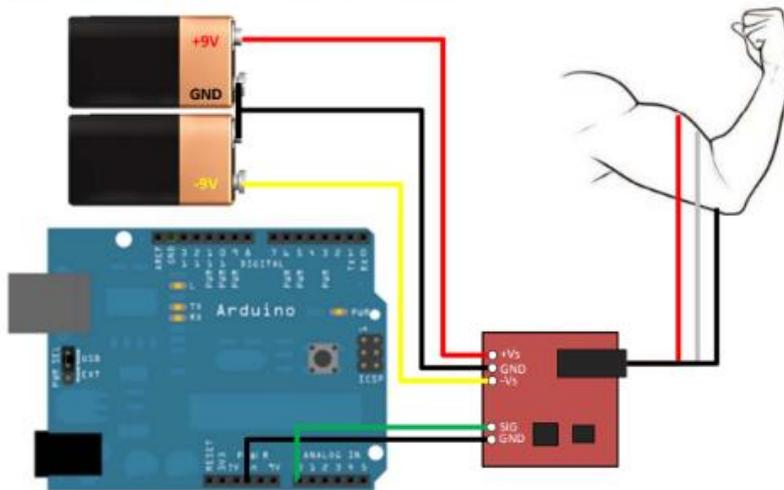
**VISTRONICA.** Microcontroladores [blog]. Vistronica. 2022. [ Consulta: 05 abril 2022].

Disponible en: <https://www.vistronica.com/>.

**ANEXOS:**

**ANEXO A: DIAGRAMA THREE-LEAD DIFFERENTIAL MUSCLE/ELECTROMYOGRAPHY SENSOR FOR MICROCONTROLLER APPLICATIONS**

**Getting Started Using Two 9V Batteries**



## ANEXO B: DATASHEET METAL GEAR SERVO MG90S

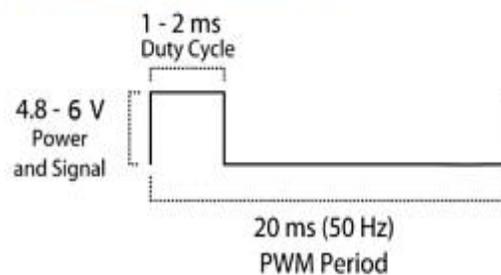
### MG90S Metal Gear Servo



#### Specifications

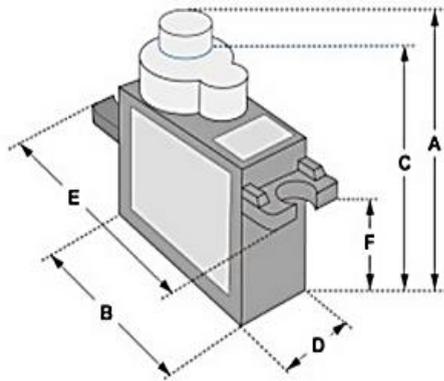
- Weight: 13.4 g
- Dimension: 22.5 x 12 x 35.5 mm approx.
- Stall torque: 1.8 kgf·cm (4.8V ), 2.2 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.1 s/60 degree (4.8 V), 0.08 s/60 degree (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V - 6.0 V
- Dead band width: 5  $\mu$ s

PWM=Orange (  )  
Vcc = Red ( + )  
Ground = Brown ( - )



Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2 ms pulse) is all the way to the right, "-90" (~1 ms pulse) is all the way to the left.

## ANEXO C: DATASHEET METAL SERVO MOTOR SG90



Dimensions & Specifications
A (mm) : 32
B (mm) : 23
C (mm) : 28.5
D (mm) : 12
E (mm) : 32
F (mm) : 19.5
Speed (sec) : 0.1
Torque (kg-cm) : 2.5
Weight (g) : 14.7
Voltage : 4.8 - 6

Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2ms pulse) is middle, is all the way to the right, "-90" (~1ms pulse) is all the way to the left.

PWM=Orange (⏏)  
 Vcc = Red (+)  
 Ground=Brown (-)

