



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS
FUNCIONAL DE DOS GRADOS DE LIBERTAD ACCIONADO
POR CABLES PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTORES:

MARLON JAVIER BORJA ESCOBAR

SANTIAGO TOBÍAS COBA PÉREZ

Riobamba – Ecuador

2022



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS
FUNCIONAL DE DOS GRADOS DE LIBERTAD ACCIONADO
POR CABLES PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTORES: MARLON JAVIER BORJA ESCOBAR

SANTIAGO TOBÍAS COBA PÉREZ

DIRECTOR: Ing. SÓCRATES MIGUEL AQUINO ARROBA

Riobamba – Ecuador

2022

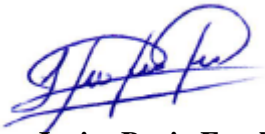
© 2022, Marlon Javier Borja Escobar, Santiago Tobías Coba Pérez

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

Nosotros, Marlon Javier Borja Escobar y Santiago Tobías Coba Pérez, 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, 08 de diciembre de 2022






Marlon Javier Borja Escobar
025000733-3



Santiago Tobías Coba Pérez
185003420-6

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 DE DOS GRADOS DE LIBERTAD ACCIONADO POR CABLES PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL**, realizado por los señores: **MARLON JAVIER BORJA ESCOBAR** y **SANTIAGO TOBÍAS COBA PÉREZ**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Msc. Edwin Fernando Viteri Nùñez PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2022-12-08
Msc. Sócrates Miguel Aquino Arroba DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2022-12-08
Msc. Geovanny Guillermo Novillo Andrade ASESOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2022-12-08

ÍNDICE DE CONTENIDO

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

CAPÍTULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA	3
1.1. Antecedentes	3
1.2. Planteamiento del problema	4
1.3. Justificación	5
1.3.1. <i>Justificación teórica</i>	5
1.3.2. <i>Justificación social</i>	5
1.4. Objetivos	6
1.4.1. <i>Objetivo general</i>	6
1.4.2. <i>Objetivos específicos</i>	6

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO	7
2.1. Antecedentes de investigación	7
2.2. Amputación	7
2.3. Anatomía de antebrazo y mano	9
2.3.1. <i>Huesos del antebrazo</i>	9
2.3.2. <i>Arquitectura de la mano</i>	10
2.3.3. <i>Músculos de la mano</i>	11
2.3.3.1. <i>Músculos de eminencia tenar</i>	12
2.3.3.2. <i>Músculos de eminencia hipotenar</i>	12
2.3.3.3. <i>Músculo aductor del pulgar</i>	13
2.3.3.4. <i>Tendones del flexor largo</i>	13
2.3.3.5. <i>Músculos lubricales</i>	13

2.3.3.6.	<i>Músculos interóseos</i>	14
2.4.	Cinemática de la mano	14
2.4.1.	Movimientos básicos de antebrazo y mano	14
2.4.1.1.	<i>Movimientos del antebrazo</i>	14
2.4.1.2.	<i>Movimientos de la muñeca</i>	14
2.4.1.3.	<i>Movimientos del pulgar</i>	15
2.4.2.	Manipulación de objetos	15
2.4.3.	Patrones funcionales	16
2.5.	Prótesis	17
2.5.1.	Elementos de la prótesis de miembro superior	17
2.5.2.	Tipos de prótesis	18
2.5.2.1.	<i>Prótesis pasivas</i>	18
2.5.2.2.	<i>Prótesis activas</i>	19
2.5.2.3.	<i>Comparación prótesis mecánicas y mioeléctricas</i>	20
2.6.	Movilidad de un mecanismo	21
2.7.	Materiales para impresión 3D	22
2.7.1.	ABS	22
2.7.2.	PET-G	23
2.7.3.	PLA	23
2.7.4.	TPU	24
2.8.	Método de diseño	24
2.8.1.	Ciclo básico de diseño	24
2.8.2.	Función de calidad QFD	25

CAPÍTULO III

3.	MARCO METODOLÓGICO	26
3.1.	Metodología del diseño	26
3.2.	Definición del producto	26
3.2.1.	Función casa de la calidad	27
3.2.1.1.	<i>Voz del usuario</i>	27
3.2.1.2.	<i>Voz del ingeniero</i>	27
3.2.1.3.	<i>Casa de la calidad</i>	27
3.2.2.	Resultado casa de la calidad	28
3.2.2.1.	<i>Materiales</i>	29
3.2.2.2.	<i>Método de accionamiento</i>	29

3.2.2.3.	<i>Ergonomía</i>	29
3.3.	Diseño conceptual	29
3.3.1.	<i>Evaluación de la estructura funcional</i>	29
3.3.2.	<i>Evaluación de la estructura modular</i>	30
3.3.2.1.	<i>Nivel I</i>	30
3.3.2.2.	<i>Nivel II</i>	30
3.3.3.	<i>Alternativas de solución módulo I: componentes y materiales</i>	31
3.3.3.1.	<i>Suspensión y ajuste</i>	33
3.3.3.2.	<i>Encaje y partes flexibles</i>	34
3.3.3.3.	<i>Material de fabricación de las partes rígidas</i>	34
3.3.4.	<i>Evaluación de soluciones del módulo I</i>	35
3.3.5.	<i>Alternativas de solución módulo 2: accionamiento y mecanismo</i>	36
3.3.5.1.	<i>Accionamiento</i>	38
3.3.5.2.	<i>Cables</i>	38
3.3.5.3.	<i>Articulaciones interfalángicas</i>	38
3.3.5.4.	<i>Posición del pulgar</i>	39
3.3.6.	<i>Evaluación de soluciones del módulo II</i>	39
3.4.	Diseño de materialización	41
3.4.1.	<i>Accionamiento</i>	41
3.4.1.1.	<i>Cierre de la mano</i>	41
3.4.1.2.	<i>Flexión del pulgar</i>	42
3.4.2.	<i>Cargas</i>	43
3.4.2.1.	<i>Cargas de flexión</i>	43
3.4.3.	<i>Modelado de la mano</i>	44
3.4.3.1.	<i>Ángulo entre las falanges media y distal</i>	44
3.4.3.2.	<i>Ángulo del pulgar en flexión y extensión</i>	45
3.4.3.3.	<i>Ángulo de apertura del pulgar en abducción</i>	46
3.4.3.4.	<i>Dimensiones</i>	46
3.4.3.5.	<i>Diseño de los dedos</i>	47
3.4.4.	<i>Modelado del prototipo</i>	49
3.4.5.	<i>Fuerza de prensión</i>	50
3.4.6.	<i>Grado de libertad</i>	50
3.5.	Validación en Adams View	51
3.5.1.	<i>Mecanismo</i>	51
3.5.2.	<i>Definición de materiales</i>	52
3.5.3.	<i>Definición de conexiones</i>	53

3.5.4.	<i>Definición del actuador</i>	54
3.5.5.	<i>Definición de los cables tensores</i>	55
3.5.6.	<i>Simulación</i>	55
3.6.	Validación en ANSYS	56
3.6.1.	<i>Definición de materiales</i>	56
3.6.2.	<i>Geometría y definición de propiedades</i>	57
3.6.3.	<i>Definición de contactos</i>	57
3.6.4.	<i>Mallado</i>	58
3.6.5.	<i>Condiciones de frontera</i>	58
3.7.	Construcción	59
3.7.1.	<i>Manufactura por impresión 3D</i>	59
3.7.2.	<i>Ensamblaje</i>	61
3.8.	Análisis de costos	62
3.8.1.	<i>Costos directos</i>	63
3.8.1.1.	<i>Costo de materiales</i>	63
3.8.1.2.	<i>Costo de mano de obra</i>	63
3.8.1.3.	<i>Costo de equipos y herramientas</i>	64
3.8.1.4.	<i>Costos directos totales</i>	64
3.8.2.	<i>Costos indirectos</i>	64
3.8.3.	<i>Costos totales</i>	65

CAPÍTULO IV

4.	MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	66
4.1.	Validación dinámica	66
4.1.1.	<i>Velocidades</i>	66
4.1.1.1.	<i>Velocidad lineal, falange distal de los cuatro dedos</i>	66
4.1.1.2.	<i>Velocidad lineal, falange proximal de los cuatro dedos</i>	67
4.1.1.3.	<i>Velocidad lineal falange distal dedo pulgar</i>	68
4.1.1.4.	<i>Velocidad lineal falange proximal dedo pulgar</i>	69
4.1.1.5.	<i>Velocidad angular falange distal de los cuatro dedos</i>	69
4.1.1.6.	<i>Velocidad angular falange proximal de los cuatro dedos</i>	70
4.1.1.7.	<i>Velocidad angular falange distal del dedo pulgar</i>	71
4.1.1.8.	<i>Velocidad angular falange proximal del dedo pulgar</i>	71
4.1.2.	<i>Aceleraciones</i>	72
4.1.2.1.	<i>Aceleración lineal falange distal de los cuatro dedos</i>	72

4.1.2.2.	<i>Aceleración lineal falange proximal de los cuatro dedos</i>	73
4.1.2.3.	<i>Aceleración lineal falange distal del pulgar</i>	74
4.1.2.4.	<i>Aceleración lineal falange proximal del pulgar</i>	75
4.1.2.5.	<i>Aceleración angular falange distal de los cuatro dedos</i>	75
4.1.2.6.	<i>Aceleración angular falange proximal de los cuatro dedos</i>	76
4.1.2.7.	<i>Aceleración angular falange distal del pulgar</i>	77
4.1.2.8.	<i>Aceleración angular falange proximal del pulgar</i>	78
4.1.3.	Torque	78
4.1.3.1.	<i>Torque en la articulación del codo.</i>	78
4.2.	Validación estructural	79
4.2.1.	<i>Esfuerzo equivalente</i>	80
4.2.2.	<i>Deformación total</i>	80
4.2.3.	<i>Factor de seguridad</i>	81
4.3.	Resultados de pruebas de funcionamiento	81
	CONCLUSIONES	84
	RECOMENDACIONES	86
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2:	Origen, inserción, acción e inervación de los músculos de eminencia hipotenar. ...	12
Tabla 2-2:	Origen, inserción, acción e inervación de los músculos de eminencia hipotenar. ...	12
Tabla 3-2:	Ventajas y desventajas de las prótesis tipo mecánicas y tipo mioeléctricas.....	20
Tabla 4-2:	Propiedades físicas y mecánicas del ABS.....	22
Tabla 5-2:	Propiedades físicas y mecánicas del PLA.....	23
Tabla 1-3:	Alternativas para desempeñar las funciones del módulo I.....	32
Tabla 2-3:	Alternativas para suspensión y sujeción.....	33
Tabla 3-3:	Alternativas para el encaje.....	34
Tabla 4-3:	Alternativas del material de fabricación	34
Tabla 5-3:	Análisis de criterios.....	35
Tabla 6-3:	Análisis del criterio costo.....	35
Tabla 7-3:	Análisis del criterio ergonomía.....	35
Tabla 8-3:	Análisis del criterio disponibilidad.....	36
Tabla 9-3:	Conclusiones análisis de criterios.....	36
Tabla 10-3:	Alternativas para el módulo II.....	36
Tabla 11-3:	Alternativas para el accionamiento.....	38
Tabla 12-3:	Alternativas para actuar como cables.....	38
Tabla 13-3:	Alternativos para las falanges del dispositivo terminal.....	39
Tabla 14-3:	Alternativos para la posición del pulgar.....	39
Tabla 15-3:	Análisis de criterios.....	40
Tabla 16-3:	Análisis del criterio costo.....	40
Tabla 17-3:	Análisis del criterio eficiencia.....	40
Tabla 18-3:	Análisis del criterio ergonomía.....	40
Tabla 19-3:	Conclusiones análisis de criterios.....	40
Tabla 20-3:	Dimensiones en milímetros de las falanges del prototipo.....	47
Tabla 21-3:	Dimensiones del palma y antebrazo.....	47
Tabla 22-3:	Eslabones del dispositivo terminal.....	50
Tabla 23-3:	Uniones del dispositivo terminal.....	51
Tabla 24-3:	Tiempo de fabricación de las piezas, consumo de material.....	60
Tabla 25-3:	Costo de los materiales.....	63
Tabla 26-3:	Costo de mano de obra.....	63
Tabla 27-3:	Costo de equipos y herramientas.....	64
Tabla 28-3:	Costos directos totales.....	64

Tabla 29-3: Costos indirectos.....	64
Tabla 30-3: Costos totales.....	65
Tabla 1-4: Resumen de las pruebas de funcionamiento.....	82

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1-2:	Niveles de amputación.....	8
Ilustración 2-2:	Prótesis mecánica para amputación bilateral de antebrazos.....	9
Ilustración 3-2:	Vista anterior y posterior de los huesos del antebrazo.....	10
Ilustración 4-2:	Radio; 2, Cúbito; 3. Escafoides; 4. Semilunar; 5. Piramidal; 6. Pisiforme; 7. Trapecio; 8. Trapezoide; 9. Grande; 10. Ganchos.....	10
Ilustración 5-2:	Movimientos de la articulación del codo.....	14
Ilustración 6-2:	Movimientos de la articulación de la muñeca.....	15
Ilustración 7-2:	Movimientos del pulgar.....	15
Ilustración 8-2:	A. Arco transversal B. Arco longitudinal C. Arco oblicuo.....	16
Ilustración 9-2:	Agarre de fuerza.....	16
Ilustración 10-2:	Agarre de precisión.....	17
Ilustración 11-2:	Gancho de Ottobock.....	18
Ilustración 12-2:	Prótesis pasiva.....	19
Ilustración 13-2:	Prótesis mecánica.....	19
Ilustración 14-2:	Prótesis mioeléctrica.....	20
Ilustración 15-2:	Ciclo básico de diseño.....	24
Ilustración 1-3:	Etapas del diseño concurrente.....	26
Ilustración 2-3:	Casa de la calidad.....	28
Ilustración 3-3:	Estructura funcional del prototipo.....	30
Ilustración 4-3:	Nivel I de la estructura modular.....	30
Ilustración 5-3:	Nivel II de la estructura modular.....	31
Ilustración 6-3:	Alternativas de solución para el módulo I.....	33
Ilustración 7-3:	Alternativas de solución para el módulo II.....	37
Ilustración 8-3:	Accionamiento función prensil. 1.Acople articulación codo. 2. Cable de tensión común para cuatro dedos	41
Ilustración 9-3:	Accionamiento flexión del pulgar. 1. Antepulsión, 2. Cable de tensión para el pulgar.....	42
Ilustración 10-3:	Ubicación del cable de control del dispositivo.....	42
Ilustración 11-3:	Esquema de prototipo sometido a cargas.....	43
Ilustración 12-3:	Diagrama de momentos flectores.....	44
Ilustración 13-3:	Definición del ángulo entre falanges media y distal.....	45
Ilustración 14-3:	Definición del ángulo del pulgar en extensión y flexión.....	45
Ilustración 15-3:	Ángulo de apertura del pulgar.....	46

Ilustración 16-3:	Modelado de falanges media y distal del dedo medio.....	48
Ilustración 17-3:	Modelado de la mano en Solidworks.....	48
Ilustración 18-3:	Prótesis modelada en Solidworks.....	49
Ilustración 19-3:	Prototipo de pruebas	50
Ilustración 20-3:	Modelo del prototipo en ADAMS.....	52
Ilustración 21-3:	Creación del PLA.....	52
Ilustración 22-3:	Definición de material.....	53
Ilustración 23-3:	Definición de conexiones de las falanges de la mano.....	53
Ilustración 24-3:	Definición del actuador del codo.....	54
Ilustración 25-3:	Definición del actuador del hombro.....	54
Ilustración 26-3:	Definición de las propiedades del cable.....	55
Ilustración 27-3:	Ejecución de la simulación.....	56
Ilustración 28-3:	Definición de material PLA en Ansys (Engineering Data).....	57
Ilustración 29-3:	Geometría para el análisis estructural.....	57
Ilustración 30-3:	Definición de conexiones del modelo.....	58
Ilustración 31-3:	Mallado del prototipo.....	58
Ilustración 32-3:	Aplicación de carga de trabajo.....	59
Ilustración 33-3:	Impresión de la palma (FDM).....	60
Ilustración 34-3:	Piezas de prototipos previos	61
Ilustración 35-3:	Mano ensamblada.....	62
Ilustración 36-3:	Prototipo de pruebas ensamblado.....	62
Ilustración 1-4:	Velocidad lineal en x falange distal.....	66
Ilustración 2-4:	Velocidad lineal en z falange distal.....	67
Ilustración 3-4:	Velocidad lineal en x falange proximal.....	67
Ilustración 4-4:	Velocidad lineal en z falange proximal.....	68
Ilustración 5-4:	Velocidad lineal falange distal dedo pulgar.....	68
Ilustración 6-4:	Velocidad lineal falange proximal dedo pulgar.....	69
Ilustración 7-4:	Velocidad angular, falange distal.....	70
Ilustración 8-4:	Velocidad angular, falange proximal.....	70
Ilustración 9-4:	Velocidad angular, falange distal del pulgar.....	71
Ilustración 10-4:	Velocidad angular, falange proximal del pulgar.....	71
Ilustración 11-4:	Aceleración lineal en x, falange distal, índice, anular y meñique.....	72
Ilustración 12-4:	Aceleración lineal en z, falange distal, índice, anular y meñique.....	72
Ilustración 13-4:	Aceleración lineal en x de la falange proximal de los cuatro dedos.....	73
Ilustración 14-4:	Aceleración lineal en z de la falange proximal de los cuatro dedos.....	73
Ilustración 15-4:	Aceleración lineal en x y z de la falange distal del dedo pulgar.....	74

Ilustración 16-4: Aceleración lineal en y de la falange distal del pulgar.....	74
Ilustración 17-4: Aceleración lineal en x y y de la falange distal del pulgar.....	75
Ilustración 18-4: Aceleración angular, falange distal, del índice, anular y meñique.....	76
Ilustración 19-4: Aceleración angular, falange distal del dedo medio.....	76
Ilustración 20-4: Aceleración lineal en y de la falange proximal.....	77
Ilustración 21-4: Aceleración angular, falange distal del dedo pulgar.....	77
Ilustración 22-4: Aceleración angular, falange proximal del dedo pulgar.....	78
Ilustración 23-4: Torque en x, y, z de la articulación del codo.....	79
Ilustración 24-4: Torque en y, z de la articulación del codo.....	79
Ilustración 25-4: Esfuerzo máximo equivalente.....	80
Ilustración 26-4: Resultados de deformación	80
Ilustración 27-4: Resultados de factor de seguridad	81
Ilustración 28-4: Función prensil durante las pruebas de funcionamiento.....	83

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS IMPRESORA CREALITY ENDER 3 PRO

ANEXO B: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS ELEGOO MARS 2 PRO

ANEXO C: ESPECIFICACIONES DE LA RESINA

ANEXO D: ESPECIFICACIONES DE FILAMENTO

ANEXO E: PROTOCOLO DE PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

ANEXO F: PLANOS

RESUMEN

El presente proyecto tuvo como objetivo, diseñar y construir un prototipo de prótesis funcional de dos grados de libertad accionado por cables para una amputación transradial. Para definir los principales parámetros de diseño, posterior a la recopilación de información se aplicó la matriz QFD. En el diseño conceptual se aplicó el método ordinal corregido de criterios ponderados para determinar la alternativa de solución con mayor prioridad para ser desarrollada para cada módulo en los que se dividió la estructura modular, se obtuvo un prototipo suspendido del torso del paciente con un soporte de hombro y sujetado con velcro, el encaje flexible fabricado en TPU y la mano protésica con dos falanges móviles para cada dedo fabricado en PLA. El propio paciente acciona la prótesis mediante dos movimientos corporales la flexión del codo y la antepulsión del hombro, mediante el sistema de cables produce el cierre de la mano y la flexión del pulgar respectivamente. Se realizó el modelado en el software Solidworks para su posterior validación dinámica en el software Adams View y su validación estructural en Ansys. Se construyó un prototipo de pruebas en PETG mediante manufactura aditiva, para ser utilizado en una persona sin discapacidad. En las curvas de velocidad y aceleración de las falanges, obtenidas en Adams se aprecia un incremento brusco en su magnitud al inicio del movimiento como efecto de la tensión de los cables. Mediante la validación estructural se obtuvo un factor de seguridad mínimo de 2,9. Se obtuvieron resultados satisfactorios en las pruebas de funcionamiento de la prótesis para la sujeción de objetos livianos y moldeables. Esto demuestra que la prótesis diseñada es funcional, pero es susceptible a mejoras que incrementen su eficacia en la manipulación de objetos pequeños.

Palabras clave: <PRÓTESIS MECÁNICA> <PROTOTIPO> <AMPUTACIÓN TRANSRADIAL> <MANUFACTURA ADITIVA> <ADAMS VIEW (SOFTWARE)>.

2446-DBRA-UPT-2022



SUMMARY

The objective of this project was to design and build a functional prosthesis prototype with two degrees of freedom actuated by cables for a trans radial amputation. To define the main design parameters, after collecting the information, the QFD matrix was applied. In the conceptual design, the corrected ordinal method of weighted criteria was applied to determine the alternative solution with the highest priority to be developed for each module in which the modular structure was divided, a prototype suspended from the patient's torso was obtained with a support of shoulder and fastened with velcro, the flexible socket made of TPU and the prosthetic hand with two mobile phalanges for each finger made of PLA. The patient by himself actuates the prosthesis through two body movements: flexion of the elbow and ante pulsion of the shoulder, through the cable system he produces closure of the hand and flexion of the thumb, respectively. The modeling was carried out in the Solidworks software for its subsequent dynamic validation in the Adams View software and its structural validation in Ansys. A test prototype was built in PETG through additive manufacturing, to be used on a person without disabilities. In the velocity and acceleration curves of the phalanges, obtained in Adams, a sudden increase in its magnitude can be seen at the beginning of the movement as an effect of the tension of the cables. Through structural validation, a minimum safety factor of 2.9 was obtained. Satisfactory results were obtained in the functional tests of the prosthesis for holding light and moldable objects. This demonstrates that the designed prosthesis is functional but is susceptible to improvements that increase its efficiency in handling small objects.

Keywords: <MECHANICAL PROSTHESIS> <PROTOTYPE> <TRANSRADIAL AMPUTATION> <ADDITIVE MANUFACTURING> <ADAMS VIEW (SOFTWARE)>.



Lic. Luis Francisco Mantilla Cabrera Mgs.

CI:0603747809

INTRODUCCIÓN

El mercado de prótesis para miembros superiores tiene una mayor predilección por dispositivos electrónicos que presentan desventajas en cuanto a costo y otras dificultades relacionadas con sus componentes eléctricos como baterías, servos y sensores. Los proyectos académicos enfocados en el desarrollo de prótesis han presentado un repunte en la actualidad, por ejemplo, la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo ha desarrollado varios, la gran mayoría enfocadas en accionamiento mioeléctrica y con servomotores como actuadores. Dichos proyectos generalmente utilizan prototipos fabricados mediante impresión 3D en materiales polímeros. Este panorama actual de proyectos de investigación demuestra que se han dejado de lado el desarrollo de prótesis netamente mecánicas, descartándolas como una alternativa inferior, a pesar que tienen un gran potencial por su sencillez y bajo costo.

La necesidad que tiene una persona discapacitada de suplir las funciones más básicas de algún miembro faltante, ha sido una constante que existe desde que los avances en la medicina permitieron realizar procedimientos de amputación con una tasa de supervivencia alta. Para ello se desarrolla este proyecto que tiene como principal objetivo realizar el diseño y construcción de un prototipo de prótesis funcional de dos grados de libertad accionado por cables para una amputación transradial, sectorialmente se ubica en la ciudad de Riobamba, provincia de Chimborazo y se enfoca en pacientes del sector masculino adulto que según en CONADIS son los que presentan con más frecuencia esta patología. Además, se busca cumplir con el Objetivo 3 del Plan Nacional del Buen Vivir.

Como referencia se utilizaron proyectos previos desarrollados en esta misma institución, este es el caso de Tierra, A. quien en 2017 realizó el diseño de una prótesis mioeléctrica de brazo para un niño con un defecto congénito de brida amniótica, en 2018, Zúñiga A. realizó el diseño y construcción de prototipo de prótesis automatizada de brazo izquierdo con sensores electromusculares, y en 2020, Estrada O. realizó el diseño de una prótesis de antebrazo y mano derecha mediante escaneo 3D. Estas investigaciones sirvieron para definir las características y especificaciones principales que requiere una prótesis.

En este documento se indica todas las etapas para el desarrollo de este proyecto, dividido en cuatro capítulos, diagnóstico del problema, revisión literaria, marco metodológico y resultados. En el caso del capítulo III (marco metodológico) se emplea la metodología del diseño concurrente que consiste en cuatro etapas principales, definición del producto donde se emplea la matriz QFD (casa de la calidad) para definir las especificaciones, el diseño conceptual donde se evalúa la estructura funcional y las alternativas de solución para cada elemento del diseño, el diseño de

materialización donde se realiza el modelado y simulación para su validación dinámica en ADAMS y su validación estructural en ANSYS, finalmente el diseño de detalle que se especifica en los planos. También se detalla cómo se desarrolló la construcción y puesta en funcionamiento del prototipo, así como los resultados obtenidos en su prueba de funcionamiento

CAPÍTULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

1.1. Antecedentes

Desde la antigüedad el hombre ha buscado la manera de sustituir una extremidad faltante por otra que le permita copiar sus funciones hasta un grado de utilidad. La primera prótesis desarrollada se data desde el año 2000 a.C. en Egipto, posteriormente, el avance de la metalurgia en la manipulación del hierro favoreció el diseño de prótesis; en 1400 d.C. se construyó la mano Al-Ruppin que consistía en un pulgar rígido con los demás dedos y la muñeca flexible, fijados mediante trinquetes (Puglisi & Moreno, 2006, pp.1-2). En el siglo XV el médico militar Ambroise Paré desarrollo el primer brazo artificial con movimiento a nivel del codo conocida como *Le Petit Lorraine*, también implemento la primera mano estética de cuero. Desde esta época existen las prótesis autopropulsadas accionadas con movimientos del hombro y tronco. En 1912, Dorrance desarrolló el gancho Hook de apertura voluntaria, accionado por un leve movimiento de la cintura escapular; el cierre se produce por la acción de uno o varios tirantes de goma. Desde 1946 se ha desarrollado la propulsión asistida, el movimiento es accionado por un actuador externo, lo que permitió el surgimiento de las prótesis neumáticas y eléctricas (Dorador et al., 2004, pp.4-5)

Alrededor de 1960 surge en Rusia la prótesis de control mioeléctrica, basadas en la obtención de señales eléctricas producidas por el musculo cuando este se contrae o flexiona; siendo actualmente las mejores en cuanto fuerza y velocidad de respuesta. Con el avance de la tecnología surgen las manos robóticas (Dorador et al., 2004, pp.4-5).

Las extremidades superiores de los seres humanos, especialmente las manos, son la mejor herramienta evolutiva que les permiten manipular el entorno en el que se desenvuelven a diario, con implicaciones que van más allá del contexto físico, social y psicológico, que son solo visibles por aquellos que han sufrido circunstancias que los han afectado con la pérdida total o parcial de sus brazos y manos. El termino discapacidad, define un amplio espectro de restricciones y limitaciones en manera en que una persona interacciona con su entorno, considerando los factores personales y ambientales. Es solo en tiempos recientes que ha crecido la concientización de la sociedad por la búsqueda de un modelo de igualdad para todos sus integrantes, y así cambiando la perspectiva de las personas discapacitadas de individuos sin valor ni utilidad para un estado, a miembros funcionales de la sociedad con los mismos derechos y obligaciones que todos los demás. Este cambio ha surgido con más fuerza en las últimas décadas gracias a la instalación de

políticas públicas que progresivamente siguen alentando la incursión de personas discapacitadas en los ámbitos laborales, educativos y de salud.

En el Ecuador la Ley orgánica de discapacidad en el artículo sexto define a las personas discapacitadas como aquellas que por consecuencia de una o más deficiencias, se ven permanentemente restringida sus capacidades para realizar actividades esenciales para la vida diaria, en un porcentaje equivalente al treinta por ciento de discapacidad que es debidamente evaluado por el reglamento y la Autoridad Sanitaria Nacional (CONADIS, 2012)

Una amputación es considerada como una discapacidad visible y evidente por el manual de calificación de discapacidades del Concejo Nacional de Discapacidades CONADIS.

Los datos del CONADIS muestran que las discapacidades de tipo físicas son las más comunes entre los ecuatorianos y que el género masculino es más propenso a presentar este tipo de discapacidades. La distribución de personas discapacitadas en el territorio nacional sigue la distribución de la población natural, por otro lado, es posible notar que cuando se restringe la observación del conjunto total de ecuatorianos con discapacidad a los que están en edad de ser laboralmente activos, el mayor porcentaje se encuentra al pasar el lumbral de los 25 años (CONADIS, 2021).

La necesidad de recuperar las capacidades físicas perdidas por causa de una amputación, ha incentivado la creación de múltiples aparatos de carácter mecánico y electrónico que intentan replicar la forma y las acciones de su contraparte biológica, restituyendo hasta cierto grado las funciones perdidas en una persona que no posea dicho miembro.

Como no podría ser la excepción, la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, a través de sus múltiples carreras, sus docentes y sus estudiantes, también han abordado esta problemática como lo denotan proyectos cuyo principal objetivo es el desarrollo de prótesis de brazos aplicando tecnologías de escáneres 3D e Impresión, con resultados positivos, que motivan a la constante búsqueda de ayudar a las personas que lo necesitan (Tierra, 2017; Zúñiga, 2018; Estrada, 2020)

1.2. Planteamiento del problema

Las prótesis de mano generalmente descritas en trabajos de investigación reúnen los componentes mecánicos con una activación de tipo eléctrico-electrónico para su funcionamiento, lo que tiene claras ventajas frente a un modelo meramente mecánico, pero también presentan sus propias complicaciones.

Una prótesis activada mediante el uso de un sistema electrónico como los comúnmente considerados en otros proyectos, basa su funcionamiento en sensores mioeléctricos en contacto directo con la extremidad remanente del paciente, y que han presentado las complicaciones propias de un aparato electrónico; el uso de una batería que necesita ser cambiada o recargada, la sensibilidad propia de los circuitos electrónicos a perturbaciones que son de carácter cotidiano como golpes y vibraciones, expuestos a ambientes con polvo y líquidos; ser de un costo considerablemente mayor por la tecnología que emplean, y requerir un mantenimiento que en la mayoría de los casos solo puede ser realizado por personas capacitadas. Todo esto finalmente produce una limitación adicional a los individuos que necesiten de este tipo de prótesis.

Así pues, no es insensato proponer el diseño de un tipo de prótesis de caracteres mecánico, evitando los problemas mencionados anteriormente, que utiliza componentes de fácil acceso y cambio, resistente a las actividades que realice una persona en su diario vivir, de mantenimiento simple sin necesidad de conocimiento ni herramientas especializadas y que por su simplicidad sea más accesible para cualquiera que la necesite.

1.3. Justificación

1.3.1. Justificación teórica

Se aplica los conocimientos y teorías enfocados en el diseño y simulación de una prótesis con la finalidad de desarrollar tecnología local para la Facultad de Mecánica de la ESPOCH; enfocadas en satisfacer las necesidades de las personas. Además de la generación de una metodología de pruebas para dispositivos similares.

1.3.2. Justificación social

El desarrollo de una prótesis tiene un efecto positivo inmediato en la calidad de vida de las personas que han sufrido una amputación transradial, tanto en su desenvolvimiento cotidiano donde requiere la manipulación de objetos; como en su estado emocional.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo de prótesis funcional de dos grados de libertad accionado por cables para amputación transradial.

1.4.2. Objetivos específicos

- Definir las características necesarias para el diseño de una prótesis, aplicable a casos de amputación transradial.
- Diseñar un mecanismo con dos grados de libertad de una mano aplicable a casos de amputación transradial.
- Simular el comportamiento del modelo en un entorno virtual a través de software de análisis de elementos finitos.
- Fabricar un prototipo de prótesis con dos grados de libertad, aplicando técnicas de manufactura aditiva, en materiales plásticos.
- Verificar la funcionalidad del prototipo mediante un protocolo de prueba.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes de investigación

Tierra (2017) realizó el desarrollo de una prótesis mioeléctrica de brazo, de bajo costo, para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica. Utilizando un sensor MyoWare identificó una señal eléctrica estable en el musculo de accionamiento; utilizó un servocontrolador para poner en movimiento tres microservos que provocan la apertura y cierre de la mano, se imprimió las partes en dos materiales, Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS) y Poliacido Láctico (PLA). Obtuvo un 83.9% de semejanza con la mano derecha del paciente, un peso 98.13 % igual al de una prótesis estética. Concluyó que la prótesis es funcional al reaccionar en 2.3 segundos a la señal del niño y en 0.26 segundos a la señal de un adulto, el costo del proyecto fue de 800 dólares considerado un valor menor al del mercado.

Zuñiga (2018) realizó el desarrollo, construcción y pruebas de un prototipo de prótesis de brazo izquierdo, automatizada por medio de sensores musculares que reconocen los impulsos eléctricos de los músculos y lo transforman en una señal binaria, el prototipo es modelado en un software CAD e impreso en 3D en PLA. Para la suspensión de la prótesis se utilizó un arnés en ocho. Finalmente obtuvo resultados satisfactorios en las pruebas de agarre y sujeción de la prótesis.

Estrada (2020) realizó el diseño y construcción de una prótesis ergonómica de antebrazo y mano derecha por medio de tecnologías de escaneo 3D, modelado CAD e impresión 3D. Trabajó con un paciente real del IESS de la ciudad de Latacunga, provincia de Cotopaxi, se dimensionó la prótesis por medio de análisis antropométrico y se obtuvo un modelo del muñón por medio de escaneo 3D, posteriormente se modeló las falanges, la palma y el antebrazo. El sistema mecánico consta de servomotores que transiten su movimiento mediante hilos de nylon. La prótesis obtenida tiene 15 grados de libertad, es estética, con una textura y color semejante a un miembro real. Es ergonómica ya que se ajusta a las dimensiones del paciente teniendo un peso de 492 gramos, presenta un ajuste perfecto al muñón con sujeción de correas. Esta construida en PLA y su análisis estático le permite trabajar con pesos de hasta 12 libras.

2.2. Amputación

Una amputación es la extirpación total o parcial de una extremidad con frecuencia realizado por un procedimiento quirúrgico para eliminar un estado patológico. La amputación también puede

tener un fin reconstructivo que consiste en crear un órgano distal óptimo para un manejo protésico o la restauración de una función (Ocampo et al., 2010). Las enfermedades vasculares, traumatismos, infecciones, tumores malignos, lesiones nerviosas y anomalías congénitas son las causas más frecuentes de una amputación (Viladot et al., 1992).

El nivel de amputación describe el lugar donde se secciona una parte del cuerpo, es determinado por el médico, en función a la causa de la intervención, en ocasiones es requerido el criterio de un médico protésico para que el nivel se adecue al posterior ajuste de una prótesis. Para miembros superiores los niveles de amputación son los siguientes: amputación dedo/pulgar, amputación parcial de mano, amputación transcarpiana/carpiana, desarticulación de la mano, amputación transradial, desarticulación del codo, amputación transhumeral, desarticulación del hombro y amputación interescapulotorácica (Ottobock, 2013).

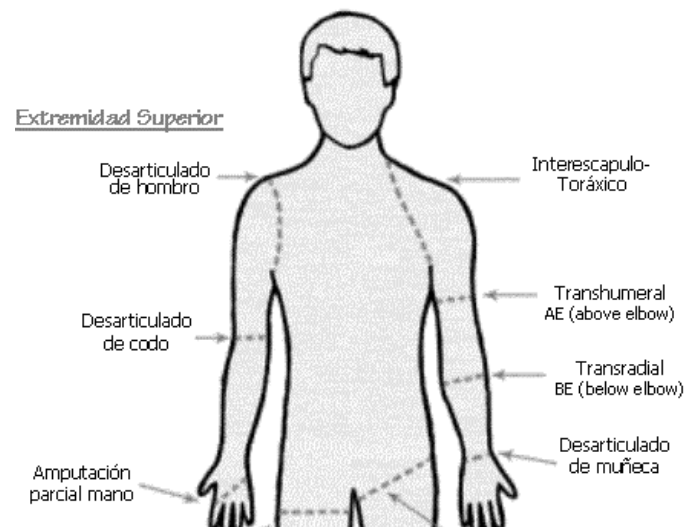


Ilustración 1-2: Niveles de amputación

Fuente: (Arce, 2008)

La amputación transradial o por debajo del codo con fines de mejor cicatrización del muñón se debe realizar en la unión del tercio medio con el tercio proximal del antebrazo. El tipo de encaje para una prótesis transradial más apropiado es el tipo Khun o Münster, su forma especial hace que se mantenga unido de manera perfecta al muñón sin la necesidad de correas o arneses (Zambudio, 2009, p.145).



Ilustración 2-2: Prótesis mecánica para amputación bilateral de antebrazos

Fuente: (Zambudio, 2009, p.148)

2.3. Anatomía de antebrazo y mano

2.3.1. Huesos del antebrazo

El antebrazo está formado por dos huesos; el cúbito y el radio cuya sección transversal es en su mayoría triangular. En los bordes interóseos de estos huesos se conecta la membrana interósea del antebrazo que transmite la fuerza que recibe el radio de la mano hacia el cúbito (Moore y Dalley, 2007, p.733).

El cúbito o ulna en su extremo proximal presenta dos prominencias el olécranon y la apófisis coronoides que forman la incisura troclear que se articula con la tróclea del húmero para permitir movimientos de flexión y extensión del codo. Lateralmente a la apófisis coronoides se encuentra la incisura radial que articula con la cabeza del radio. En el extremo distal se encuentra la cabeza de la ulna y la apófisis estiloides de la ulna (Moore y Dalley, 2007, p.733).

El radio en su extremo proximal presenta una cabeza corta cuya cara superior se articula con el cóndilo del húmero durante la flexión y extensión del codo; periféricamente se articula con la incisura radial de la ulna. En el extremo distal presenta la cara medial que forma la incisura ulnar donde se acopla la cabeza de la ulna, la cara lateral adopta forma de cresta formando la apófisis estiloides del radio (Moore y Dalley, 2007, p.734).

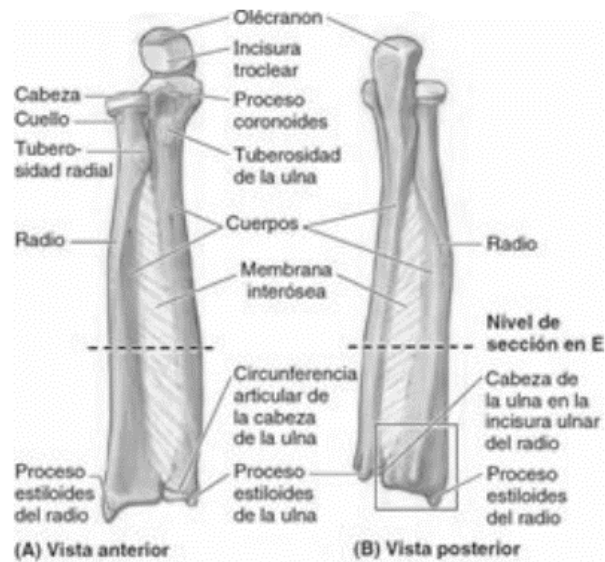


Ilustración 3-2: Vista anterior y posterior de los huesos del antebrazo

Fuente: (Moore y Dalley, 2007, p.734).

2.3.2. *Arquitectura de la mano*

La articulación de la muñeca está formada por ocho huesos carpianos, dispuestos en dos filas: la fila proximal (escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme) que se articula con los segmentos distales del radio y el cubito con excepción del pisiforme que se articula con el piramidal; la fila distal (trapezio, trapezoide, grande y ganchoso) se articula con los cinco metacarpianos (Arias, 2012, p.15).

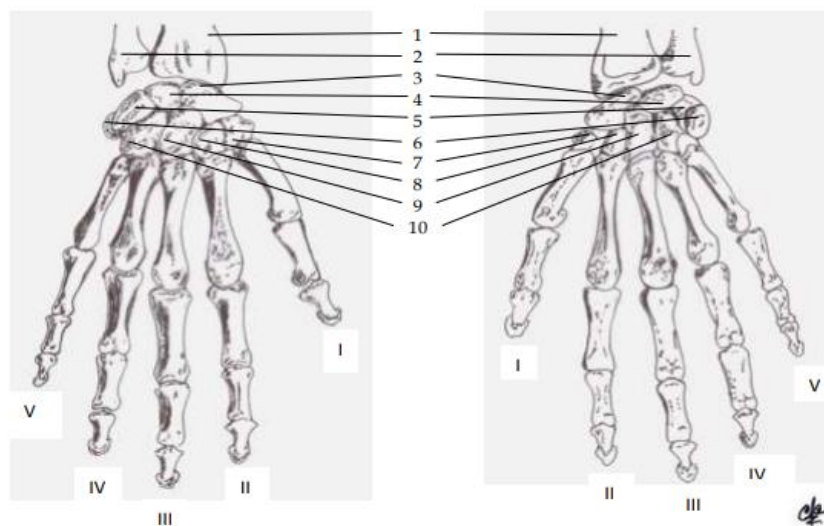


Ilustración 4-2: Radio; 2, Cúbito; 3. Escafoides; 4. Semilunar; 5. Piramidal; 6. Pisiforme; 7. Trapecio; 8. Trapezoide; 9. Grande; 10. Ganchoso.

Fuente: (Arias, 2012, p.16).

Funcionalmente se puede dividir la estructura ósea de la mano en dos unidades; La unidad fija formada por el segundo y tercer metacarpiano y la fila distal del carpo, teniendo un limitado movimiento en las articulaciones intermetacarpianas y en la segunda y tercera articulación carpometacarpianas. La fila distal forma un arco transversal fijado mediante fuertes ligamentos intercarpianos, donde el hueso grande es la piedra angular de esta configuración; el ligamento volar carpal fija al hueso ganchoso a las crestas palmares del trapecio impidiendo el colapso del arco (Arias, 2012, p.15).

La unidad móvil se mueve en función a la unidad central fija, está constituida por tres elementos: Rayo del pulgar: presenta el mayor grado de libertad en comparación con los otros dígitos, formado por el primer metacarpiano y dos falanges. La articulación trapeciometacarpiana es bicóncava permitiendo un amplio rango de movilidad ya que su capsula articular es lo suficientemente laxa. El movimiento del pulgar está influenciado por cuatro músculos intrínsecos (flexor corto del pulgar, abductor corto del pulgar, aductor del pulgar y oponente del pulgar) y cuatro músculos extrínsecos (extensor largo del pulgar, extensor corto del pulgar, abductor largo del pulgar y flexor largo del pulgar) (Arias, 2012, p.15).

Rayo del índice: formado por las tres falanges articuladas al segundo metacarpiano fijo, su movimiento está influenciado por tres músculos intrínsecos (interóseo palmar, interóseo dorsal y el primer lumbrical) y tres músculos extrínsecos (extensor propio del índice, extensor común para el índice, músculo flexor común profundo de los dedos para el índice y el músculo flexor común superficial de los dedos para el índice). Las articulaciones interfalángicas son de tipo troclear lo que permiten movimientos de flexión y extensión, la articulación metacarpofalángica es tipo condílea permitiendo un rango de movilidad medial y lateral cuando se encuentra en extensión (Arias, 2012, p.16).

Rayo del medio, anular y meñique: formado por las respectivas falanges de los tres dedos, el cuarto y quinto metacarpiano. Tiene un rango de movimiento aproximado de 30° de flexión y extensión en la articulación del quinto metacarpiano con el hueso ganchoso y 15° aproximadamente entre este y el cuarto metacarpiano además las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas presentan una capacidad de flexión en el lado cubital lo que permite en combinación con las demás unidades realizar agarres (Arias, 2012, p.17).

2.3.3. Músculos de la mano

Se dividen en músculos de eminencia tenar, músculos de eminencia hipotenar, músculo aductor del pulgar, tendones del flexor largo, músculos lubricales y músculos interóseos.

2.3.3.1. Músculos de eminencia tenar

Tabla 6-2: Origen, inserción, acción e inervación de los músculos de eminencia hipotenar

Musculo	Origen	Inserción	Acción	Inervación
Abductor corto del pulgar	Huesos escafoides y trapecio	Punto radial de la base de la falange proximal del pulgar	Abducir el pulgar en la articulación carpometacarpiana y flexionarlo ligeramente	Nervio mediano
Flexor corto del pulgar	Retináculo flexor y trapecio	Falange proximal por medio de un tendón común con el abductor corto del pulgar	Flexionar el pulgar tanto en la articulación carpometacarpiana como en la metacarpofalángica. Existe un hueso sesamoideo en el tendón de este musculo	Nervio mediano
Oponente del pulgar	Retináculo flexor y trapecio	Sobre toda la longitud del borde radial del primer metacarpiano	Oponer el pulgar y traer el primer metacarpiano a través de la palma. Permitiendo al pulgar tocarla punta de los otros dedos.	Nervio mediano

Fuente: (Gómez, 2007)

2.3.3.2. Músculos de eminencia hipotenar

Tabla 7-2: Origen, inserción, acción e inervación de los músculos de eminencia hipotenar

Musculo	Origen	Inserción	Acción	Inervación
Abductor del meñique	Hueso pisiforme	Base de la falange proximal del meñique	Abducir y flexionar ligeramente el meñique a nivel de la articulación metacarpofalángica	Nervio cubital
Flexor del meñique	Hueso ganchoso	Base de la falange proximal del meñique por medio de un tendón común con el abductor	Flexionar el meñique a nivel de la articulación metacarpofalángica	Nervio cubital
Oponente del meñique	Hueso ganchoso	Borde cubital del quinto metacarpiano	Retrae el metacarpiano hacia la parte media de la palma.	Nervio cubital

Fuente: (Gómez, 2007)

2.3.3.3. *Músculo aductor del pulgar*

Está formado por un haz oblicuo con origen en los huesos del carpo y la base de los metacarpianos; y un haz trasverso que se origina el cuerpo del tercer metacarpiano. Ambos se insertan en la base de la falange proximal del pulgar. La principal función es aducir al pulgar (llevarlo al segundo metacarpiano), a menudo se desarrolla un hueso sesamoideo en su tendón. Esta inervado por el nervio cubital (Gómez, 2007).

2.3.3.4. *Tendones del flexor largo*

Tendones del flexor superficial: Los tendones de los dedos medio y anular se colocan por delante de los tendones del índice y meñique. Se ubican por detrás de la aponeurosis palmar, del arco palmar superficial y las ramas del nervio mediano. Por delante de la falange proximal cada tendón superficial se divide en dos para permitir el paso del tendón profundo (perforante), frente a la base de la segunda falange las dos porciones forman un canal sobre el que se ubica el tendón del flexor profundo, las dos porciones se insertan a ambos lados de la segunda falange (Gómez, 2007).

Tendones del flexor profundo: Se ubican por debajo del flexor común superficial y por delante del arco palmar profundo, el musculo aductor del purgar y los interóseos. Pasan a través del canal formado por el tendón superficial y se insertan sobre la base de la falange distal. Los dos tendones flexores se conectan entre si a las falanges por media de delgadas bandas fibrosas llamadas vínculos largo y corto, por donde se ubica los vasos sanguíneos (Gómez, 2007).

2.3.3.5. *Músculos lubricales*

Son cuatro y su origen está en los tendones del flexor común de los dedos, terminan en un tendón que pasa por la cara radial de la articulación metacarpofalángica para insertarse sobre el lado radial del tendón extensor de los dedos. Se encargan de flexionar las articulaciones metacarpofalángicas mientras extienden las interfalángicas. El nervio mediano realiza la inervación de los dos lumbricales del lado radial, mientras que los dos restantes están inervados por el nervio cubital (Gómez, 2007).

2.3.3.6. *Músculos interóseos*

Se dividen en dos grupos: dorsales que abducen los dedos y palmares que aducen los dedos. Están colocados entre los huesos metacarpianos originándose en sus caras para finalmente insertarse en

la base de las falanges proximales y también sobre las expansiones extensoras, la función principal es abducir y aducir, están inervados por la rama profunda del nervio cubital (Gómez, 2007).

2.4. Cinemática de la mano

2.4.1. Movimientos básicos de antebrazo y mano

2.4.1.1. Movimientos del antebrazo

A parte de la flexión y extensión del codo en el antebrazo se llevan a cabo dos movimientos principales: pronación y supinación. La pronación lleva la palma de su posición anterior a la posterior mediante el movimiento del extremo distal del radio sobre la cabeza del cúbito. La supinación es la encargada de volver a colocar la palma en su posición anatómica (Drake et al., 2018, p.382).



Ilustración 5-2: movimientos de la articulación del codo

Fuente: (Drake et al., 2018, p.382)

2.4.1.2. Movimientos de la muñeca

La articulación de la muñeca es capaz de realizar los movimientos de abducción, aducción, flexión, extensión y circunducción.

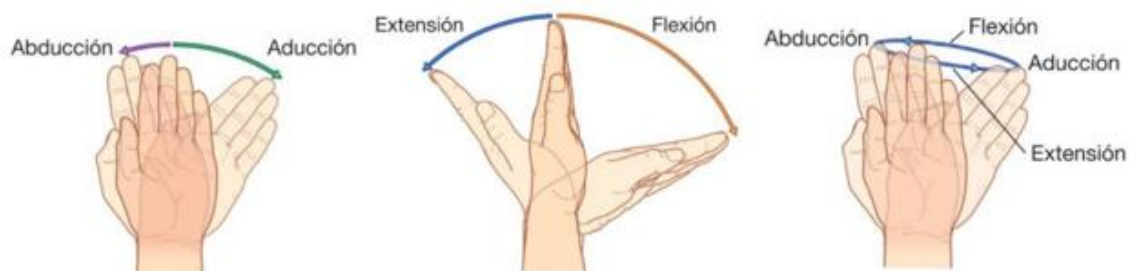


Ilustración 6-2: Movimientos de la articulación de la muñeca

Fuente: (Drake et al., 2018, p.394)

2.4.1.3. Movimientos del pulgar

El pulgar es capaz de realizar movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción que le permiten colocarse en ángulo recto con respecto a la palma y tener una pequeña rotación que lo coloca en oposición a los demás dedos.



Ilustración 7-2: Movimientos del pulgar

Fuente: (Drake et al., 2018, p.394)

2.4.2. Manipulación de objetos

Para la sujeción de objetos, la mano debe adaptarse a la forma de ellos, para sujetar un objeto voluminoso, la mano se ahueca y forma arcos orientados en tres direcciones diferentes: Sentido transversal, concavidad del macizo carpiano prolongándose hacia abajo mediante el arco metacarpiano; sentido longitudinal, los arcos carpometacarpofalángicos constituidos en cada dedo con los metacarpianos y falanges correspondientes, la concavidad de estos se orienta hacia delante de la palma, los arcos más importantes son el arco del índice y del dedo medio; sentido oblicuo, son arcos de oposición del pulgar con los demás dedos, el mas importantes une y opone el pulgar al índice (Arias, 2012, pp.18-20).

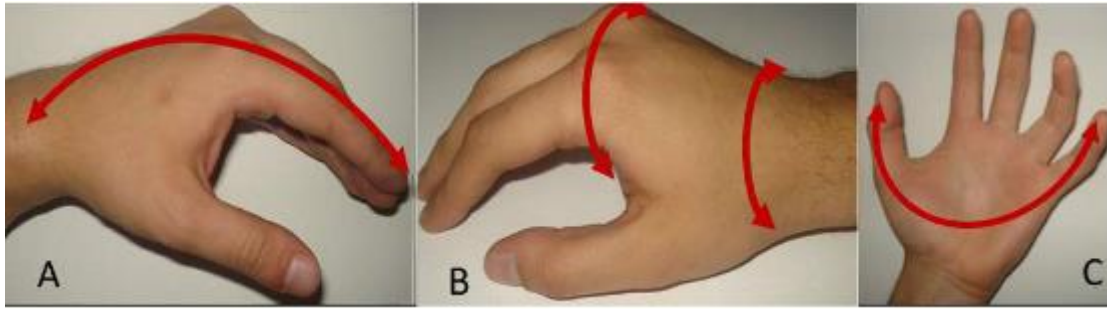


Ilustración 8-2: Arcos de la mano. A. Arco transversal B. Arco longitudinal C. Arco oblicuo

Fuente: (Arias, 2012, pp.19-20)

2.4.3. *Patrones funcionales*

Convergen en la función prensil que consiste en el agarre y mantenimiento de un objeto dentro de la superficie de la mano. Esto dependen de la integridad de la cadena cinemática de los huesos y articulaciones de la mano. Son dos los patrones funcionales de agarre (Arias, 2012, p.22).

Agarre de fuerza: los dedos están flexionados en las tres articulaciones y el objeto se encuentra entre los dedos y la palma, el pulgar se aduce y queda posicionado sobre la cara palmar del objeto. Para aumentar la tensión de los tendones flexores existe una ligera desviación cubital y una ligera dorsiflexión (Arias, 2012, p.22).



Ilustración 9-2: Agarre de fuerza

Fuente: (Arias, 2012, p.23)

Agarre de precisión: es la manipulación de pequeños objetos entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos, la muñeca está en dorsiflexión, los dedos están semiflexionados y el pulgar se aduce y se opone. Los agarres se clasifican en función a la parte de la falange que soporta al objeto pudiendo ser: pinza terminal, pinza palmar, pinza lateral y pinza cubital (Arias, 2012, p.22).



Ilustración 10-2: Agarre de precisión

Fuente: (Arias, 2012, p.23)

2.5. Prótesis

Los objetivos principales que se plantea una prótesis para miembro superior tienen del tipo estético buscando una apariencia similar a un miembro original, y del tipo funcional al poder imitar la función prensil mediante un elemento terminal (Prat y Viosca, 1999, p.126).

2.5.1. Elementos de la prótesis de miembro superior

Los principales componentes de una prótesis de miembro superior son el encaje, sistema de suspensión, fuente de energía o sistema de control, articulación intermedia y el dispositivo terminal (Zambudio, 2009, p.139).

Encaje: Es la parte que está en contacto directo con el muñón por lo que debe estar perfectamente adaptado a la forma del mismo para no dificultar su movilidad ni generar incomodidad al usuario (Zambudio, 2009, p.139).

Sistema de Suspensión: Su función es la de sujetar la prótesis al cuerpo con la principal condición que debe resultar cómoda para el paciente; existen dos tipos de suspensión: interna o endosuspensión y externa o exosuspensión. La endosuspensión se produce por el propio encaje, que ha sido moldeado perfectamente a la anatomía asea del muñón y/o complementado por materiales que presenten una buena adherencia. La exosuspensión se mediante la utilización de correajes y arneses a una porción más grande del paciente (Zambudio, 2009, p.139).

Sistema de control: Es el sistema encargado del accionamiento de la prótesis que puede ser mediante el movimiento corporal o por medio de señales eléctricas (Zambudio, 2009, p.139).

Articulación Intermedia: El número de articulaciones es determinado por el nivel de amputación, pueden ser pasivas es decir que deben ser fijadas o movidas con otra extremidad, o activas que son activadas por un accionamiento mecánico o eléctrico (Zambudio, 2009, p.140).

Dispositivo Terminal: Es el componente que reemplaza la función de la mano, igualmente pueden ser activo o pasivo, el dispositivo pasivo puede ser una mano netamente estética u otra forma que puede ayudar al amputado a realizar ciertas actividades manuales; el dispositivo activo puede ser una mano estética, pero con la función de pinza entre el pulgar y el índice o medio, también puede ser instrumental con dispositivo pinza-gancho (Zambudio, 2009, p.140).

Uno de los dispositivos terminales comerciales más utilizados es el gancho fabricado por la empresa alemana Ottobock, que se usa como herramienta de agarre siendo accionado por el mismo usuario mediante cables, son útiles para la sujeción de pequeños objetos como tornillos y clavos. La apertura del gancho se logra mediante un arnés ubicado generalmente en la escapula del paciente, mientras que el cierre lo realiza un resorte (Puglisi y Moreno, 2006, p.3).



Ilustración 11-2: Gancho de Ottobock

Fuente: (Puglisi y Moreno, 2006, p.3)

2.5.2. Tipos de prótesis

2.5.2.1. Prótesis pasivas

Su principal función es restaurar la apariencia estética del miembro ausente y no son capaces de ejercer alguna acción funcional, se fabrican en materiales como, silicona, cloruro de polivinilo o uretano. Existe en el mercado una variedad de prótesis que simulan la apariencia del miembro con gran realismo, incluyendo el tono de piel hasta el mínimo detalle como manchas o venas (Zambudio, 2009, p.138).



Ilustración 12-2: Prótesis pasiva

Fuente: (Zambudio, 2009, p.158)

2.5.2.2. *Prótesis activas*

Realizan un movimiento distal para la prensión de objetos, según su fuente de energía estas pueden ser mecánicas, eléctricas o híbridas.

Prótesis mecánicas: Son accionadas por el propio paciente, sujetadas al cuerpo mediante correas o arneses, de esa forma al realizar cualquier movimiento corporal, por ejemplo, antepulsión del hombro se logra la tracción en un cable para conseguir abrir un dispositivo terminal. Al cesar la tensión del cable, el dispositivo se cierra por la acción de resortes dejándolo en su estado original (Zambudio, 2009, p.138).

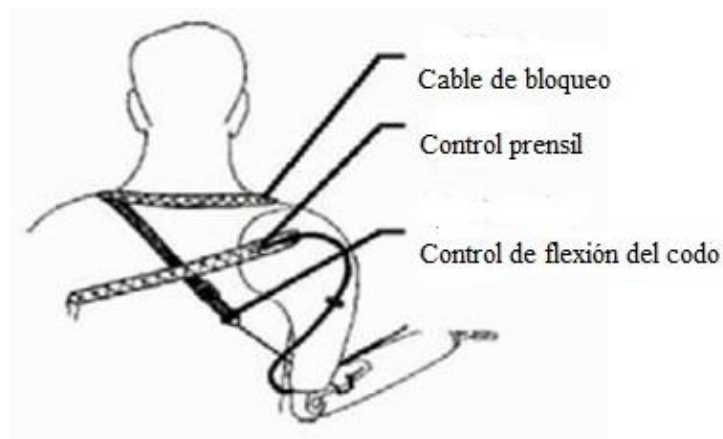


Ilustración 13-2: Prótesis mecánica

Fuente: (Dorador et al., 2004, p.8)

Prótesis eléctricas: Usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Pueden estar controladas por servocontrol, botón pulsador o botón con

interruptor de arnés. Usualmente se usa un socket de material flexible para lograr la suspensión en el muñón por succión, es decir por el vacío que se genera entre el muñón y la prótesis (Dorador et al., 2004, p.9).

Prótesis mioeléctricas: Son prótesis eléctricas y se basa en el concepto que un musculo al flexionarse o contraerse produce una pequeña carga eléctrica (5 a $20\mu V$). Los electrodos al entrar en contacto con la piel son los encargados de registrar y amplificar la señal, un controlador procesa la señal y conmutan los motores para producir movimiento y funcionalidad en la mano, muñeca o codo. Generalmente usan técnicas de suspensión como bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión. Al ser eléctricas tienden a ser más costosas y pesadas que las prótesis mecánicas (Dorador et al., 2004, p.9).

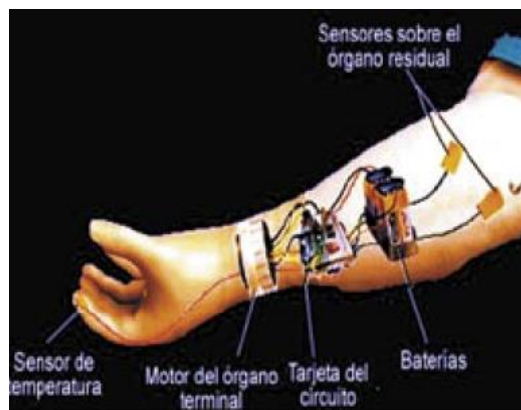


Ilustración 14-2: Prótesis mioeléctrica

Fuente: (Dorador et al., 2004, p.9)

Prótesis Híbridas: Combina la acción el cuerpo con el accionamiento por electricidad, generalmente se utilizan en prótesis transmurales, con frecuencia el codo se acciona con el cuerpo y el dispositivo terminal en forma mioeléctrica (Dorador et al., 2004, p.10).

2.5.2.3. Comparación prótesis mecánicas y mioeléctricas

Tabla 8-2: Ventajas y desventajas de las prótesis tipo mecánicas y tipo mioeléctricas

Tipo de Prótesis	Ventajas	Desventajas
Prótesis Mecánicas	<ul style="list-style-type: none"> Peso reducido Independencia de energía externa Fabricación sencilla Escasas averías Mantiene el tono muscular Buen <i>Feed Back</i> 	<ul style="list-style-type: none"> Sin movilidad de muñeca Incomodidad (arneses)

Prótesis Mioeléctricas	Buena potencia prensil Fácil manejo	Depende de energía externa Mal <i>Feed Back</i> Peso elevado Requiere revisiones periódicas Alto costo
------------------------	--	--

Fuente: (Zambudio, 2009, p.140).

2.6. Movilidad de un mecanismo

La movilidad o número de grados de libertad, es el número de parámetros de entrada que se deben controlar de manera independiente para llevar al dispositivo a una posición particular. Considerando que antes de conectarse entre sí, cada eslabón plano posee tres grados de libertad moviéndose en relación a un eslabón fijo. Por consiguiente, el número de grados de libertad es $3(n - 1)$, donde n es el número de eslabones del mecanismo plano, sin considerar al eslabón fijo y antes de conectar cualquier articulación. Las articulaciones generan restricciones; por lo tanto, la ecuación sería (Shigley y Uiker, 1988, p.13):

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2 \quad (2-1)$$

Donde:

j_1 : número de pares cinemáticos con un solo grado de libertad.

j_2 : número de pares cinemáticos con dos grados de libertad.

La ecuación 2.1 se conoce como el criterio de Kutzbach, ya que este criterio no considera las longitudes de los eslabones u otras propiedades dimensionales, existen excepciones al criterio con eslabones con longitudes equivalentes, eslabones paralelos u otras características especiales. Sin embargo, puede ser útil para etapas de diseño preliminares donde no se conocen las dimensiones de los elementos (Shigley y Uiker, 1988, p.13).

El criterio de Grübler es aplicable a mecanismos con articulaciones de un solo grado de libertad, por lo tanto, el número de grados de libertad global m es igual a uno siendo j_2 igual a cero, de aquí se obtiene la ecuación 2-2 (Shigley y Uiker, 1988, p.13).

$$3n - 3j_1 - 4 = 0 \quad (2-2)$$

Los dos criterios explicados anteriormente son aplicables a mecanismos planos, por lo que para mecanismos espaciales y considerando que cada eslabón no conectado posee seis grados de libertad tenemos las siguientes ecuaciones corregidas.

Criterio de Kutzbach

$$m = 6(n - 1) - 5j_1 - 4j_2 - 3j_3 - 2j_4 - j_5 \quad (2-3)$$

Criterio de Grübler

$$6n - 5j_1 - 7 = 0 \quad (2-4)$$

2.7. Materiales para impresión 3D

Los materiales más utilizados para impresión 3D son: acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), el tereftalato de polietileno (PET), el polímero ácido láctico (PLA) y el poliuretano termoplástico (TPU).

2.7.1. ABS

Es un polímero no conductor conformado por una parte de butadieno uniformemente distribuido en una matriz de acrilonitrilo estireno. Posee una excelente tenacidad, buena estabilidad dimensional, resistencia química, facilidad para ser procesado y bajo costo. Sin embargo, tiene deficiencias en resistencia mecánica y es vulnerable a las condiciones medioambientales (Cabezas, 2017, p.22).

Posee propiedades superiores a otros termoplásticos derivados de petróleo, el terpolímero del ABS tiene dos fases: una continua de estireno acrilonitrilo (SAN) y una dispersa polibutadieno. Las propiedades van a depender del peso molecular de la fase SAN y de la proporción del butadieno (Cabezas, 2017, p.22).

Tabla 9-2: Propiedades físicas y mecánicas del ABS

Características	Rango	Promedio
Densidad [g/cm ³]	1.4	
Fluidez [g/min]	1.8 – 2.3	2.13
Módulo de Young [MPa]	1400 - 3100	2250
Dureza Rockwell R	103 - 112	110
Resistencia a la fluencia en tensión S_{YT} [MPa]	42.5 – 44.8	44
Elongación a la rotura [%]	23 - 25	24.3
Módulo de flexión [GPa]	2.25 – 2.28	2.3
Resistencia a la fluencia en flexión [MPa]	60.6 – 73.1	68.9

Fuente: (Cabezas, 2017, p22)

2.7.2. *PET-G*

EL PET no se utiliza para impresión 3D debido a los problemas de fragilidad que este presenta durante el calentamiento; en su lugar se emplea el PETG que es actualmente el material más utilizado en impresión 3D; se elabora mediante la copolimerización del PET, que consiste en agregar ciclohexano dimetanol, en lugar de etilenglicol, consiguiendo que el material no se cristalice cuando está sometido a un esfuerzo, también es más traslúcido, tiene un punto de fusión más bajo y tiene mayor resistencia al desgaste y corrosión. Normalmente según los fabricantes las temperaturas ideales de trabajo son 210-260 °C para el extrusor y entre 60 y 80 °C para la base. (Filament2print, 2019). Se puede considerar al PETG como un material intermedio entre el ABS y el PLA, ya que tiene la durabilidad y resistencia similar al ABS y la facilidad para trabajar con el similar al PLA sin desprendimiento de olores e inclusive una mejor adhesión entre capas

2.7.3. *PLA*

Es un polímero biodegradable, su monómero es el ácido láctico (ácido 2-hidroxipropiónico), producido mediante fermentación bacteriana de carbohidratos como el almidón de maíz que es utilizado por la mayoría de industrias. Existen otros productos agrícolas que son potencialmente sustratos para la producción de PLA que incluyen al almidón de yuca, salvado de trigo, almidón de papa, sorgo, almidón de cebada, harina de pescado, melaza de remolacha, etc. (Cabezas, 2017, p.25). Al provenir de fermentación de carbohidratos es no tóxico y presenta buenas propiedades mecánicas aplicables en ingeniería, como se muestra en la tabla siguiente:

Tabla 10-2: Propiedades físicas y mecánicas del PLA

Propiedades	Valor
Resistencia a tracción [MPa]	59
Resistencia a la fluencia [MPa]	70
Resistencia última a la tensión [MPa]	73
Resistencia a la flexión [MPa]	106
Modulo elástico [GPa]	3.500
Modulo Cortante [GPa]	1.287
Elongación a la rotura [%]	7.0
Coefficiente de Poison	0.36
Dureza Brinell HB	175
Temperatura de fusión [°C]	165
Gravedad específica	1.27

Fuente: (Cabezas, 2017, p.28)

2.7.4. TPU

Es un elastómero caracterizado por alta flexibilidad cuya composición alterna segmentos blandos con duros brindándole una buena adaptabilidad. Además, presenta una buena resistencia al impacto, a la abrasión, a los cortes y al desgaste, también una buena cohesión entre capas. Para el modelado por deposición fundida la boquilla de extrusión debe alcanzar una temperatura entre 210 y 235 °C. Tiene un inconveniente ya que no se adapta bien a los entornos calurosos (Marchante, 2020).

2.8. Método de diseño

2.8.1. Ciclo básico de diseño

“El ciclo básico de diseño es una forma particular del método de resolución de problemas cuyas actividades se dirigen desde los objetivos (las funciones) hacia los medios (el diseño)” (Riba, 2002, p.72). A continuación, se muestra de manera esquemática el ciclo básico de diseño:

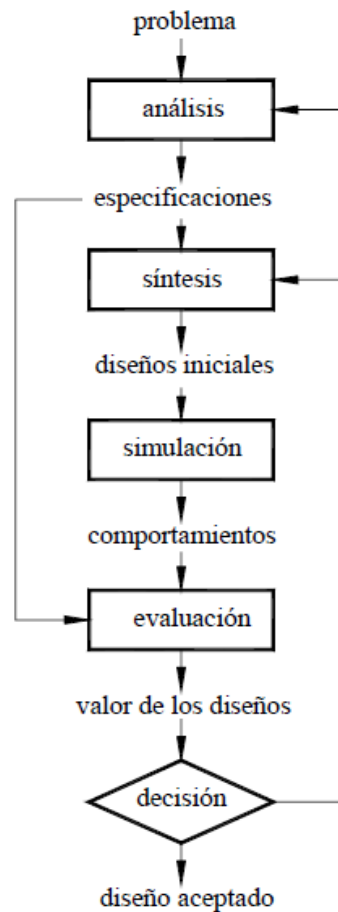


Ilustración 15-2: Ciclo básico de diseño

Fuente: (Riba, 2002, p.76)

2.8.2. Función de calidad QFD

El desarrollo de la función de calidad está guiado por una serie de matrices definidas por Yoji Akao, divididas en cuatro fases (Riba, 2002, p.177).

Fase 1. Planificación del producto. Traduce las demandas del cliente en especificaciones técnicas del producto, aquí se desarrolla la matriz casa de calidad que consta de seis pasos:

- Voz del usuario: describe los deseos y requerimientos de los usuarios
- Análisis de competitividad: describe el grado de satisfacción del usuario con el producto o servicio de la empresa o la competencia.
- Voz del ingeniero: los requerimientos técnicos que se deben articular a los deseos del usuario.
- Correlaciones: establece correlaciones entre la voz del usuario y la voz del ingeniero.
- Comparación técnica: Compara el producto de la empresa con la competencia.
- Compromisos técnicos: establece compromisos potenciales entre las características técnicas del producto.

Fase II. Despliegue de componentes. Traduce las especificaciones del producto en características de los componentes.

Fase III. Planificación del proceso. Traduce las especificaciones de los componentes en características del proceso de fabricación.

Fase IV. Planificación de la producción. Traduce las especificaciones del proceso en procedimientos de planificación de la producción.

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1. Metodología del diseño

Para el desarrollo de este proyecto se aplica el método de diseño concurrente descrito en capítulo anterior; obteniendo de esta manera un prototipo que se adecue a las necesidades de los usuarios potenciales, e incorpore los criterios ingenieriles que garantiza su óptimo funcionamiento. A continuación, se detalla la metodología que se aplica en el diseño y simulación de la prótesis transradial.

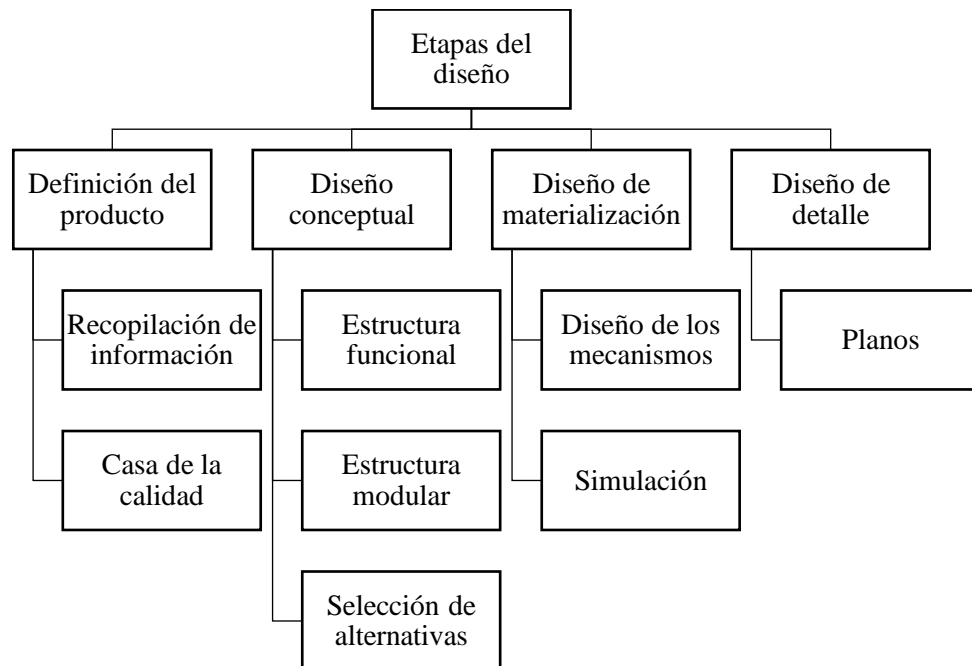


Ilustración 1-3: Etapas del diseño concurrente

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.2. Definición del producto

Las características del dispositivo a diseñar se definen en función a la recopilación bibliográfica del capítulo anterior, comparando los proyectos previos, así como los tipos de prótesis disponibles en el mercado. Estas características son evaluadas en la función casa de la calidad para determinar las especificaciones más importantes a considerar en el diseño.

3.2.1. *Función casa de la calidad*

3.2.1.1. *Voz del usuario*

Analizando las necesidades de los usuarios detalladas en los proyectos previos se determina:

- Bajo costo
- Fácil de usar
- Fácil mantenimiento
- Liviana
- Confortable
- Estética
- Durable

3.2.1.2. *Voz del ingeniero*

En base a la voz del usuario se plantean las siguientes características técnicas:

- Ergonomía: le permite al usuario tener una buena maniobrabilidad y confort al usar la prótesis.
- Materiales: de acuerdo a los materiales utilizados influenciara en el costo, el confort, la durabilidad, el peso y la apariencia.
- Resistencia: esencial para garantizar la durabilidad y funcionabilidad.
- Mecanismos: característica que garantiza la funcionalidad del prototipo.
- Manufactura: el método de manufactura es relevante con el costo y la durabilidad.
- Dimensiones: propias del individuo que utilizara la prótesis y que deben estar correctamente definidas para garantizar la comodidad del mismo.
- Tiempo de uso: al tratarse de una prótesis desmontable el paciente no la utilizará todo el tiempo.
- Accionamiento: la forma como va a trabajar la prótesis, el origen y método de transferencia de la energía. Tiene un efecto directo en el costo y peso del prototipo.

3.2.1.3. *Casa de la calidad*

A continuación, se presenta la matriz casa de la calidad, donde se evalúan las características técnicas planteadas, y su correlación con la voz del usuario.

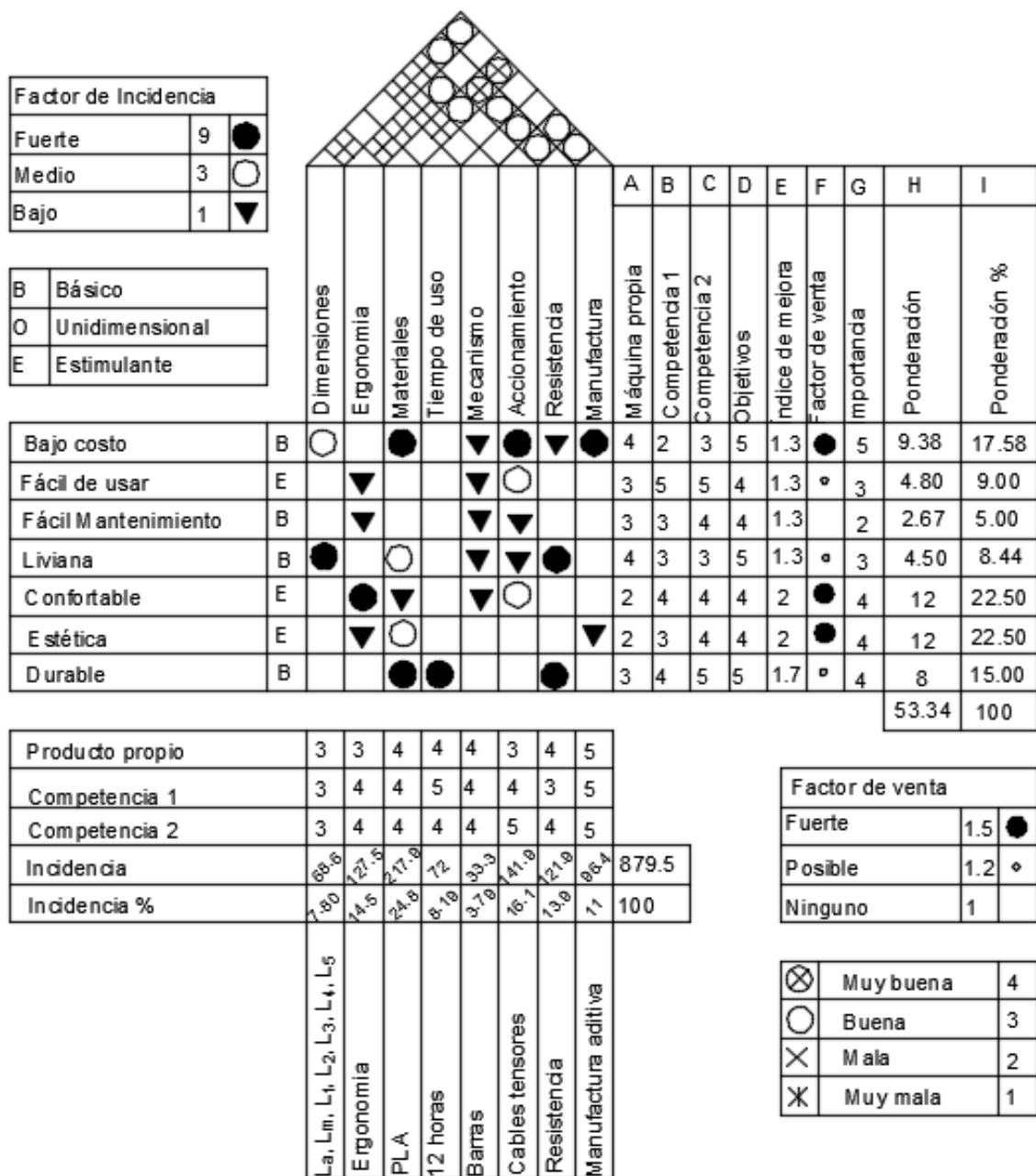


Ilustración 2-3: Casa de la calidad

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.2.2. Resultado casa de la calidad

De acuerdo al porcentaje de incidencia se identifican las especificaciones de mayor enfoque para el diseño de este prototipo:

3.2.2.1. Materiales

Con una incidencia del 24.5 %; con un efecto directo en el costo y resistencia del prototipo; y dependiendo de la disponibilidad en el mercado se tiene como principales opciones: los polímeros PLA, ABS y PETG para la fabricación de las partes rígidas de la prótesis; para las partes flexibles se considera como opción el TPU; para los cables se tiene como opción los hilos de nylon.

3.2.2.2. Método de accionamiento

Con una incidencia del 16.1 %, se consideran dos opciones para accionar el dispositivo, una es un accionamiento electrónico mediante servomotores sujetos a cada uno de los cables tensores de los dedos, otra opción más sencilla, es un accionamiento mecánico, es decir que el movimiento de las articulaciones remanentes del paciente, generen la tensión en los cables actuadores.

3.2.2.3. Ergonomía

Con una incidencia del 14.5%, esencial para que el paciente tenga comodidad y facilidad en el momento de utilizar la prótesis. Para ello hay que prestar especial atención en el encaje del muñón, tiene que ser lo suficientemente flexible para no lastimarlo y lo suficientemente rígido para asegurar una buena sujeción.

3.3. Diseño conceptual

Aquí se especifica los módulos funcionales y las alternativas de solución para los componentes del prototipo en base al análisis de criterios ponderados.

3.3.1. Evaluación de la estructura funcional

Aquí se especifican las señales de entrada y las salidas, es decir el objetivo funcional del prototipo. A continuación, se muestra la estructura funcional:

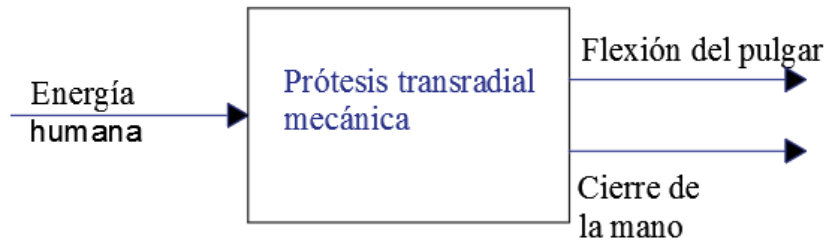


Ilustración 3-3: Estructura funcional del prototipo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

De la figura anterior que se requieren dos accionamientos independientes, una para flexionar únicamente al pulgar; y otro para flexionar los demás dedos y provocar la presión.

3.3.2. Evaluación de la estructura modular

Aquí se detalla el algoritmo de funcionamiento del prototipo, dividido en dos niveles según el grado de descomposición de cada de los subprocesos que se producen durante el funcionamiento.

3.3.2.1. Nivel I

Se detalla de manera general el algoritmo de funcionamiento del prototipo:

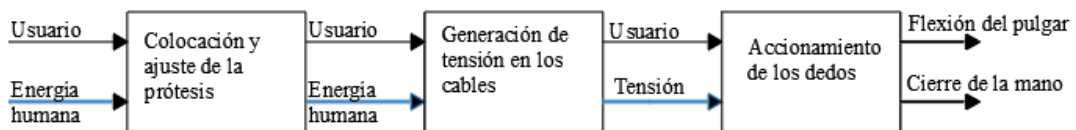


Ilustración 4-3: Nivel I de la estructura modular

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.2.2. Nivel II

Es mayor el detalle de cada subproceso realizado, también se indican los módulos funcionales en los que se ha dividido el algoritmo.

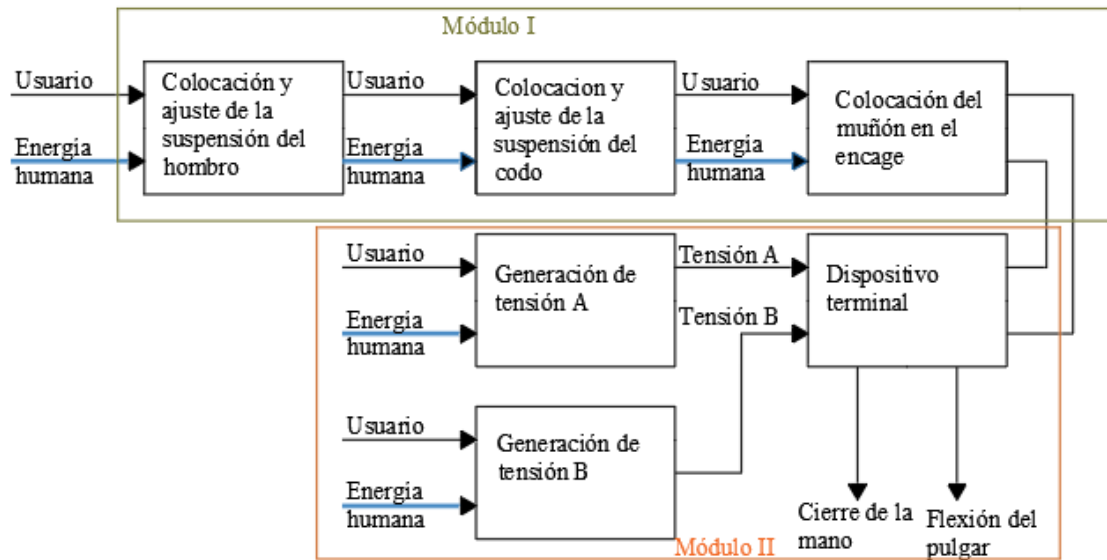


Ilustración 5-3: Nivel II de la estructura modular

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

De la ilustración anterior entiéndase por tensión A como la requerida para accionar la función prensil o cierre de la mano y la tensión B que se encarga de accionar la flexión del pulgar.

En este nivel se aprecian los dos módulos en los que se ha dividido el algoritmo, el módulo uno hace referencia a los componentes y materiales a emplear en la fabricación de la prótesis. El módulo II se refiere al accionamiento del dispositivo terminal, incluido la conformación de las falanges de los cinco dedos.

3.3.3. *Alternativas de solución módulo I: componentes y materiales*

Este módulo hace referencia a las partes principales del prototipo, se analiza las alternativas de solución para desempeñar las funciones de suspensión, sujeción, y los materiales de fabricación para las partes flexibles y rígidas de la prótesis; todas las alternativas se indican en la tabla siguiente, y han sido tomadas de proyectos similares descritos en el capítulo anterior.

Tabla 1-3: Alternativas para desempeñar las funciones del módulo I

Funciones	Alternativas		
Suspensión	Arnés en ocho		Soporte de hombro
			
Sujeción	Velcro		Correas
			
Material para el encaje	TPU		Silicona
			
	ABS	PET G	PLA
Material para elementos rígidos			

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Con estas alternativas se plantean tres soluciones, como se muestra en la siguiente ilustración.

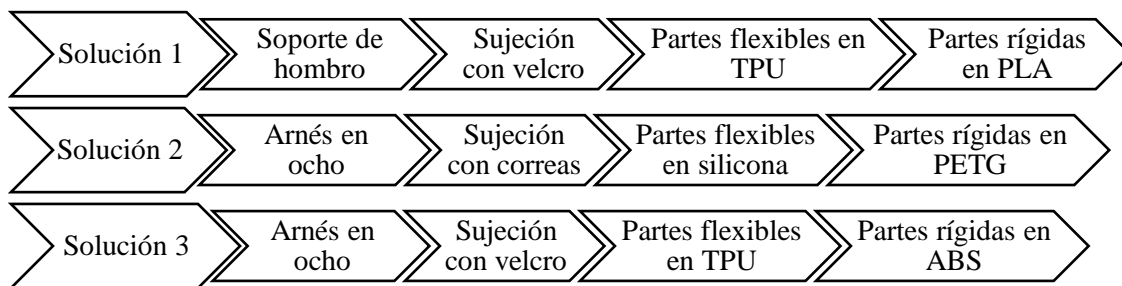


Ilustración 6-3: Alternativas de solución para el módulo I

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.3.1. Suspensión y ajuste

Para la suspensión se consideran al arnés en ocho y el soporte para hombro, con sujeciones mediante correa o velcro, a continuación, se comparan las ventajas y desventajas entre estas alternativas.

Tabla 2-3: Alternativas para suspensión y sujeción

Soporte de hombro con sujeción de velcro	Ventajas	Económico Fácil colocación Confortable
	Desventajas	Desgaste del terciopelo Menor fuerza de sujeción
Arnés en ocho con sujeción de correas	Ventajas	Mayor fuerza de sujeción Resistente al desgaste Mejor distribución del peso de la prótesis.
	Desventajas	Dificultad de colocación Mayor costo
Arnés en ocho con sujeción de velcro	Ventajas	Confortable Mejor distribución del peso de la prótesis.
	Desventajas	Mayor costo Mayor dificultad de colocación Desgaste del terciopelo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.3.2. Encaje y partes flexibles

Al ser la parte que está en contacto con el muñón del paciente, es importante considerar su textura y comodidad sin dejar de lado la estabilidad mecánica que este le confiere al resto de la prótesis. Generalmente se fabrica de material flexible; a continuación, se indican las principales ventajas y desventajas de las alternativas planteadas.

Tabla 3-3: Alternativas para el encaje

TPU	Ventajas	Mayor resistencia al desgaste Mayor disponibilidad en el mercado. Económico
	Desventajas	Elasticidad intermedia
Silicona	Ventajas	Mayor similitud al caucho Mejores propiedades elásticas
	Desventajas	Costoso Menor disponibilidad en el mercado

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.3.3. Material de fabricación de las partes rígidas

Aquí se plantean las tres alternativas de materiales para impresión 3D disponibles en el mercado, cuyas características y propiedades se indican en el capítulo anterior.

Tabla 4-3: Alternativas del material de fabricación

PLA	Ventajas	Biodegradable Económico No toxico
	Desventajas	Baja flexibilidad Durabilidad media Baja resistencia a altas temperaturas
ABS	Ventajas	Resistencia Durabilidad Resistencia a altas temperaturas
	Desventajas	Emite gases tóxicos Requiere un cabezal de impresión a mayor temperatura.

PETG	Ventajas	No desprende gases nocivos Mayor resistencia Mayor disponibilidad en el mercado
	Desventajas	Requiere mayor temperatura del cabezal en comparación con PLA Más costoso que el PLA

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.4. Evaluación de soluciones del módulo I

Para realizar la evaluación y decisión de las alternativas de solución se va a aplicar el método ordinal corregido de criterios ponderados. Para este caso específico los criterios más determinantes a considerar son: costo, ergonomía y disponibilidad.

Tabla 5-3: Análisis de criterios

Criterio	Costo	Ergonomía	Disponibilidad	$\Sigma+1$	Ponderación
Costo		0	0.5	1.5	0.25
Ergonomía	1		1	3.0	0.50
Disponibilidad	0.5	0		1.5	0.25
Total				6.0	1.00

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 6-3: Análisis del criterio costo

Costo	Solución 1	Solución 2	Solución 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Solución 1		1	1	3.0	0.50
Solución 2	0		0.5	1.5	0.25
Solución 3	0	0.5		1.5	0.25
Total				6.0	1.00

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 7-3: Análisis del criterio ergonomía

Ergonomía	Solución 1	Solución 2	Solución 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Solución 1		0	0.5	1.5	0.25
Solución 2	1		1	3.0	0.50
Solución 3	0.5	0		1.5	0.25
Total				6.0	1.00

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 8-3: Análisis del criterio disponibilidad

Disponibilidad	Solución 1	Solución 2	Solución 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Solución 1		1	1	3	0.500
Solución 2	0		0	1	0.167
Solución 3	0	1		2	0.333
Total				6	1.000

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 9-3: Conclusiones análisis de criterios

	Costo	Ergonomía	Disponibilidad	Σ	Prioridad
Solución 1	0.125	0.125	0.125	0.375	1
Solución 2	0.0625	0.25	0.0418	0.354	2
Solución 3	0.0625	0.125	0.0833	0.271	3

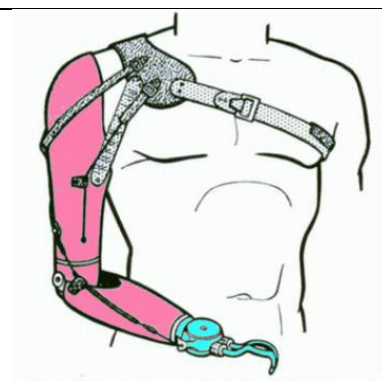

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

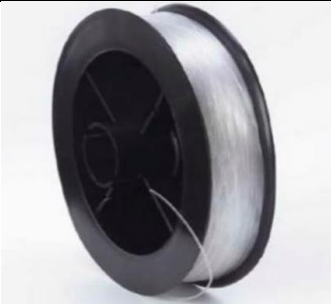

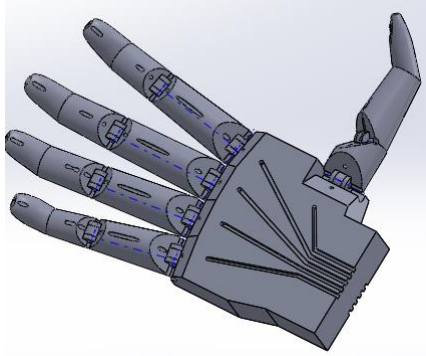
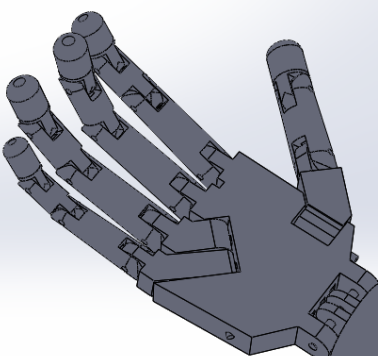
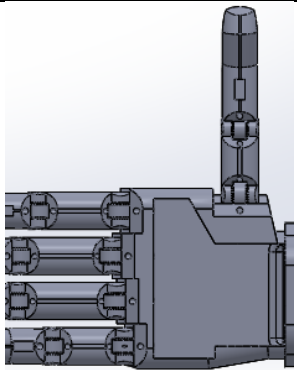
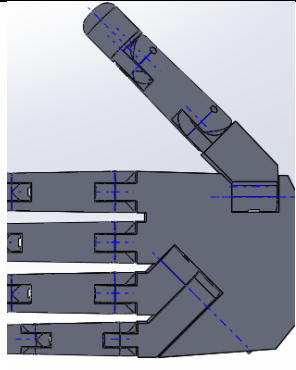

Basado en los resultados de la tabla anterior la solución 1 es la mejor alternativa para definir los componentes de prototipo. Consiste en un soporte de hombro para la suspensión, fabricar el encaje en TPU mediante manufactura aditiva, usar velcro para las sujeciones y utilizar PLA como material para la fabricación de partes rígidas.

3.3.5. Alternativas de solución módulo II: accionamiento y mecanismo

Se evalúan las alternativas para el accionamiento del dispositivo, también el mecanismo y diseño del dispositivo terminal. Con estas opciones se plantearon tres alternativas de solución para el módulo II.

Tabla 10-3: Alternativas para el módulo II

Funciones	Alternativas	
Accionamiento	Mecánico	Eléctrico
		

Cables (tendones)	Hilo de nylon	Cordón de nylon		
				
Falanges	Dos falanges móviles	Tres falanges móviles		
				
Posición el pulgar	Posición perpendicular	Posición anatómica	Posición de presión	
				

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

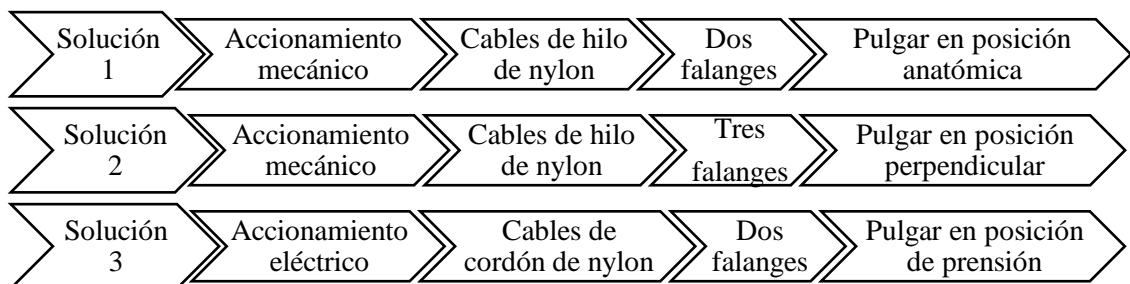


Ilustración 7-3: Alternativas de solución para el módulo II

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.5.1. Accionamiento

El tipo de accionamiento define la forma iniciar el movimiento y la tensión en los cables necesario para que el dispositivo terminal funcione. Se compara el accionamiento mecánico usado tradicionalmente con el accionamiento eléctrico o electrónico.

Tabla 11-3: Alternativas para el accionamiento

Mecánico	Ventajas	Económico Ligero
	Desventajas	Incomodidad Menor precisión
Eléctrico	Ventajas	Precisión Ergonómico
	Desventajas	Costoso Mayor peso

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.5.2. Cables

Generalmente se emplea el nylon como material de los cables accionadoras de los dedos, pero es necesario evaluar cual es la mejor opción en cuanto a las presentaciones del material, siendo estas, filamento y cordón.

Tabla 12-3: Alternativas para actuar como cables

Hilo de nylon	Ventajas	Económico Ligero
	Desventajas	Menor resistencia
Cordón de nylon	Ventajas	Mayor resistencia al desgaste Mayor resistencia a la tensión
	Desventajas	Mayor costo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.5.3. Articulaciones interfalángicas

En proyectos preliminares las alternativas más comúnmente desarrolladas han sido las articulaciones interfalángicas móviles, similar a una mano real, y las articulaciones interfalángicas

media distal fija con la falange distal orientada a un determinado ángulo con respecto a la falange media.

Tabla 13-3: Alternativos para las falanges del dispositivo terminal

Tres falanges	Ventajas	Estética Mayor movilidad
	Desventajas	Mayor costo de fabricación Mayor complejidad del diseño
Dos falanges (articulación interfalángica media-distal fija)	Ventajas	Económica Diseño simple
	Desventajas	Menor movilidad

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.5.4. Posición del pulgar

Aquí se plantean tres alternativas de posicionamiento del pulgar, una opción es la posición anatómica que se orienta un determinado ángulo agudo con respecto al dedo índice, otra es orientada a 90° con respecto al dedo índice y finalmente el pulgar en posición de prensión

Tabla 14-3: Alternativos para la posición del pulgar

Pulgar en posición anatómica	Ventajas	Estético Mayor rango de movimientos
	Desventajas	Mayor dificultad en el accionamiento
Pulgar perpendicular a al índice	Ventajas	Fácil ensamblaje
	Desventajas	Menor eficiencia en la prensión
Pulgar en posición de prensión	Ventajas	Diseño orientado a la prensión Soporta mayores cargas
	Desventajas	Limitación en funciones del pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.3.6. Evaluación de soluciones del módulo II

Para este caso específico los criterios más determinantes a considerar son: costo, eficiencia y ergonomía.

Tabla 15-3: Análisis de criterios

Criterio	Costo	Eficiencia	Ergonomía	$\Sigma+1$	Ponderación
Costo		0	0.5	1.5	0.25
Eficiencia	1		1	3.0	0.50
Ergonomía	0.5	0		1.5	0.25
Total				6.0	1.00

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 16-3: Análisis del criterio costo

Costo	Solución 1	Solución 2	Solución 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Solución 1		1	1	3	0.500
Solución 2	0		0	1	0.167
Solución 3	0	1		2	0.333
Total				6	1.000

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 17-3: Análisis del criterio eficiencia

Eficiencia	Solución 1	Solución 2	Solución 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Solución 1		0.5	1	2.5	0.417
Solución 2	0.5		0.5	2.0	0.333
Solución 3	0	0.5		1.5	0.250
Total				6.0	1.000

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 18-3: Análisis del criterio ergonomía

Ergonomía	Solución 1	Solución 2	Solución 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Solución 1		0.5	0	1.5	0.25
Solución 2	0.5		0	1.5	0.25
Solución 3	1	1		3	0.50
Total				3	1.0

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 19-3: Conclusiones análisis de criterios

	Costo	Eficiencia	Ergonomía	Σ	Prioridad
Solución 1	0.125	0.209	0.0625	0.397	1
Solución 2	0.0418	0.167	0.0625	0.271	3
Solución 3	0.0833	0.125	0.125	0.333	2

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

De la tabla 19-3 se determina que la solución 1 tiene la mayor prioridad para ser desarrollada. Es decir, un accionamiento mecánico, mediante cables de hilo de nylon para transmitir la tensión generada por la antepulsión del hombro y la flexión del codo. Finalmente, el dispositivo terminal estará formado por una mano con el pulgar en posición anatómica, con respecto al dedo índice y la articulación interfalángica entre la falange media y distal será fija; teniendo solo dos falanges móviles.

3.4. Diseño de materialización

3.4.1. Accionamiento

Al tratarse de una prótesis completamente mecánica, la energía para hacerla funcionar proviene de la fuerza corporal del paciente; los dedos se mantienen normalmente extendidos gracias a cuerdas elásticas que los atraviesan por su lado exterior. A continuación, se detalla el accionamiento para las dos funciones independientes requeridas en este prototipo.

3.4.1.1. Cierre de la mano

El movimiento accionador es la flexión del codo, se ha diseñado un acople para esta articulación que permitan tirar de los cables tensores, que atraviesan el lado interno de los dedos índice, medio, anular y meñique, emulando la función de los tendones. La extensión del codo vuelve a colocar los dedos en su posición inicial.

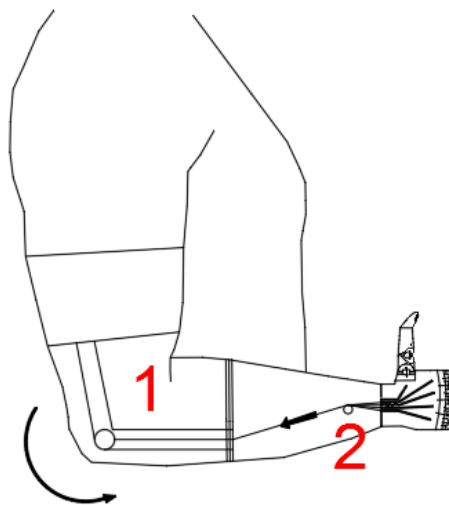


Ilustración 8-3: Accionamiento función prensil. 1.Acople articulación codo. 2. Cable de tensión común para cuatro dedos

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.4.1.2. Flexión del pulgar

El movimiento accionador es la antepulsión del hombro; funciona mediante un cable sujetado a la parte posterior del soporte de hombro; que al momento de llevar el hombro hacia delante, el cable se desliza hacia atrás tirando a la vez del cable de tensión del pulgar provocando que este se flexione.

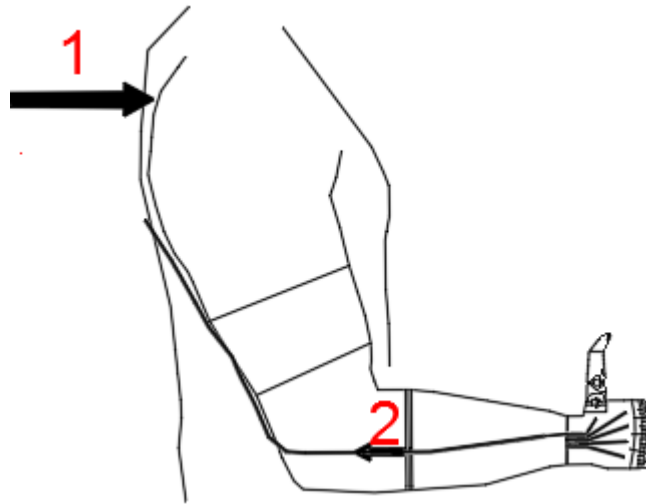


Ilustración 9-3: Accionamiento flexión del pulgar. 1. Antepulsión, 2. Cable de tensión para el pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

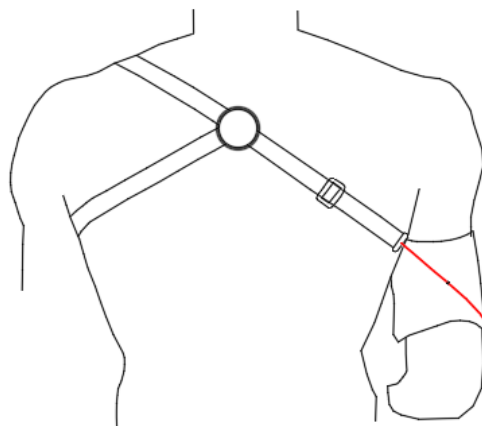


Ilustración 10-3: Ubicación del cable de control del dispositivo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.4.2. Cargas

3.4.2.1. Cargas de flexión

La prótesis en conjunto durante su funcionamiento, se la puede considerar como una viga empotrada en el muñón, por lo tanto, al momento que esta debe levantar un peso W , esta va a estar sometido a un cortante V y un momento flector M_F . Se toma como puntos de interés el punto B de encaje con el muñón y el punto C que coincide con la muñeca y por motivos estéticos sería la sección más estrecha.

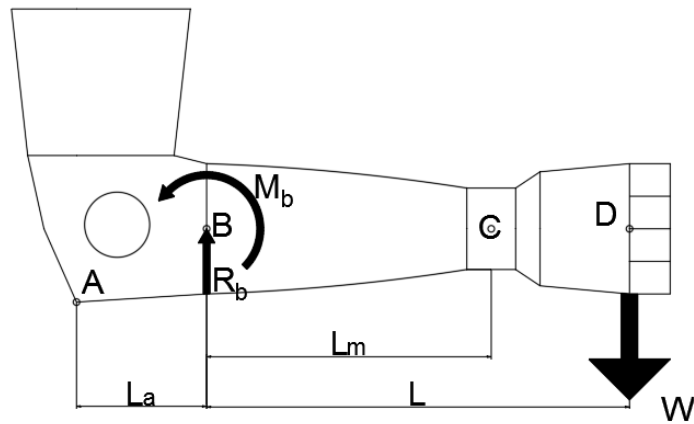


Ilustración 11-3: Esquema de prototipo sometido a cargas

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

De la sumatorias de fuerzas verticales:

$$R_b = W$$

De la sumatoria de momentos en B

$$M_b = WL$$

$$M_b = M_{FB}$$

De la sumatoria de momentos en el tramo BC

$$M_{FC} = Mb - R_b L_m$$

$$M_{FC} = WL - WL_m$$

$$M_{FC} = W(L - L_m)$$

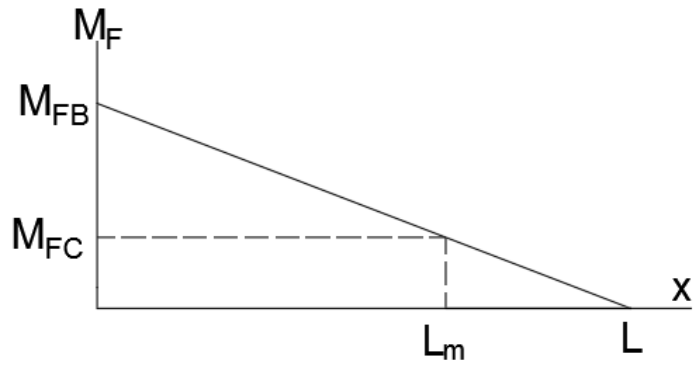


Ilustración 12-3: Diagrama de momentos flectores

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Aplicando el criterio de diseño a carga estática se puede determinar la sección transversal del antebrazo de la prótesis, pero debido al tipo de sección se optó por hacer un diseño iterativo y verificar su resistencia mecánica en el software Ansys.

3.4.3. *Modelado de la mano*

Previo al modelado es necesario determinar las medidas antropométricas de una mano real para que el prototipo sea lo más semejante posible.

3.4.3.1. *Ángulo entre las falanges media y distal.*

Se ha optado por definir como fija la articulación entre las falanges media y distal; para ello se determina el ángulo al momento de presión cilíndrica entre dichas falanges.



Ilustración 13-3: Definición del ángulo entre falanges media y distal

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

De la imagen se observa que existe un ángulo aproximado de 39° entre la falange media y distal del dedo índice, este valor se asume similar a los demás dedos. Para el caso del pulgar el ángulo es de 38° , muy similar al anterior, pero entre la falange proximal y distal. Para el modelado se toma un valor de 45° para todos los dedos con el fin de mejorar el agarre.

3.4.3.2. *Angulo del pulgar en flexión y extensión*

Ya que se optó por una posición anatómica para el pulgar, es necesario determinar el ángulo de posición de este; en flexión y extensión con respecto el eje longitudinal del dedo medio.

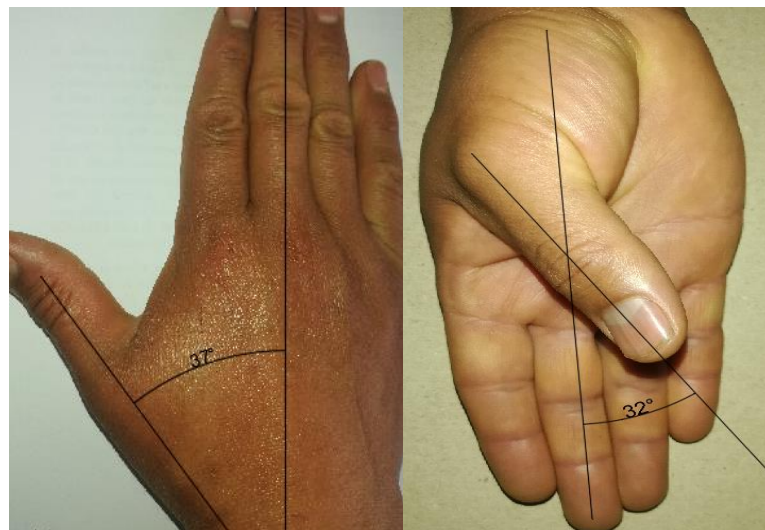


Ilustración 14-3: Definición del ángulo del pulgar en extensión y flexión

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

En el caso de la extensión se determinó un ángulo aproximado de 37° y para el caso de la flexión el ángulo es 32° , esto indica que la apertura total del pulgar es 69° . Para el modelado se opta por un ángulo de 40° en extensión.

3.4.3.3. *Ángulo de apertura del pulgar en abducción*

Se refiere al ángulo de apertura del pulgar previo a la prensión cilíndrica, para la medición el eje del de simetría del pulgar y el eje de simetría del dedo índice se encuentran en el mismo plano.

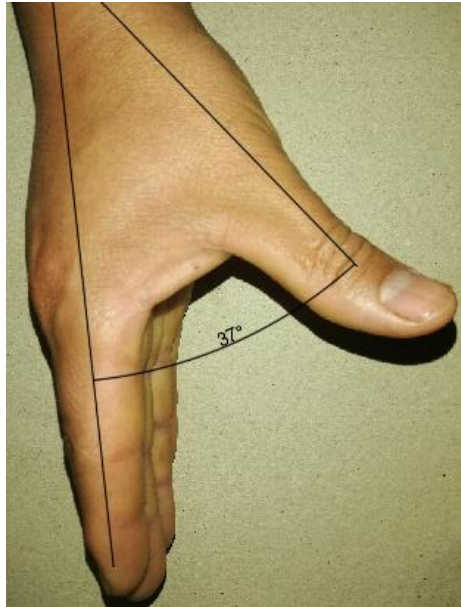


Ilustración 15-3: Ángulo de apertura del pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Se determino un ángulo aproximado de 37° , al comparar este valor con el obtenido en extensión se verifica la rotación de 90° con respecto al plano de la palma.

3.4.3.4. *Dimensiones*

Ya que se trata de un prototipo enfocado para una persona en un rango de 25 a 30 años se realizó una medición de las extremidades de los autores para determinar las dimensiones promedio. Se realizo la medición de la longitud y diámetro de cada una de las falanges; el ancho de la palma comprendido entre las articulaciones metacarpofalángicas del índice y meñique; el largo de la palma comprende entre la articulación del carpo con el metacarpiano del pulgar y la articulación metacarpofalángica del índice, también se determina el diámetro y longitud ocupada por los huesos del carpo. Otras medidas de interés son la longitud del antebrazo y el diámetro de este en cada uno de los tercios en los que se ha dividido. Todas estas dimensiones fueron tomadas con una cinta métrica, lo que indica que tienen exactitud reducida.

Tabla 20-3: Dimensiones en milímetros de las falanges del prototipo

Descripción	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
Falange proximal	40	55	60	56	47
Falange media	0	29	32	32	24
Falange distal	32	25	26	25	24
Diámetro articulación metacarpofalángica	24	22	22	22	18
Diámetro articulación interfalángica proximal-media	0	20	20	20	16
Diámetro articulación interfalángica media-distal	0	19	19	19	15
Diámetro articulación interfalángica proximal-distal	22	0	0	0	0

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 21-3: Dimensiones del palma y antebrazo

Descripción	Dimensión (mm)
Ancho de la palma	73
Largo de la palma	82
Largo carpo	24
Diámetro carpo	53
Longitud antebrazo	240
Diámetro tercio distal	95
Diámetro tercio medio	82
Diámetro tercio proximal	63

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.4.3.5. Diseño de los dedos

En el diseño de los dedos, se optó por hacer fija la articulación entra las falanges media y distal; y se empleó un ángulo de 45° entre los ejes longitudinales de dichas falanges.

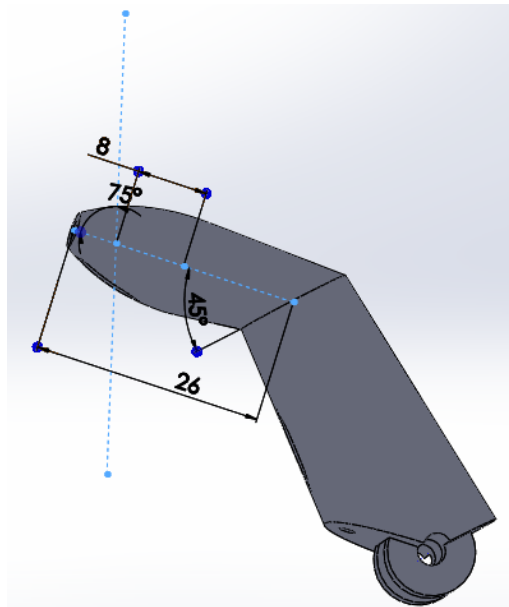


Ilustración 16-3: Modelado de falanges media y distal del dedo medio

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Para el diseño del pulgar se optó por modelar una falange proximal cuyo extremo distal tiene un cambio de dirección orientado a 40° con respecto al eje longitudinal de los cuatro dedos, en este extremo se articula la falange distal.

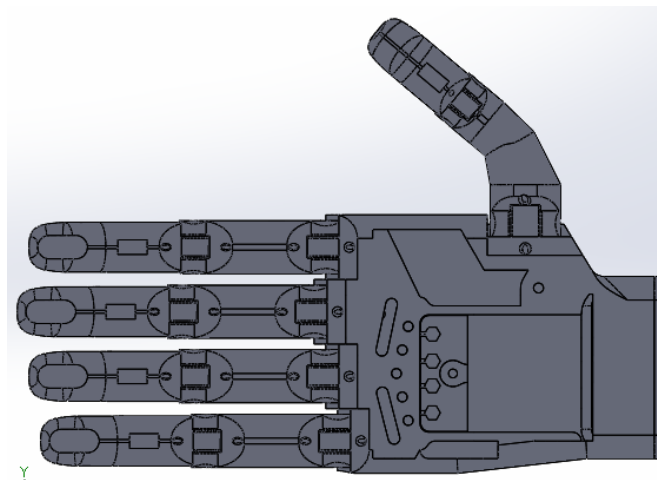


Ilustración 17-3: Modelado de la mano en Solidworks

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

En la palma se plantea el uso de una corredera que será accionada directamente por el cable anclado en la parte inferior del codo; los cuatro dedos están conectados con esta corredera a través de cables tendones que tiran de ellos.

3.4.4. Modelado del prototipo

Para el modelado del encaje/acople se hace la consideración de que se trata de una amputación de dos tercios del antebrazo, también se modela una abrazadera para el tercio distal del brazo conectado al encaje mediante dos links que permiten la rotación del codo. Las guías del cable accionador de los cuatro dedos se ubican en parte inferior de la prótesis, en la parte superior se presentan las guías para el cable accionador del pulgar. Este modelo se utiliza en las simulaciones, donde el antebrazo consiste en un cuerpo hueco de sección elíptica, de 3mm de espesor; modelado para ser acoplado con el perfil del encaje y la muñeca, la forma del antebrazo se puede ajustar mediante un escaneo 3D del otro brazo del paciente dándole una apariencia más estética. Así como la forma del muñón para favorecer la sujeción con el encaje.

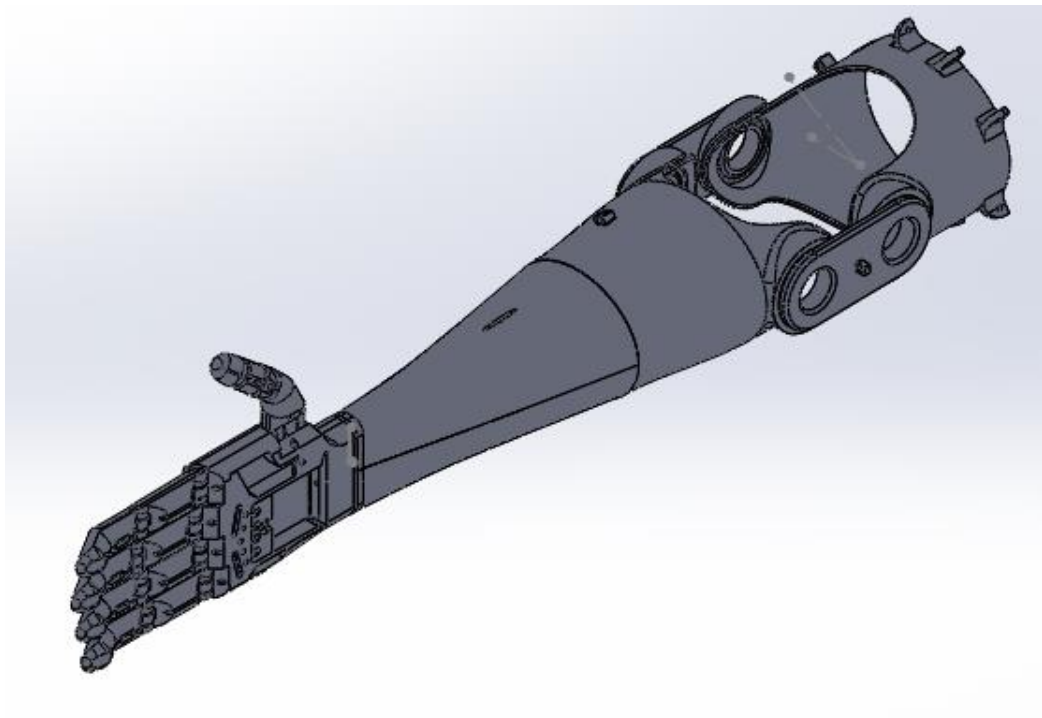


Ilustración 18-3: Prótesis modelada en Solidworks

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

El prototipo de pruebas fue modelado de forma tal que puede ser utilizado por una persona sin discapacidad, teniendo como principales diferencias que la sección del antebrazo se reemplaza por dos barras que encajan con el acople de la muñeca y el acople del codo que presenta perforaciones en el costado externo lo que permiten un desplazamiento del eje longitudinal del prototipo dejando espacio para el antebrazo del diseñador. En este modelo se reemplaza el encaje flexible por un acople rígido tipo abrazadera. El diseño de la mano, así como el principio de funcionamiento son el mismo para estos dos prototipos.

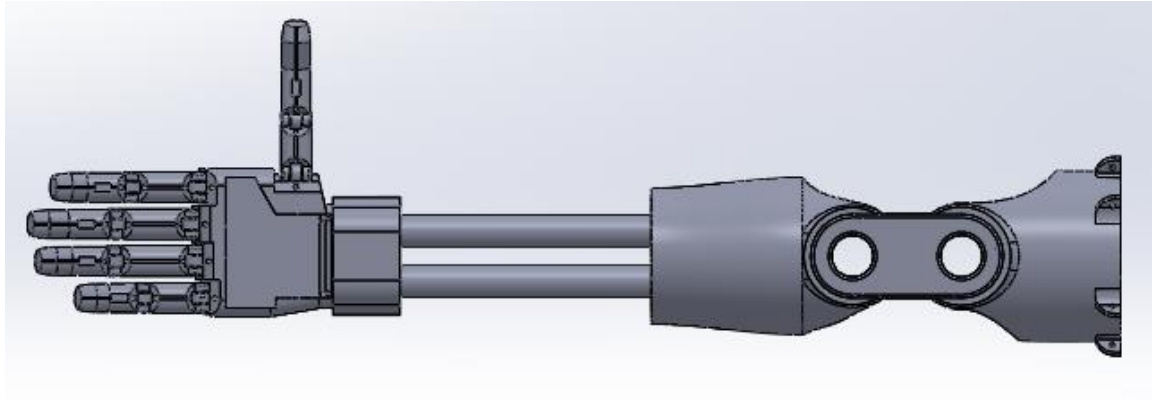


Ilustración 19-3: Prototipo de pruebas

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

En el anexo F, se indican únicamente planos del prototipo de pruebas, ya que es el modelo que se construirá, no se construye la prótesis ya que no se dispone de un paciente por lo que no se puede ajustar las dimensiones del antebrazo y el muñón.

3.4.5. Fuerza de prensión

Las recomendaciones generales definen 25kg como el peso máximo que un individuo debe cargar, pero para mayor seguridad se suele recomendar un 60 % de ese peso, es decir 15kg. Si se considera este peso como el que se levanta con ambos brazos y separada a cierta distancia del torso, se puede considerar que el peso que un solo brazo soporta es 7.5 kg. Para el caso de la prótesis, esta debe ejercer una fuerza de prensión para a levantar 1 kg, ya que la mayoría de objetos cotidianos no superan es peso.

3.4.6. Grado de libertad

El grado de libertad es el número de entradas de movimiento requerido para el funcionamiento del dispositivo terminal de la prótesis. Para ello se aplica el criterio de Grübler para mecanismos espaciales. Para ello se requiere identificar el número de eslabones y el número y tipo de unión.

Tabla 22-3: Eslabones del dispositivo terminal.

Elemento	Número
Falanges distales	5
Falanges proximales	5
Cables falanges	5
Palma	1

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tabla 23-3: Uniones del dispositivo terminal.

Uniones	Clase	Número
Interfalángicas	I	5
Falange proximal – palma	I	5
Cable – falange distal	II	5
Cable – falange proximal	III	5
Cable – palma	III	5

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Para la identificación de las variables de la ecuación se ha considerado a la palma como la parte fija del mecanismo, así como los cables tensores de cada dedo como un eslabón diferente. Aplicando el criterio de Grübler, tenemos:

$$m = 6(16 - 1) - 5(10) - 4(5) - 3(5)$$

$$m = 5$$

Se tiene un mecanismo aparente de cinco grados de libertad, esto indica que se requieren de igual número de actuadores, como no es requerido el movimiento independiente de cada uno de los dedos, se emplea un actuador común para los cuatro dedos.

3.5. Validación en Adams View

El objetivo del análisis cinemático en Adams View es determinar las velocidades y aceleraciones de las falanges, así como el torque en la articulación del codo.

3.5.1. Mecanismo

Se importa el modelo del prototipo de Solidworks a Adams View, en este punto se presta especial atención en la orientación para que la gravedad tenga a dirección correcta. Se emplearon una gama de colores que permitan hacer contraste entre las partes.

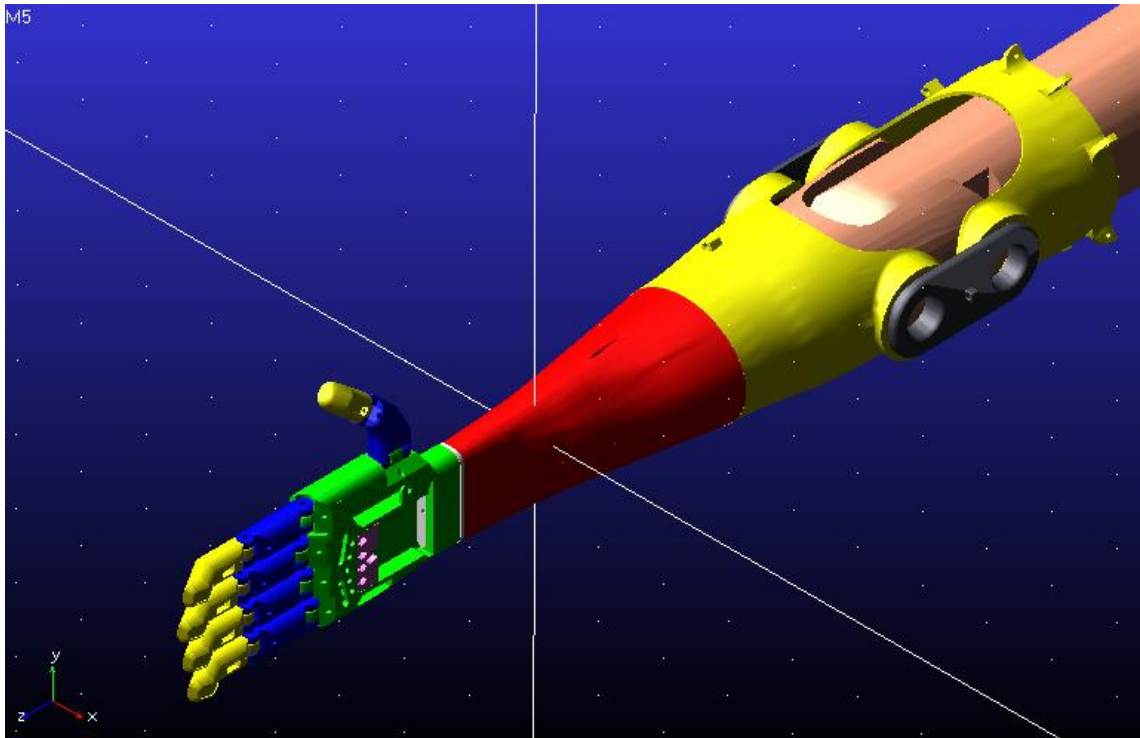


Ilustración 20-3: Modelo del prototipo en ADAMS

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.5.2. Definición de materiales

El material de las falanges y la palma es PLA mientras que el material de los cables es nylon, materiales que no existen en el software por lo tanto es necesario crearlos definiendo las propiedades de densidad, módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson. Una vez creados los materiales, se define cual es el correspondiente de cada pieza.

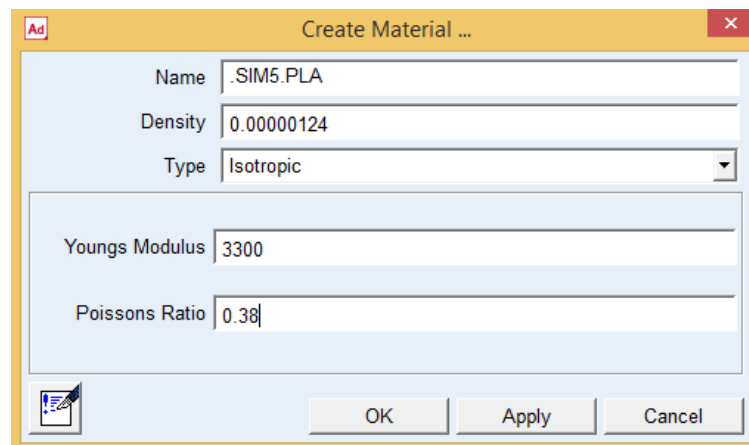


Ilustración 21-3: Creación del PLA

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

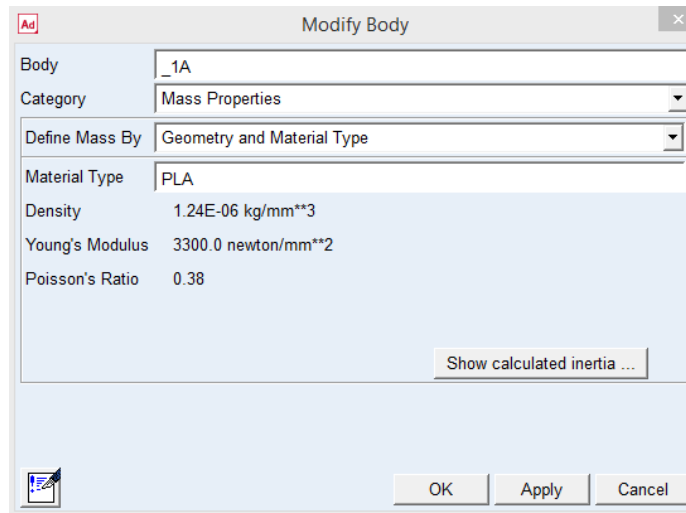


Ilustración 22-3: Definición de material

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.5.3. Definición de conexiones

Las conexiones interfalángicas y metacarpofalángicas son juntas de revoluta, la junta entra el antebrazo y la muñeca se la considera fija, y la junta en el codo es revoluta y será donde se ubicará al actuador. La junta en la pieza móvil de la palma es deslizante; el mismo caso para la articulación del hombro con la finalidad de simular el movimiento de antepulsión.

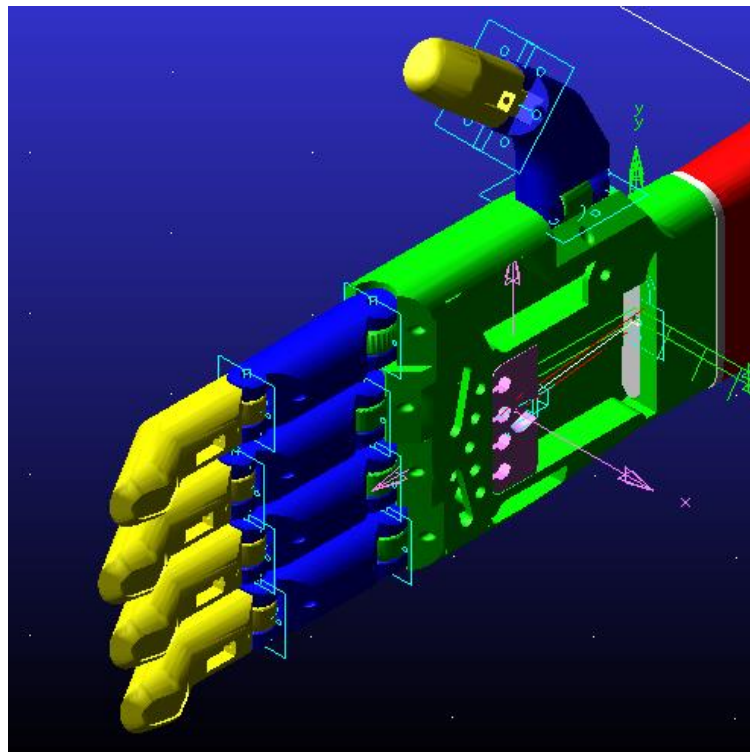


Ilustración 23-3: Definición de conexiones de las falanges de la mano

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.5.4. Definición del actuador

Para simular el movimiento de flexión del codo se modela esta articulación y se emplea un actuador rotacional, con una velocidad de rotación de en rango comprendido entre 5 y 20 grados/segundo. Para simular el movimiento de antepulsión del hombro se modela un torso que permite el deslizamiento del brazo a través una ranura, por lo tanto, aquí se aplica un actuador traslacional con un valor comprendido entre 10 y 20 mm/s. Se emplean valores de velocidad dentro de estos rangos, ya que al ser el accionamiento un movimiento corporal no se puede establecer la velocidad real.

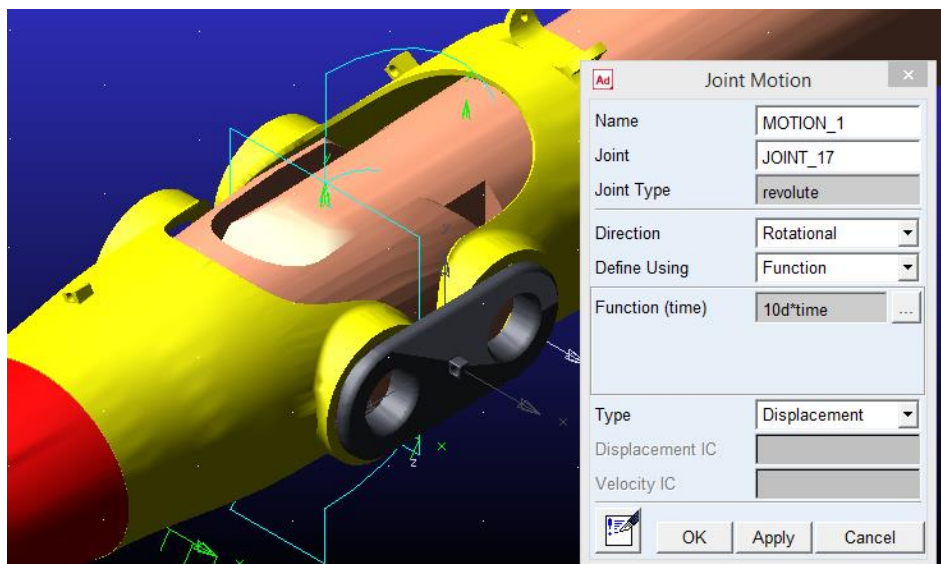


Ilustración 24-3: Definición del actuador del codo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

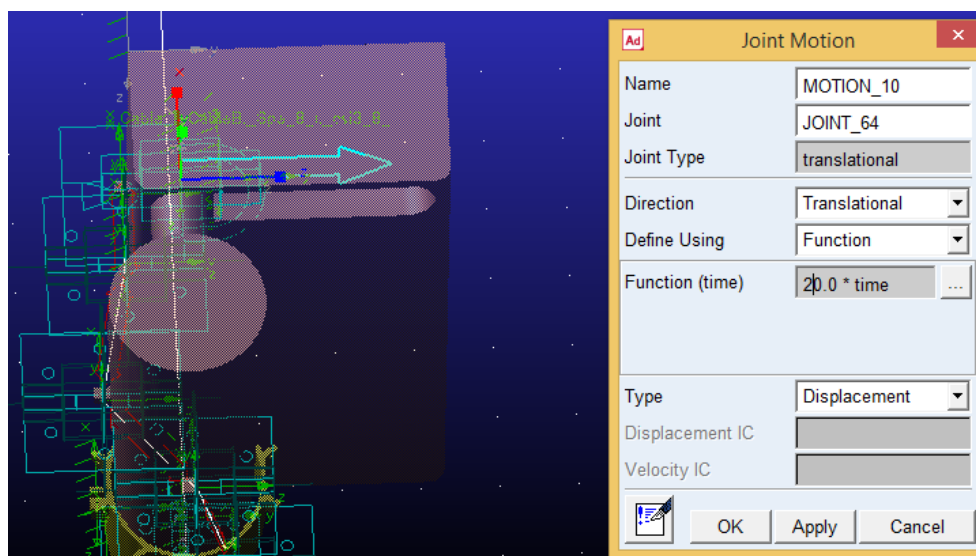


Ilustración 25-3: Definición del actuador del hombro

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.5.5. Definición de los cables tensores

Para definir el cable se especifican los puntos de anclas, y la ubicación de poles, al no tratarse de un sistema similar se opta por ubicar las peleas en los puntos de contacto de los cables con las falanges.

Cable 1. Tensor del dedo índice hasta el móvil de la palma.

Cable 2. Tensor del dedo medio hasta el móvil de la palma

Cable 3. Tensor del dedo anular hasta el móvil de la palma

Cable 4. Tensor del dedo meñique hasta el móvil de la palma

Cable 5. Tensor del móvil de la palma hacia el acople de brazo pasando por las guías ubicadas en la parte inferior del antebrazo.

Cable 6. Tensor del dedo pulgar hacia el torso, pasando por sus respectivas guías.

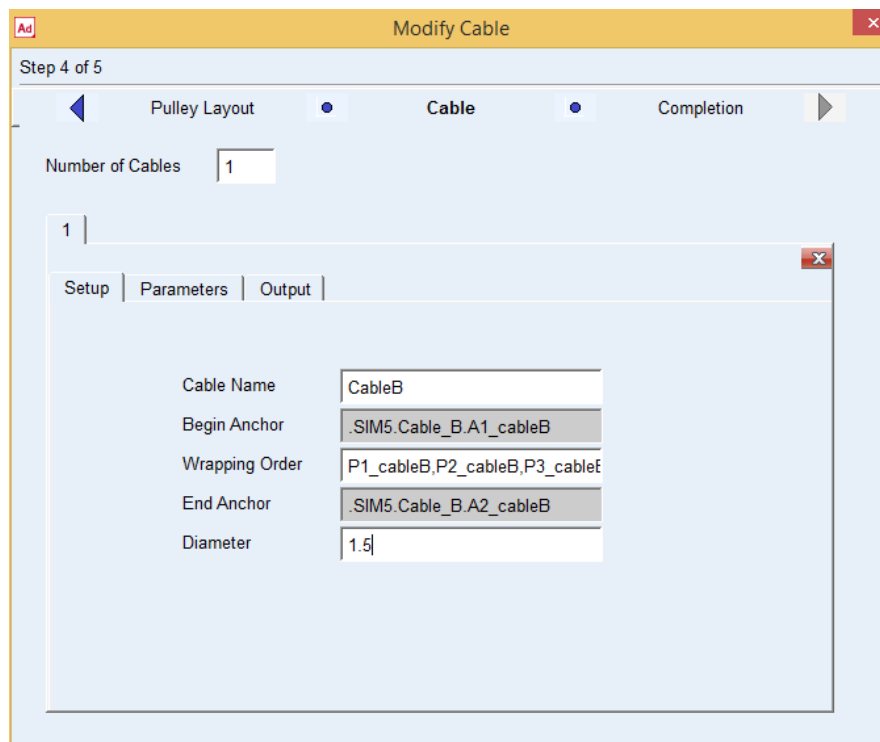


Ilustración 26-3: Definición de las propiedades del cable

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.5.6. Simulación

Aquí se presta especial atención en el tiempo de simulación, ya que los movimientos tienden a ser relativamente rápidos, también se define el número de pasos en los cuales el software determinara resultados requeridos.

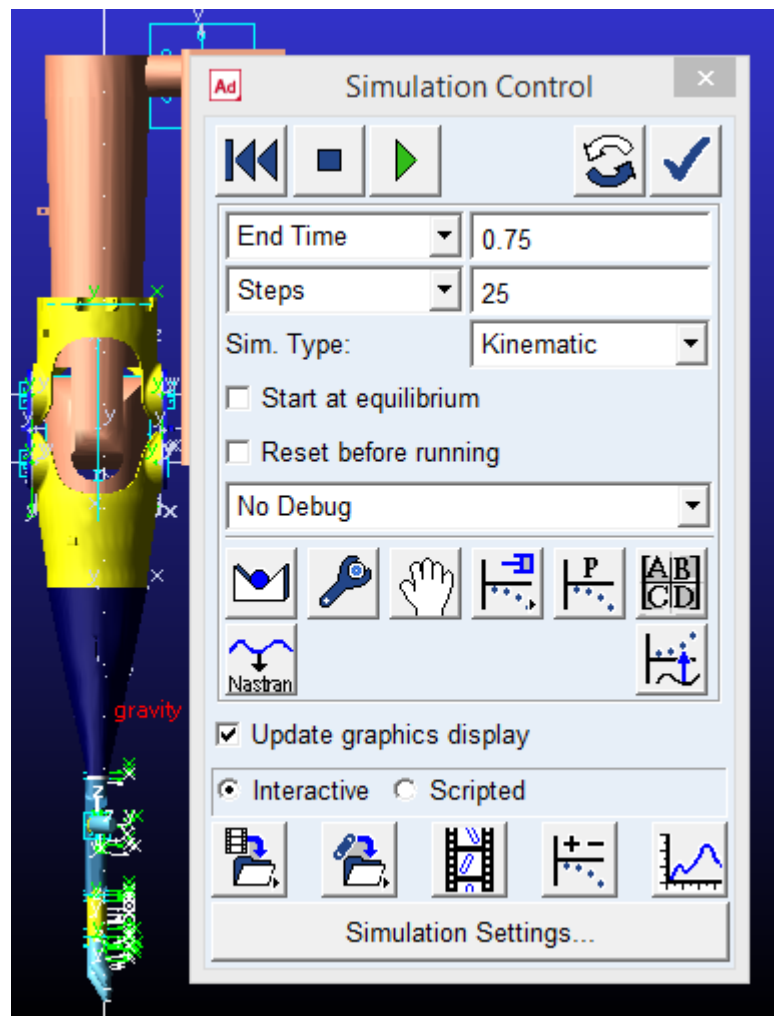


Ilustración 27-3: Ejecución de la simulación

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.6. Validación en ANSYS

En este software se realiza la validación estructural (static structural), se someterá a la prótesis a una carga determinada. El objetivo es determinar la deformación máxima, el esfuerzo máximo y factor de seguridad.

3.6.1. Definición de materiales

Al no existir el material PETG en la librería de ANSYS es necesario definirlo, para ello se requiere ingresar los valores de densidad, coeficiente de Poisson, módulo de Young y esfuerzo de fluencia.

Properties of Outline Row 3: PLA			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	1024	kg m ⁻³
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Modulu...	
6	Young's Modulus	3300	MPa
7	Poisson's Ratio	0,38	
8	Bulk Modulus	4,5833E+09	Pa
9	Shear Modulus	1,1957E+09	Pa
10	Tensile Yield Strength	55	MPa

Ilustración 28-3: Definición de material PLA en Ansys (Engineering Data)

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.6.2. Geometría y definición de propiedades

Para la simulación se considera el dispositivo terminal de la prótesis (mano) y su encaje, sin considerar los demás componentes del acople del codo y los cables, también simulara a la mano en su posición prensil que es cuando estará sometida a la carga. El antebrazo tiene un espesor de 3mm, y su sección varía en función a las características físicas del paciente. El modelo fue importado completamente desde su modelado en Solidworks. En esta sección también se realiza la asignación de materiales a su respectiva pieza.

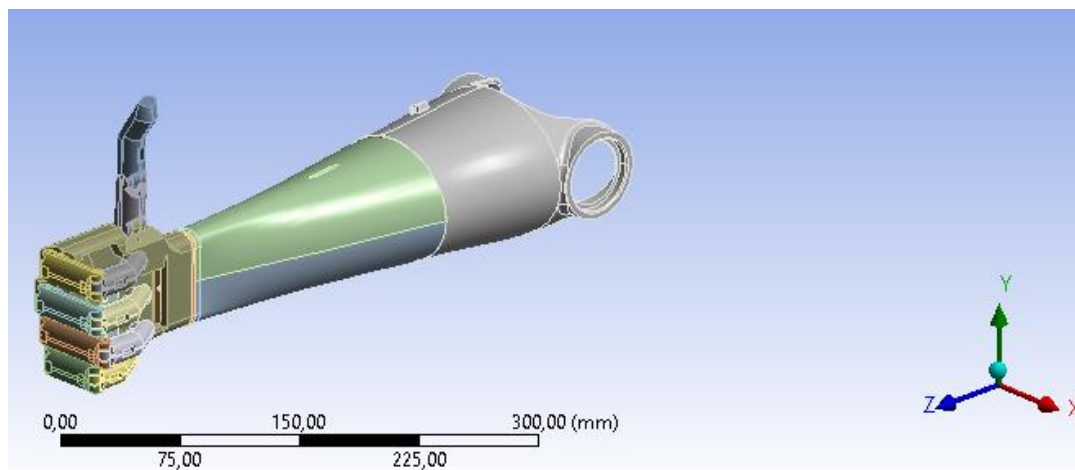


Ilustración 29-3: Geometría para el análisis estructural

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.6.3. Definición de contactos

Se define el tipo de conexión entre los elementos, las conexiones del encaje, piezas del antebrazo y muñeca se consideración como “bonded”; las conexiones de las articulaciones interfalángicas se definen como “no separated”.

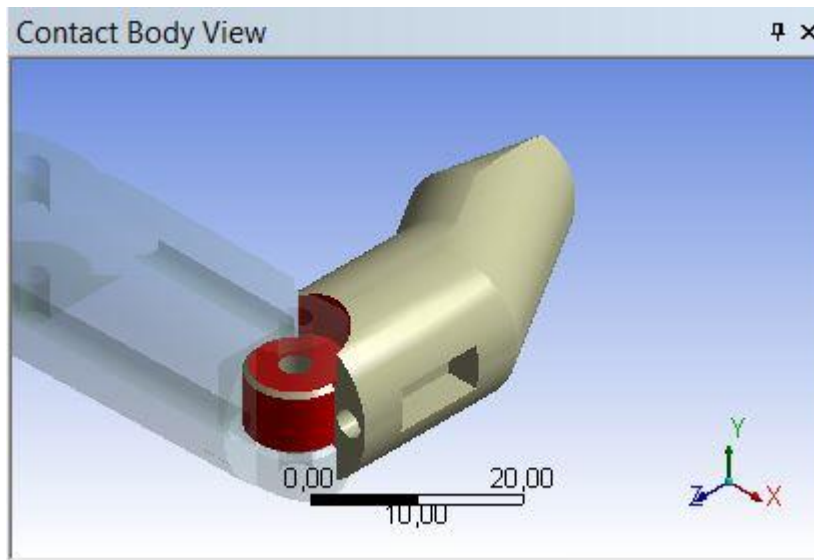


Ilustración 30-3: Definición de conexiones del modelo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.6.4. *Mallado*

El mallado en todos los componentes del prototipo, como tipo se optó por “element size” a un tamaño de 2mm. también se indicó la calidad de mallado con element quality.

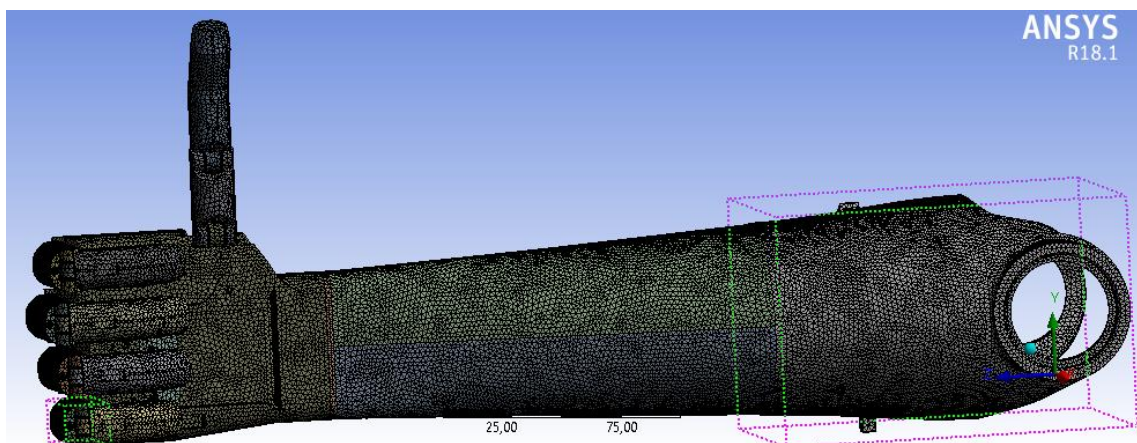


Ilustración 31-3: Mallado del prototipo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.6.5. *Condiciones de frontera*

En esta sección se definen los soportes, para este se considera como empotramiento la superficie interior del encaje que estará en contacto con el muñón, también se aplica la carga de un kilogramo en la dirección Y negativo, está aplicada en las superficies internas de las falanges media y distales y la cara interna de la palma.

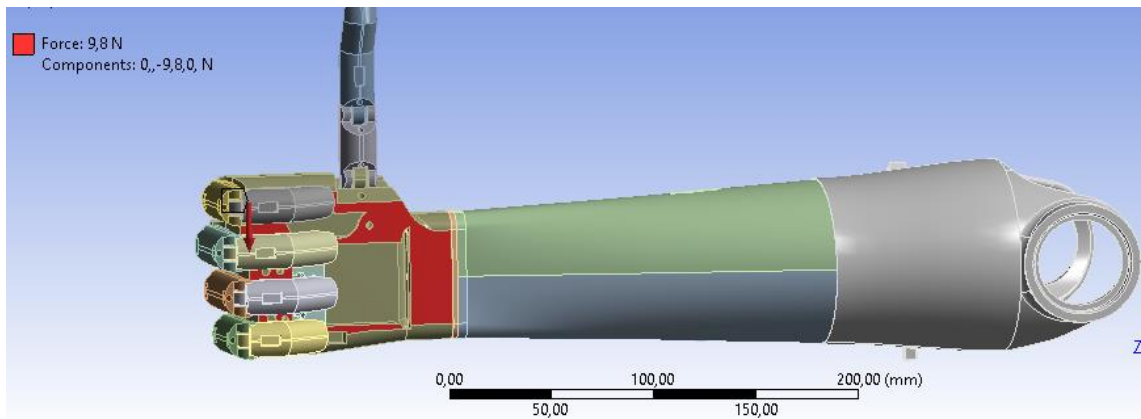


Ilustración 32-3: Aplicación de carga de trabajo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Una vez definidos todos los requerimientos del software se ejecuta el programa y se agregan los resultados de interés que se quiere obtener.

3.7. Construcción

3.7.1. *Manufactura por impresión 3D*

Se realiza únicamente la fabricación del prototipo de pruebas, la mayoría de piezas mediante impresión 3D de filamento, tecnología FDM (*Fused Deposition Modeling*), en material PETG; se fabricaron los dedos, la palma, los acoples de la muñeca, antebrazo y codo. Se utilizó la impresora Creality Ender 3 Pro cuyas especificaciones se detallan en el ANEXO A.

A medida que se realizaban modificaciones en el diseño tanto de la mano como de la articulación del codo se elaboraron tres prototipos previos hasta llegar al definitivo.

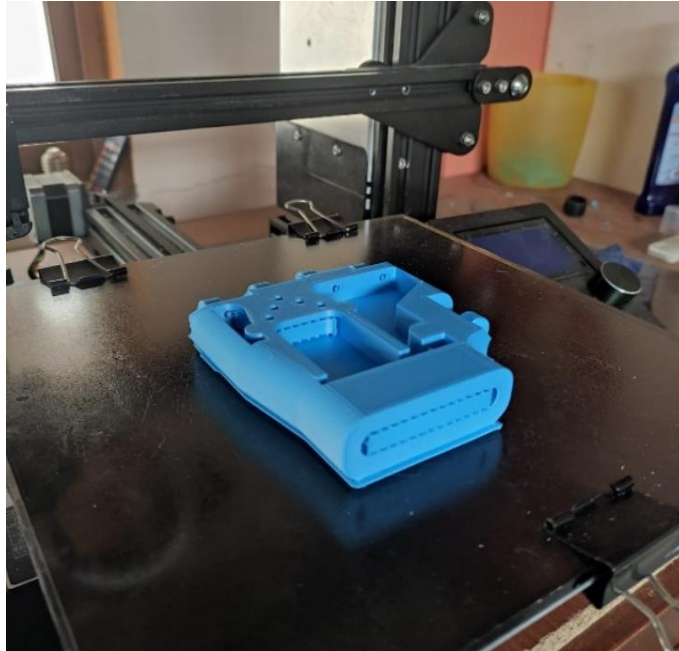


Ilustración 33-3: Impresión de la palma (FDM)

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Para los prototipos previos se emplearon una gama de colores en los filamentos con la finalidad de facilitar el ensamblaje. A continuación, se indica la tabla con el tiempo de impresión de las partes rígidas en la impresora de filamento.

Tabla 24-3: Tiempo de fabricación de las piezas, consumo de material

Piezas	Consumo		Tiempo de impresión	Velocidad	Temperaturas	
	(gr)	(m)	(hh:mm)	(mm/s)	Extrusor (°C)	Cama (°C)
Falange distal x5	28	9,53	4:41:00	60	205	60
Falange proximal x5	33	11,01	4:39:00	60	205	60
Cubiertas de la palma	5	1,57	0:32:00	60	205	60
Palma	64	21,62	6:56:00	60	205	60
Accionador	3	0,91	0:23:00	60	205	60
Soporte antebrazo	40	13,54	4:43:00	60	205	60
Total	173.0	58,18	21:54:00			

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022



Ilustración 34-3: Piezas de los prototipos previos

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Se emplea una impresora 3D de resina tecnología MSLA (Masked Stereolithography Apparatus), para las piezas pequeñas, con detalles de hasta 0.2 mm, como son los sujetadores de los cables y de la cubierta de la palma. Estas se fabricaron en la impresora ELEGOO Mars 2 Pro cuyas especificaciones se indican en el ANEXO B; en el anexo C se indica las especificaciones de la resina fotosensible.

3.7.2. *Ensamblaje*

Una vez terminado la fabricación de las piezas se realiza el ensamblaje de los dedos con la palma, iniciando por el dedo medio, como pasadores en las articulaciones interfalángicas se utilizan varilla 6011. En este punto también se realiza la sujeción de los cables accionadores de cada dedo que atraviesan los orificios ubicados en la cara interna de la mano. Por su cara externa también presenta orificios donde se sujetan cordones elásticos que generan una resistencia a la presión de los dedos, regresando la mano a su posición inicial. Como los cables generadores de tensión se pelean cables de acero de 1.2mm recubiertos, para conectar la muñeca con el acople del antebrazo se utilizan dos tubos de aluminio; D19mm y L25mm.

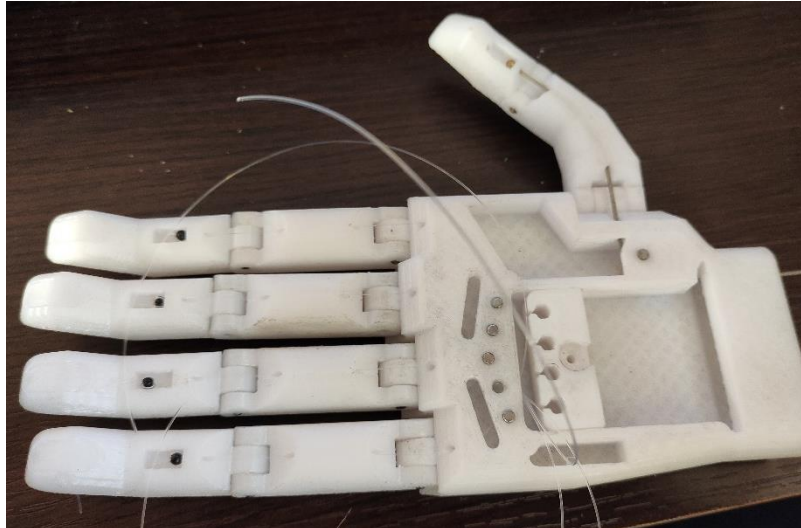


Ilustración 35-3: Mano ensamblada

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

En la siguiente ilustración se muestra el prototipo final completamente ensamblado, para mejorar la sujeción se adecua una cubierta en la palma simulando las curvas naturales de la mano, debido a problemas de sujeción de los links en la articulación del codo se emplean tornillos que no interfieren con su rotación.



Ilustración 36-3: Prototipo de pruebas ensamblado

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.8. Análisis de costos

Aquí se determina el valor monetario que tendrá la totalidad del proyecto, para ello se emplea la metodología de costos directos e indirectos.

3.8.1. Costos directos

Se detallan el costo de los componentes y materiales necesarios para la construcción del prototipo.

3.8.1.1. Costo de materiales

Tabla 2511-3: Costo de los materiales

Ítem	Descripción	Unidad	Cantidad	Costo unitario	Sub total
1	Rollo de PLA, D 1.75mm	kg	4	25	100
2	Botella de resina estándar Anycubic	kg	1	50	50
3	Botella de resina flexible de alta resistencia mecánica	g	500	60	60
4	Rodamientos 6807ZZ - ID 35mm ED 47mm- H 7mm		8	7	56
5	Tornillos M4. Tornillos y tuercas (16 pares)		1	4	4
6	Pines de 1/8 inch. (varilla 6011)		1	2	2
7	Arnés (soporte de hombro)		1	30	30
8	Velcro 38 mm	m	5	1.4	7
9	Elástico de tela circular. D 2mm	m	5	1	5
10	Rollo de hilo de Nylon.		1	5	5
11	Tubo de aluminio. D 19mm L 25cm		2	3	6
12	Cables de acero. D 1.2mm		2	5	10
				Total 1	335

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.8.1.2. Costo de mano de obra

Tabla 1226-3: Costo de mano de obra

Ítem	Descripción	Horas - hombre	Costo x hora	Sub total
1	Impresión 3D	5.5	10	55
2	Ensamblaje	4	10	40
			Total 2	95

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.8.1.3. Costo de equipos y herramientas

Tabla 27-3: Costo de equipos y herramientas

Ítem	Descripción	Horas - equipo	Costo x hora	Sub total
1	Impresora FDM - Creality Ender 3 Pro	96	1.25	120
2	Impresora FDM - Creality Ender 2 Pro	21	125	26.25
3	Impresora MSLA - Elegoo Mars 2 Pro	8	6	48
			Total 3	194.25

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.8.1.4. Costos directos totales

Tabla 28-3: Costos directos totales

Descripción	Valor total
Total 1	335
Total 2	95
Total 3	194.25
Total	624.25

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.8.2. Costos indirectos

Tienen una influencia indirecta en el prototipo, abarcando el costo ingenieril y un valor que cubra cualquier imprevisto.

Tabla 29-3: Costos indirectos

Costo ingenieril (10%)	62.4
Transporte	0
Imprevistos	30
Utilidad	0
Transporte	0
Total	90.8

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

3.8.3. *Costos totales*

Representa de la suma de los costos directos más los costos indirectos; el resultado sería el valor que tendrá un prototipo de esta prótesis.

Tabla 30-3: Costos totales

Tipo de costo	Valor total
Costos directos	624.25
Costos indirectos	92.4
Total	716.65

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

CAPÍTULO IV

4. MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

4.1. Validación dinámica

Previo a la revisión y análisis de las curvas hay que aclarar que las falanges proximal y distal de los cuatro dedos tienen rotación en un paralelo al eje Y; la falange proximal del dedo pulgar rota en un eje paralelo al eje Z, mientras que su falange proximal roto en torno a un eje de giro ubicado en el plano YZ, precisamente a 40° del eje Z. Se analiza únicamente el comportamiento de las curvas, debido a la condición descrita en el capítulo anterior.

4.1.1. Velocidades

4.1.1.1. Velocidad lineal, falange distal de los cuatro dedos

A continuación, se muestra las curvas de velocidad lineal en x y z, del centro de masa de la falange distal de los cuatro dedos.

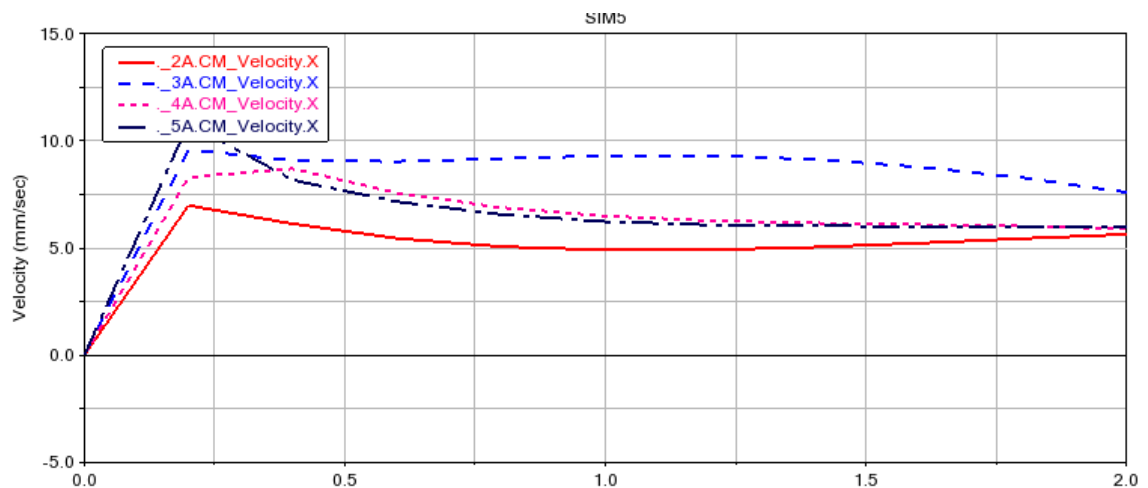


Ilustración 1-4: Velocidad lineal en x falange distal

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

En los primeros instantes del movimiento es claramente apreciable el tirón que causa los cables sobre las falanges, esto se manifiesta con un incremento brusco de la velocidad; luego se observa un comportamiento más estable. La falange distal del dedo meñique (5A) es la que tiene la velocidad mayor durante el tirón debido a que es la falange de menor tamaño. La falange distal del dedo medio (3A) al ser la de mayor longitud tiene una velocidad promedio mayor.

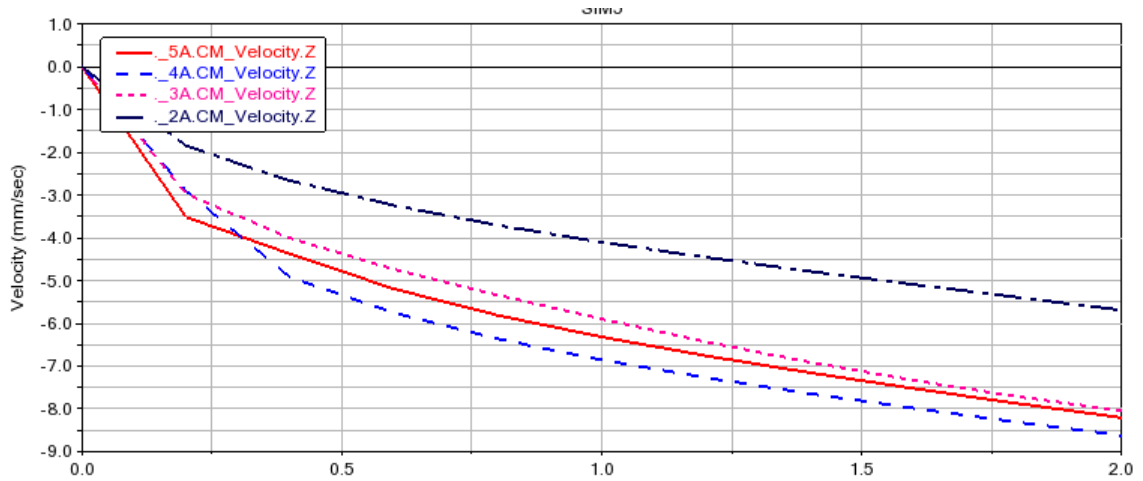


Ilustración 2-4: Velocidad lineal en z falange distal

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

El incremento inicial de velocidad en z es menos brusco y tarda menos tiempo en estabilizarse, para este caso en particular, la falange distal del dedo anular tiene una velocidad mayor, debido a que el cable que tira de ella no presenta un cambio de dirección.

4.1.1.2. Velocidad lineal, falange proximal de los cuatro dedos

A continuación, se muestran las curvas de velocidad lineal del centro de masa de la falange proximal de los cuatro dedos.

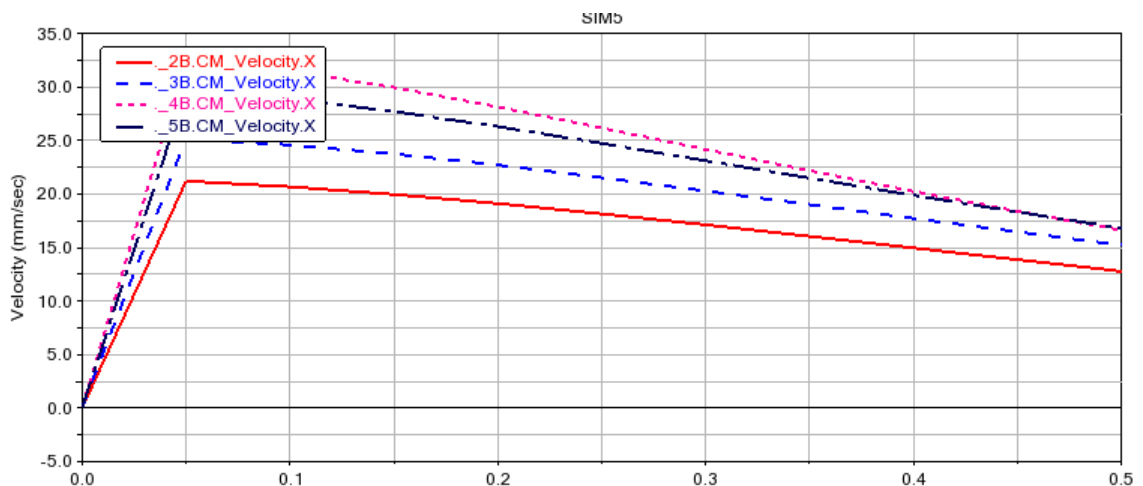


Ilustración 3-4: Velocidad lineal en x falange proximal

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

De igual manera es apreciable el tirón inicial de los cables, alcanzado las falanges de los dedos anular y meñique los valores más elevados de velocidad.

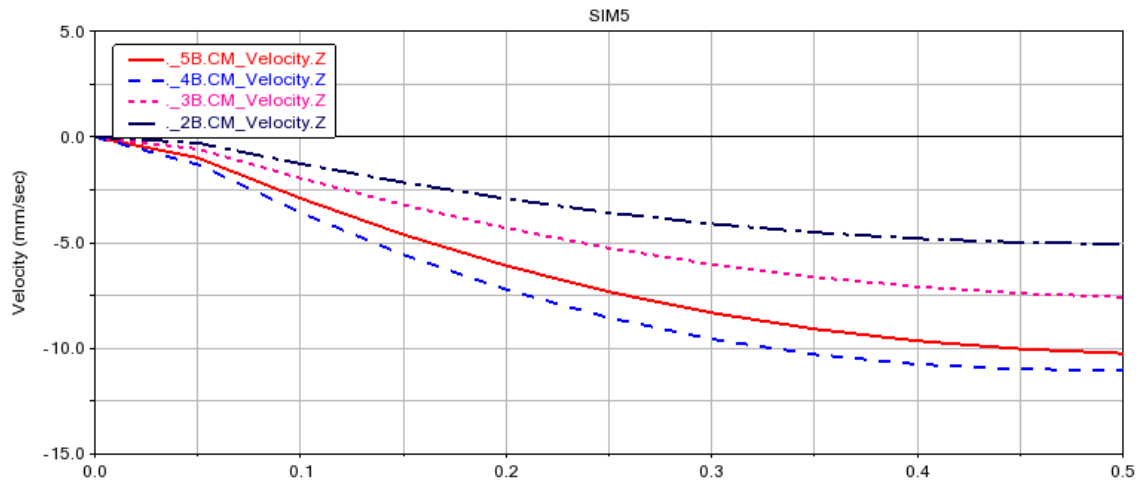


Ilustración 4-4: Velocidad lineal en z falange proximal

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

No se observa en incremento brusco de la velocidad al inicio del movimiento, ya que según su configuración geométrica no existe una variación considerable en la posición respecto a Z.

4.1.1.3. Velocidad lineal falange distal dedo pulgar

A continuación se muestra las curvas de velocidad lineal en x,y,z de la falange distal del dedo pulgar.

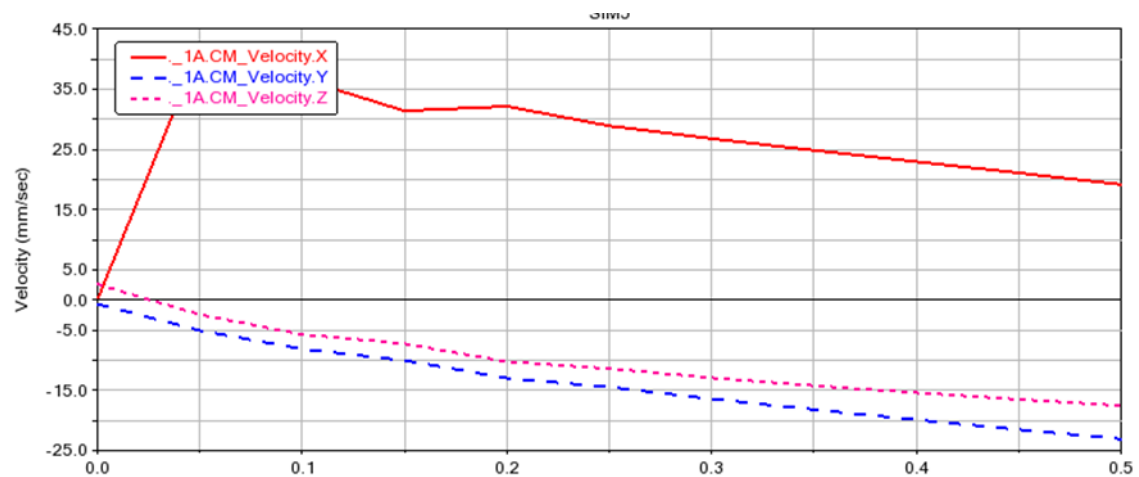


Ilustración 5-4: Velocidad lineal falange distal dedo pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

En la curva de velocidad lineal en X se observa el tirón inicial del cable sobre la falange provocando una elevación brusca de la velocidad inicial, posteriormente esta empieza a reducirse y estabilizarse. La velocidad lineal en Y es menor a la velocidad lineal en Z y sus curvas son

aparentemente simétricas, esto se debe a la disposición geométrica de la falange, orientada a 40 grados con respecto al eje Z en el plano YZ.

4.1.1.4. Velocidad lineal falange proximal dedo pulgar

A continuación, se muestra las curvas de velocidad lineal en x, y, de la falange proximal del dedo pulgar.

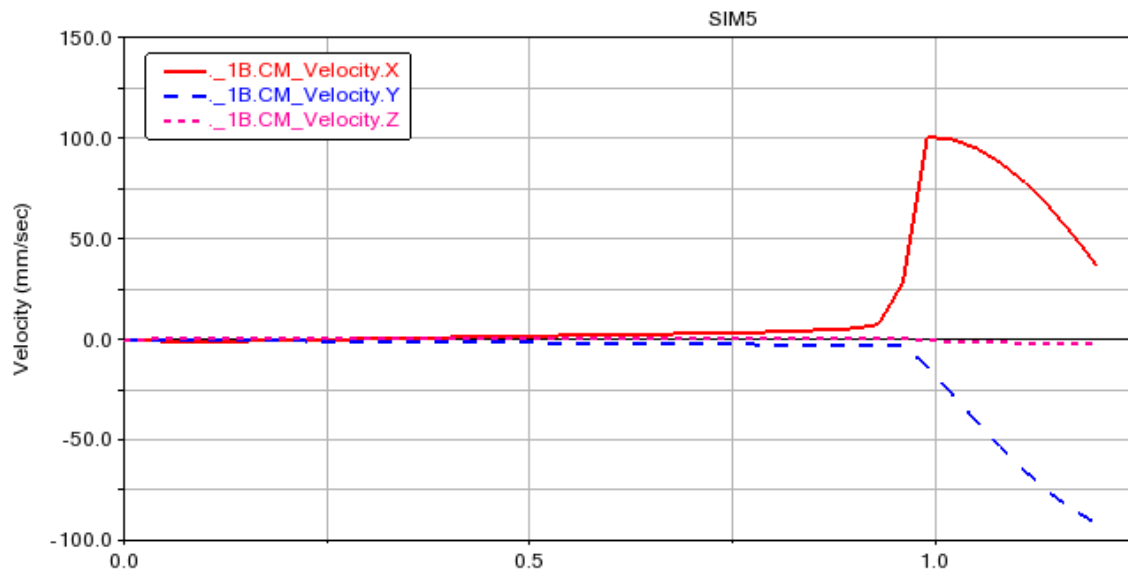


Ilustración 6-4: Velocidad lineal falange proximal dedo pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Se observa en movimiento de rotación más violento y más retrasado que la falange distal, lo que indica que esta falange empieza su rotación cuanto entra en contacto con el tope de la falange distal cuando ha rotado 90 grados.

4.1.1.5. Velocidad angular falange distal de los cuatro dedos

A continuación, se muestra las curvas de la velocidad angular del centro de masa de las falanges distales de los cuatro dedos.

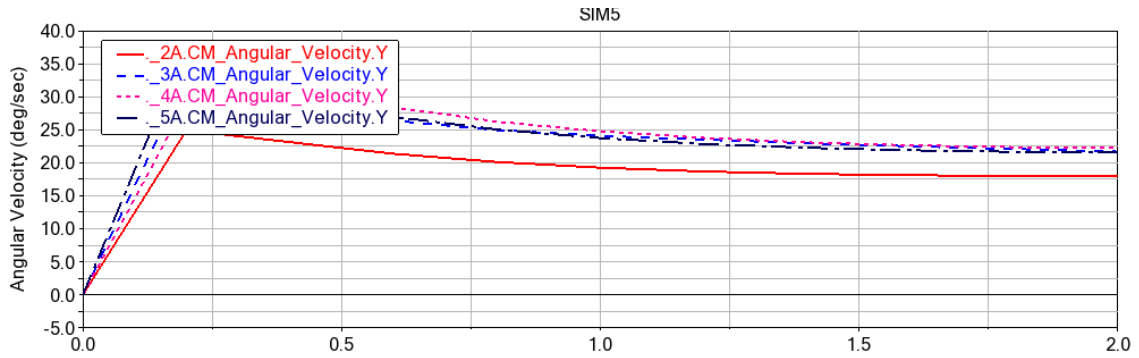


Ilustración 7-4: Velocidad angular, falange distal

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

El comportamiento de la curva es similar a la velocidad lineal, se puede apreciar la velocidad inicial con un incremento brusco, y luego tiende a estabilizarse, la falange distal del dedo índice tiene la menor velocidad de rotación.

4.1.1.6. Velocidad angular falange proximal de los cuatro dedos

Aquí se muestra las curvas de velocidad angular del centro de masa de las falanges proximales de los cuatro dedos

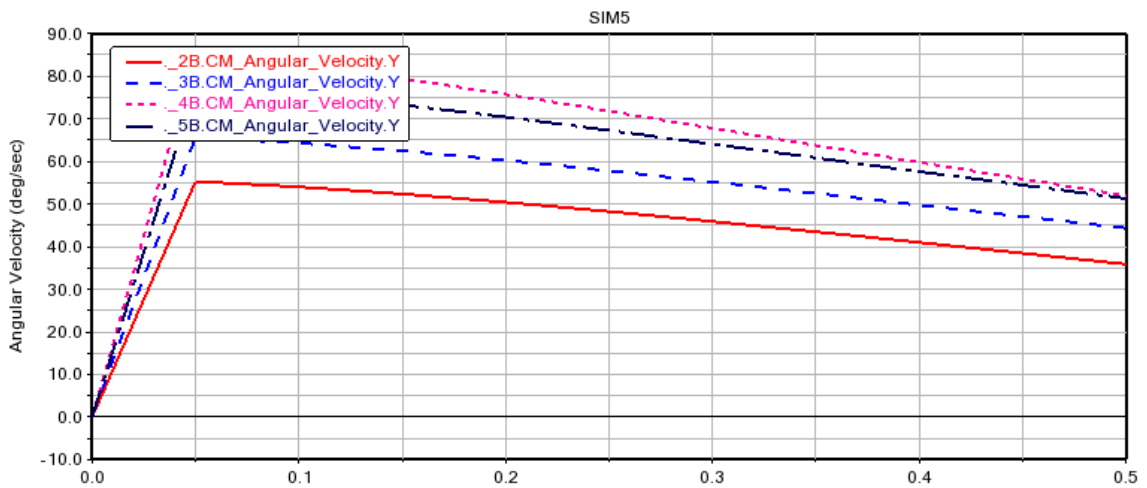


Ilustración 8-4: Velocidad angular, falange proximal

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

De igual manera tiene un comportamiento similar a la velocidad lineal con el incremento de velocidad inicial.

4.1.1.7. Velocidad angular falange distal del dedo pulgar

A continuación, se muestra las curvas de velocidad angular, del centro de masa de la falange distal del dedo pulgar.

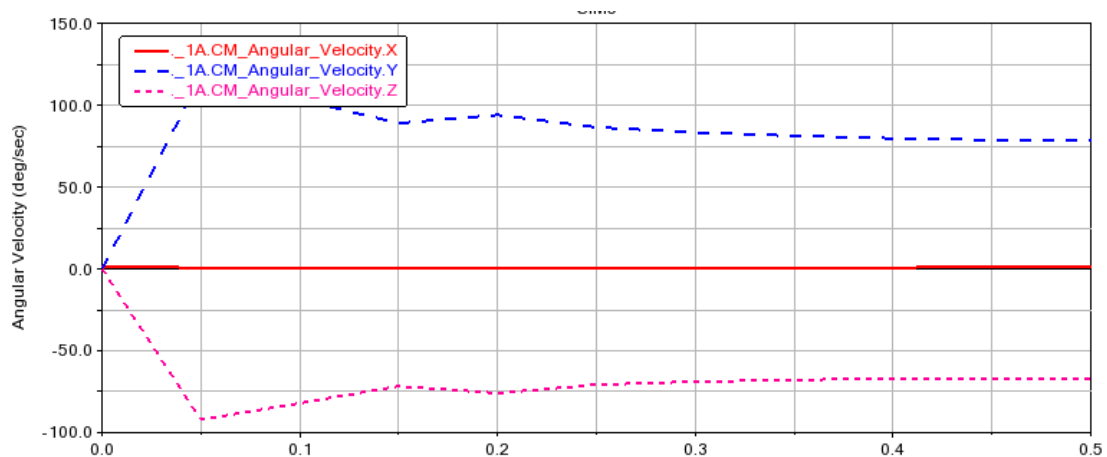


Ilustración 9-4: Velocidad angular, falange distal del pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Similar al caso de la velocidad lineal existe una simetría entre las curvas de velocidad angular en los ejes Y y Z, asimismo existe un incremento brusco desde cero debido al tirón inicial del cable. La velocidad angular en X es cero ya que el eje de giro de la falange está en el plano YZ.

4.1.1.8. Velocidad angular falange proximal del dedo pulgar

A continuación, se indica la curva de velocidad angular del centro de gravedad de la falange proximal del dedo pulgar.

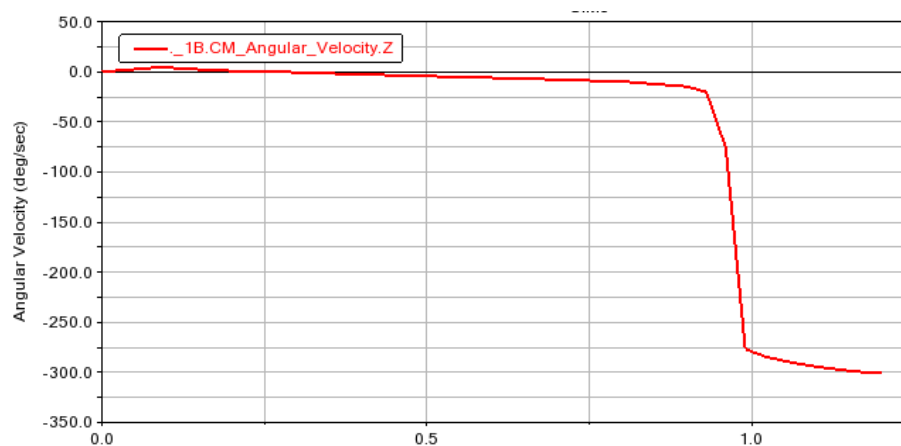


Ilustración 10-4: Velocidad angular, falange proximal del pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Aquí también se observa ese comportamiento brusco de la rotación de la falange, en una fracción de segundo presenta un incremento, para posteriormente estabilizarse.

4.1.2. Aceleraciones

En esta sección se muestran los resultados de la aceleración lineal y angular del centro de masa de las falanges media y proximal de los dedos de la prótesis.

4.1.2.1. Aceleración lineal falange distal de los cuatro dedos

A continuación, se muestran las curvas de aceleración lineal del centro de masa de las falanges distales de los cuatro dedos

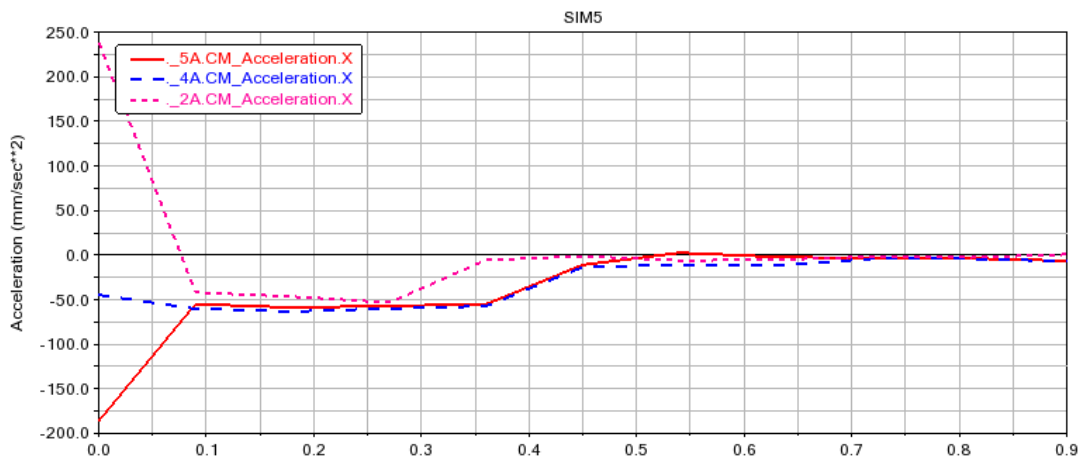


Ilustración 11-4: Aceleración lineal en x, falange distal, índice, anular y meñique.

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

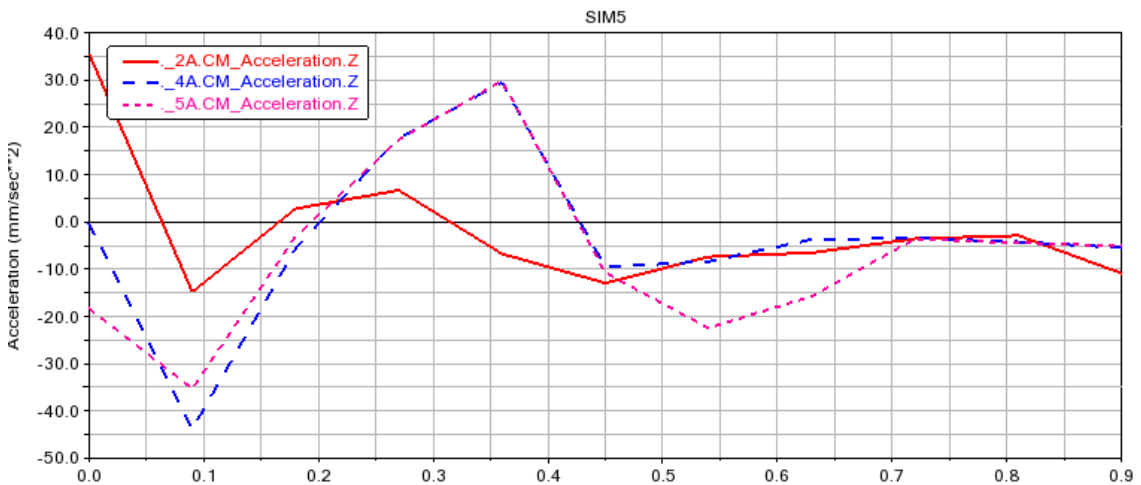


Ilustración 12-4: Aceleración lineal en z, falange distal, índice, anular y meñique.

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

En las ilustraciones anteriores se observa un comportamiento intermitente al inicio del movimiento, con una tendencia a estabilizarse, siendo la aceleración en z la presente cambios más bruscos en la curva. La curva de aceleración lineal de la falange correspondiente al dedo medio tiene un valor inicial demasiado elevado en comparación con las demás falanges, lo que dificulta hacer una comparación más precisa; por esta razón no se indica esta grafica.

4.1.2.2. Aceleración lineal falange proximal de los cuatro dedos

A continuación, se muestran las curvas de la aceleración lineal del centro de masa de la falange proximal de los cuatro dedos.

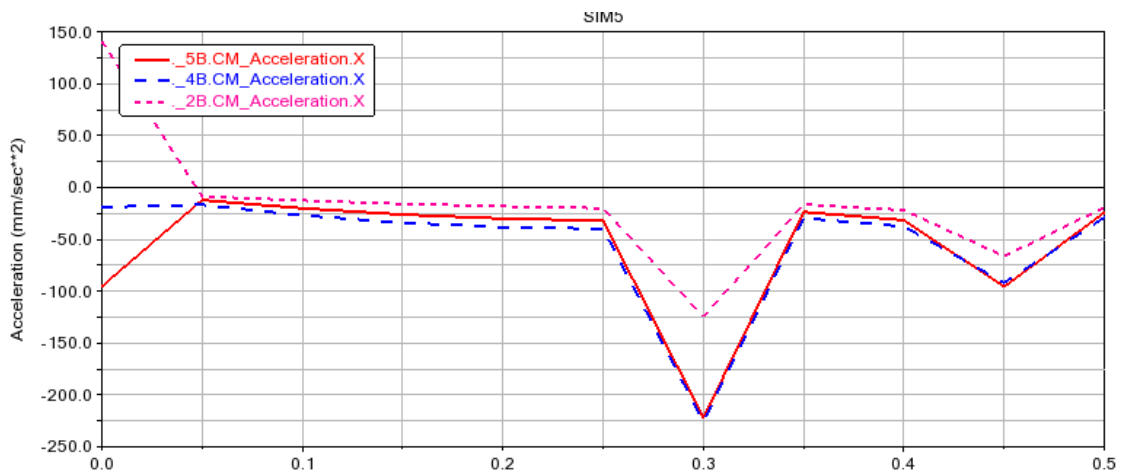


Ilustración 13-4: Aceleración lineal en x de la falange proximal de los cuatro dedos.

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

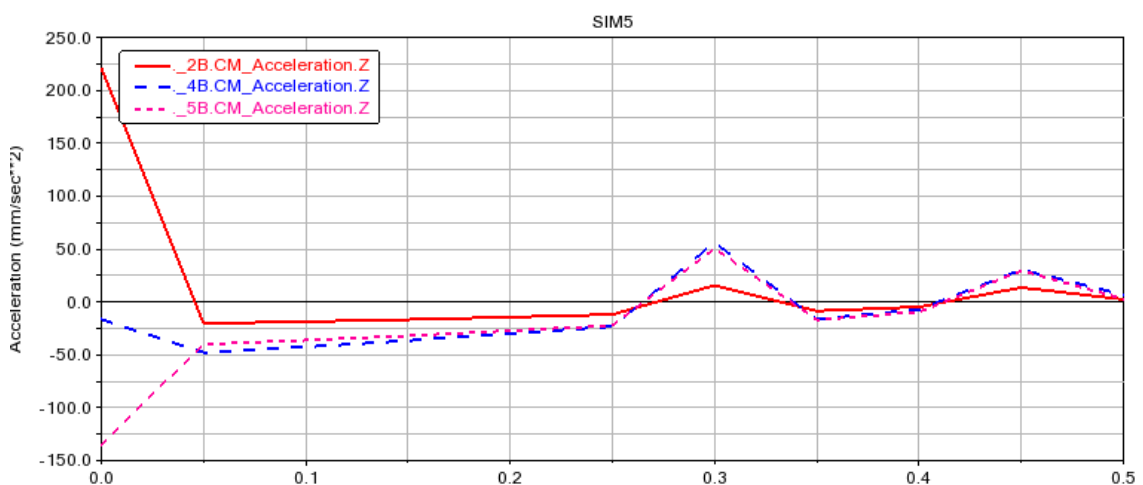


Ilustración 14-4: Aceleración lineal en z de la falange proximal de los cuatro dedos.

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

En las ilustraciones anteriores se observa una depresión y prominencia de en la aceleración en x y z respectivamente, que si se compara con la gráfica de velocidad no se observa un efecto en

ella. La falange proximal del dedo anular es la que tiene una aceleración inicial muy inferior a las demás en los dos ejes, posiblemente debido a que el cable que tira de ella no sufre ningún cambio de dirección. No se indica las curvas de la falange correspondiente al dedo medio ya tiene un valor de aceleración inicial sumamente elevado lo que dificulta compararla con las demás curvas.

4.1.2.3. Aceleración lineal falange distal del pulgar

A continuación, se muestra las curvas de aceleración lineal del centro de masa de la falange distal de los cuatro dedos.

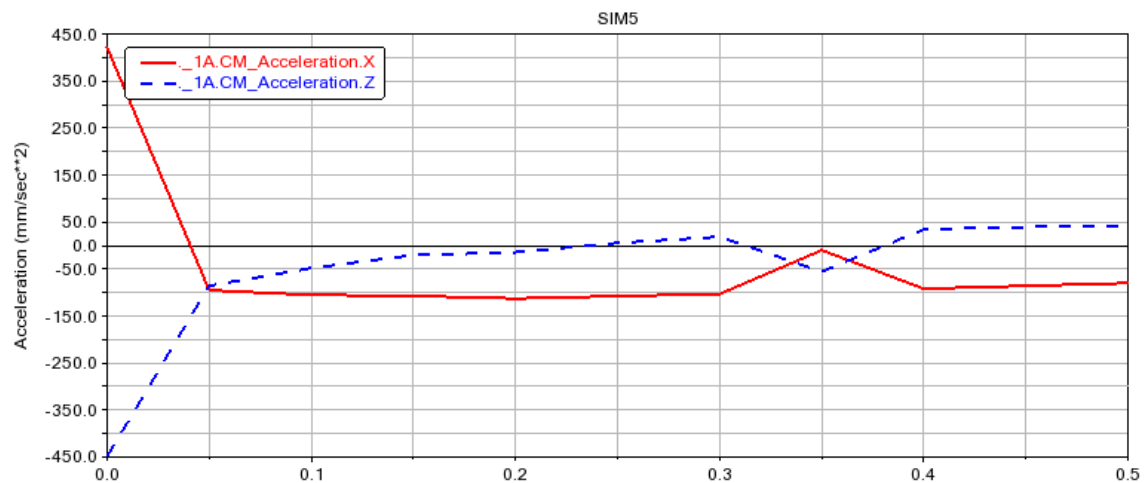


Ilustración 15-4: Aceleración lineal en x y z de la falange distal del dedo pulgar.

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

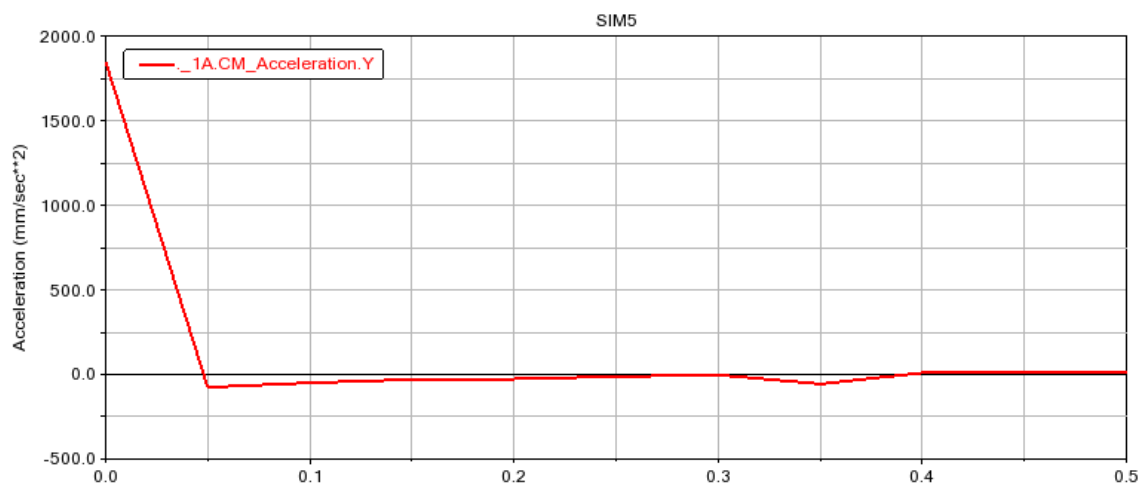


Ilustración 16-4: Aceleración lineal en y de la falange distal del dedo pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

La aceleración lineal en los tres ejes presenta un incremento brusco al inicio del movimiento sien la componente en y la que presenta el valor más elevado.

4.1.2.4. Aceleración lineal falange proximal del pulgar

A continuación, se muestran las curvas de aceleración lineal del centro de masa de la falange proximal del dedo pulgar.

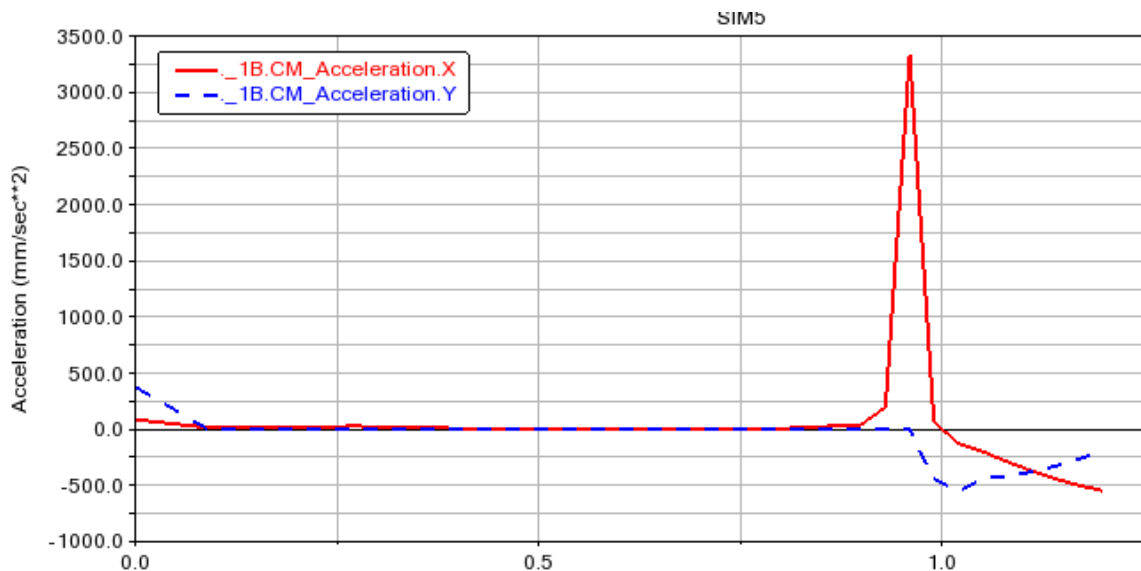


Ilustración 17-4: Aceleración lineal en x y y de la falange distal del pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Es el mismo caso que la velocidad lineal, presenta un elevado valor de aceleración durante el instante de contacto entre las dos falanges, siendo más alto la aceleración x.

4.1.2.5. Aceleración angular falange distal de los cuatro dedos

A continuación, se muestran las curvas de velocidad angular del centro de masa de las falanges distal de los cuatro dedos.

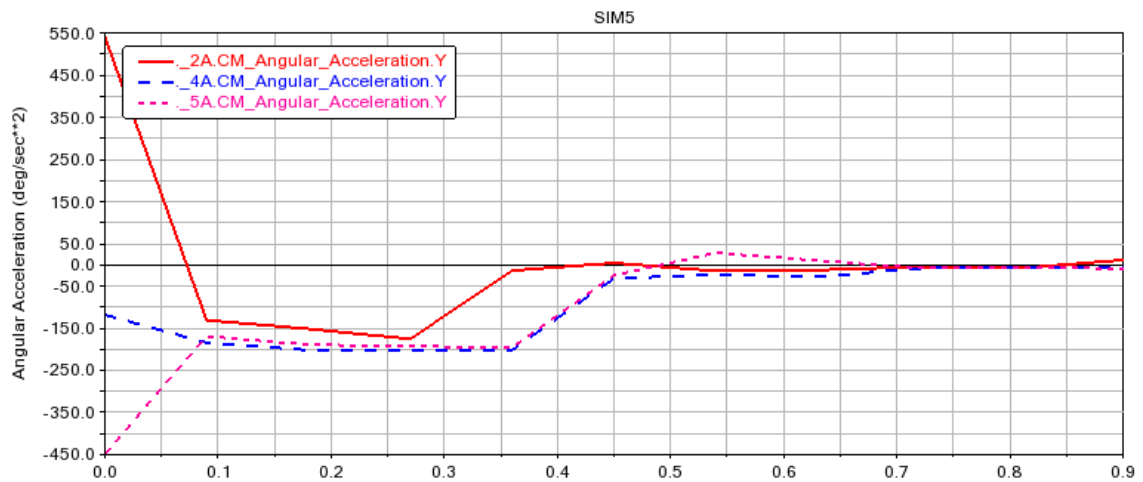


Ilustración 18-4: Aceleración angular, falange distal, del índice, anular y meñique.

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

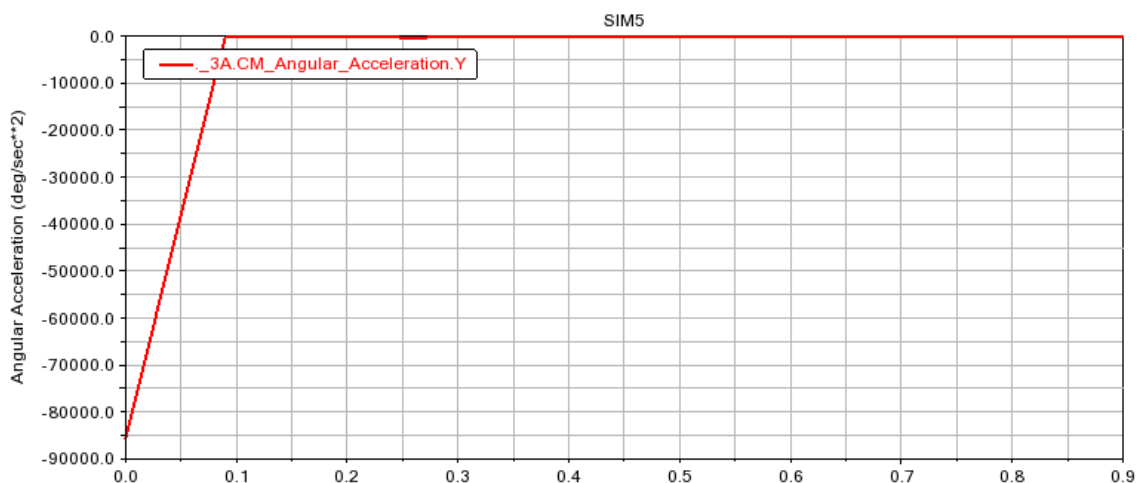


Ilustración 19-4: Aceleración angular, falange distal del dedo medio.

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Tiene un comportamiento similar a la aceleración lineal, con tendencia a estabilizarse en valores cercanos a cero, en el caso de la falange del dedo medio presenta una aceleración angular demasiado elevada en los primeros instantes del movimiento.

4.1.2.6. Aceleración angular falange proximal de los cuatro dedos

A continuación, se muestra las curvas de aceleración angular del centro de masa de la falange proximal de los cuatro dedos.

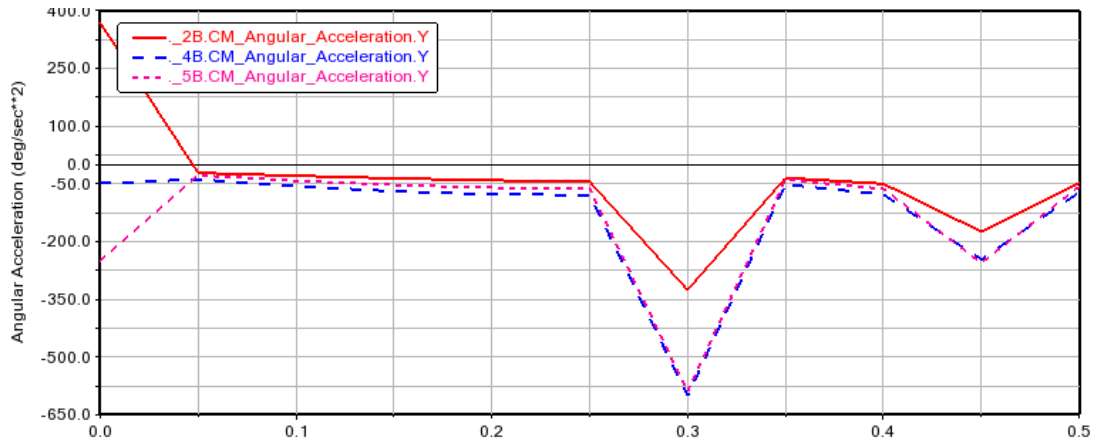


Ilustración 20-4: Aceleración lineal en y de la falange proximal

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Es evidente el salto inicial debido al tirón del cable en los dedos índice y meñique, existe una variación brusca, que en las curvas de velocidad angular no indica una variación evidente. La aceleración angular inicial del dedo medio es demasiado elevada para permitir una comparación precisa con los demás dedos.

4.1.2.7. Aceleración angular falange distal del pulgar

A continuación, se muestra la curva de aceleración angular del centro de masa de la falange distal del dedo pulgar.

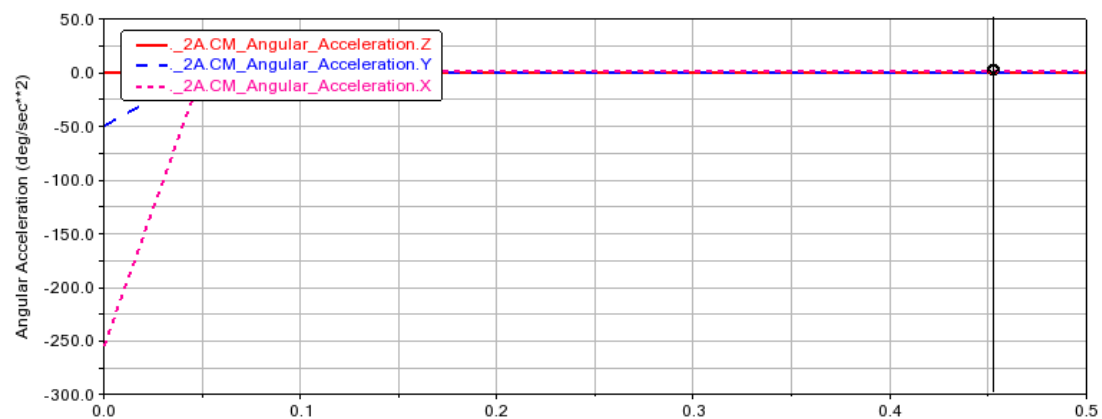


Ilustración 21-4: Aceleración angular, falange distal del dedo pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Durante los primeros instantes del movimiento existe una aceleración angular considerable, más preciso durante el tirón del cable, posteriormente este valor se estabiliza cercano a cero.

4.1.2.8. Aceleración angular falange proximal del pulgar

A continuación, se muestra la curva de aceleración angular del centro de masa de la falange proximal del dedo pulgar.

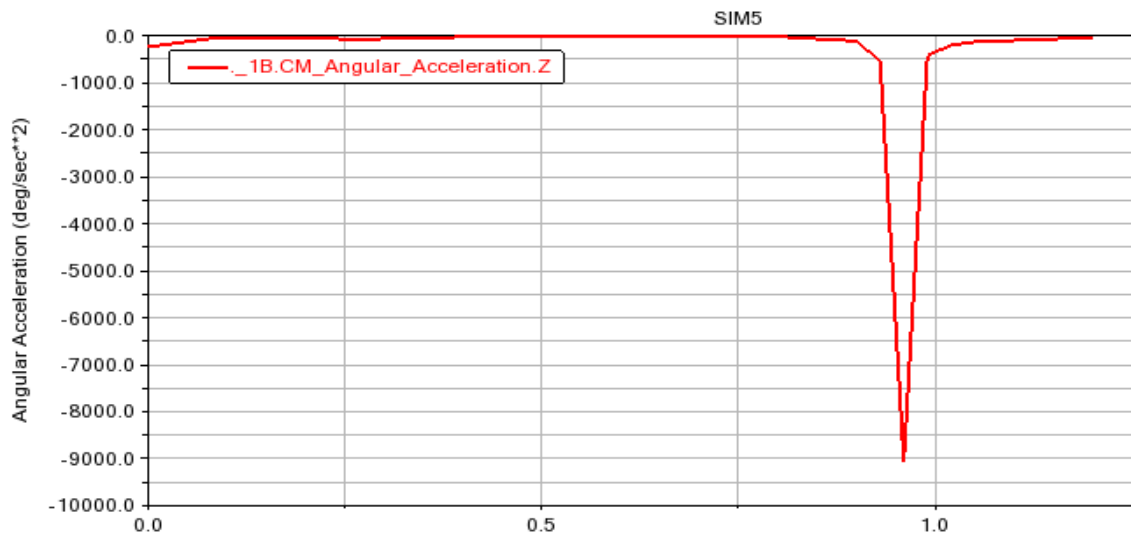


Ilustración 22-4: Aceleración angular, falange proximal del dedo pulgar

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

Inicialmente tiene un valor nulo, hasta el instante de contacto entre las dos falanges donde experimenta una aceleración brusca por un instante, para volver al estado inicial una vez terminada la rotación de la falange.

4.1.3. Torque

En esta sección se indican las curvas de torque para la articulación del codo, y las articulaciones interfalángicas

4.1.3.1. Torque en la articulación del codo.

A continuación, se indica las curvas de torque en los ejes x, y, z de la articulación del codo

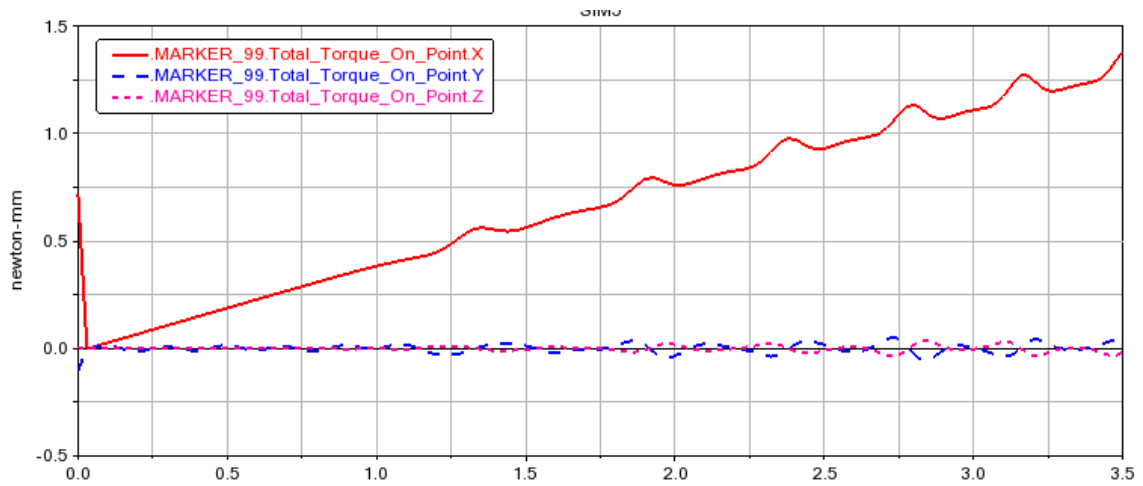


Ilustración 23-4: Torque en x, y, z de la articulación del codo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

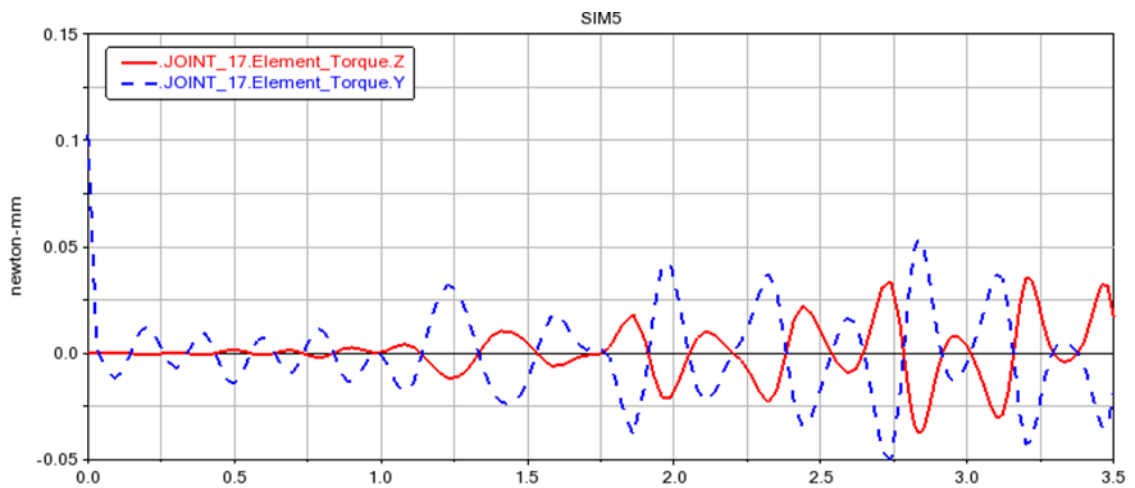


Ilustración 24-4: Torque en y, z de la articulación del codo

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

El torque en x se incrementó con el tiempo a medida que avanza la rotación del codo, teniendo un valor muy superior al torque en los ejes y, z; la existencia de estos últimos con un comportamiento ondulatorio delata un efecto de los cables sobre el cuerpo de la prótesis.

4.2. Validación estructural

Se indican los resultados obtenidos para deformación total, esfuerzo equivalente máximo y factor de seguridad.

4.2.1. Esfuerzo equivalente

Se determina el esfuerzo equivalente máximo, cuyo valor es de 0.0472 MPa, al considerar a la prótesis como una viga empotrada en el muñón se tiene que la región del antebrazo es la más susceptible a la falla.

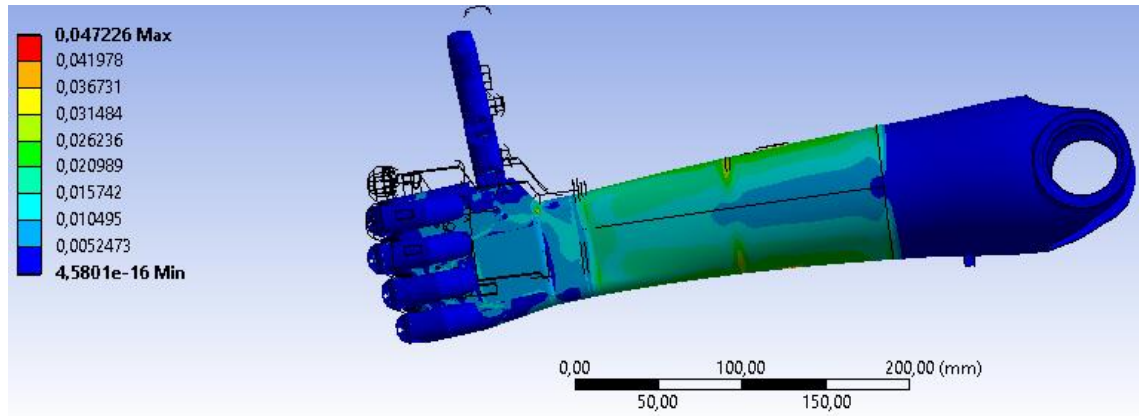


Ilustración 25-4: Esfuerzo máximo equivalente

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

4.2.2. Deformación total

Se observa que la deformación máxima es 0.0081 mm en la región de las falanges de los cuatro dedos, también se ilustra el desplazamiento desde la posición natural de la prótesis.

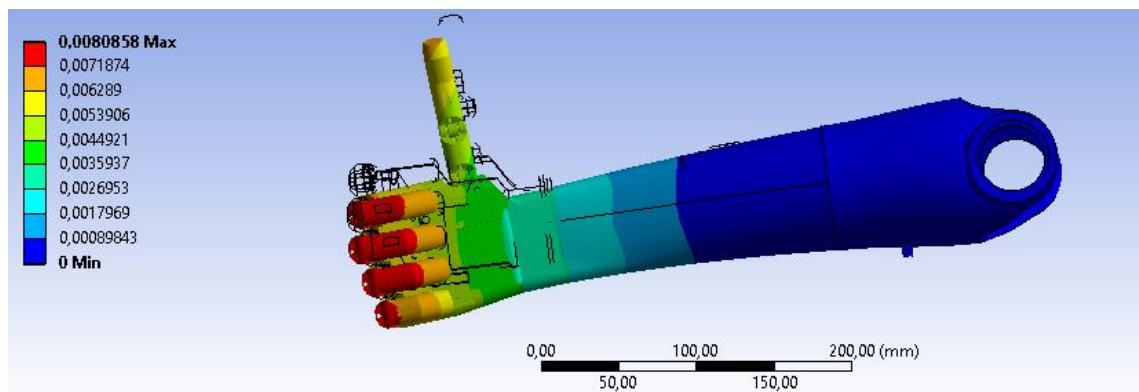


Ilustración 26-4: Resultados de deformación

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

4.2.3. Factor de seguridad

En la ilustración que se muestra a continuación se indican el factor de seguridad para una carga de un kg a levantar por la prótesis, donde la región más propensa a la falla es la unión del tercio medio con el tercio distal del antebrazo, sin embargo, se garantiza su funcionamiento adecuado ya que tiene un factor de seguridad de 2.95.

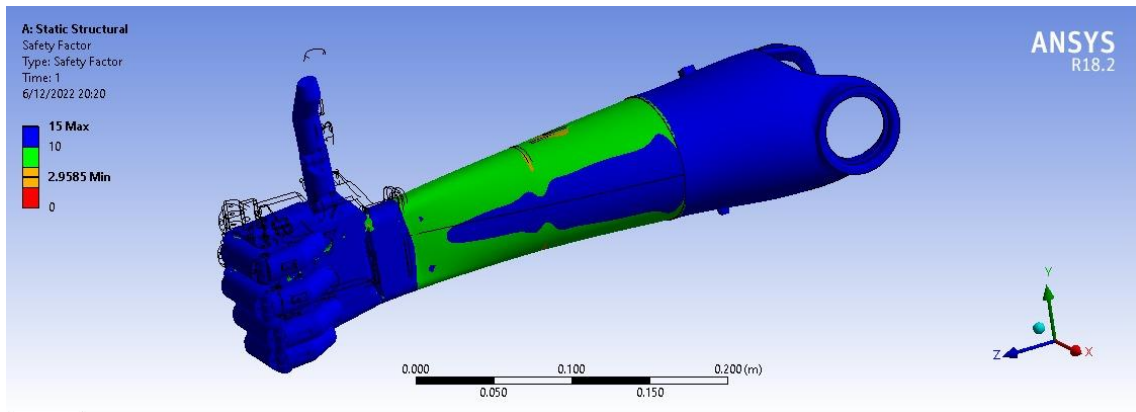


Ilustración 27-4: Resultados de factor de seguridad

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

4.3. Resultados de pruebas de funcionamiento

Una vez impresos y ensamblados los diferentes componentes de la prótesis, hasta hacerla operativa, se realizan varias pruebas ergonómicas y de funcionamiento.

Ergonómicamente la prótesis se adapta adecuadamente a un brazo de una persona masculina adulta y no interfiere significativamente en la motricidad normal. Además de la adecuación con el soporte de hombro deportivo, que permite a todo el conjunto un mayor rango de ajuste al cuerpo del usuario.

Funcionalmente la prótesis realiza las funciones prensiles de los 4 dedos de la mano y el pulgar de forma independiente como fue diseñado.

Para las pruebas de sujeción de objetos se realiza un protocolo de prueba que se indica en el anexo; a continuación, se indica una tabla resumen con los resultados obtenidos.

Tabla 1-4: Resumen de las pruebas de funcionamiento

Objeto/ prueba/ movimiento	Resultado
Toma de objetos ligeros	
Taza	Insatisfactorio
Botella	Satisfactorio
Pesas ligeras	Satisfactorio
Toma de objetos moldeables	
Plastilina	Satisfactorio
Toma de objetos delicados	
Huevo	Insatisfactorio
Toma de objetos pequeños	
Uva	Insatisfactorio
Botón	Insatisfactorio
Moneda	Insatisfactorio
Toma de objetos comunes	
Cuchara	Insatisfactorio
Tenedor	Insatisfactorio
Movimiento dinámico	
Tomar objetos	Satisfactorio
Ubicar lego	Insatisfactorio
Escritura	
Computador	Insatisfactorio
Esfero	Insatisfactorio
Dibujo	Insatisfactorio

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

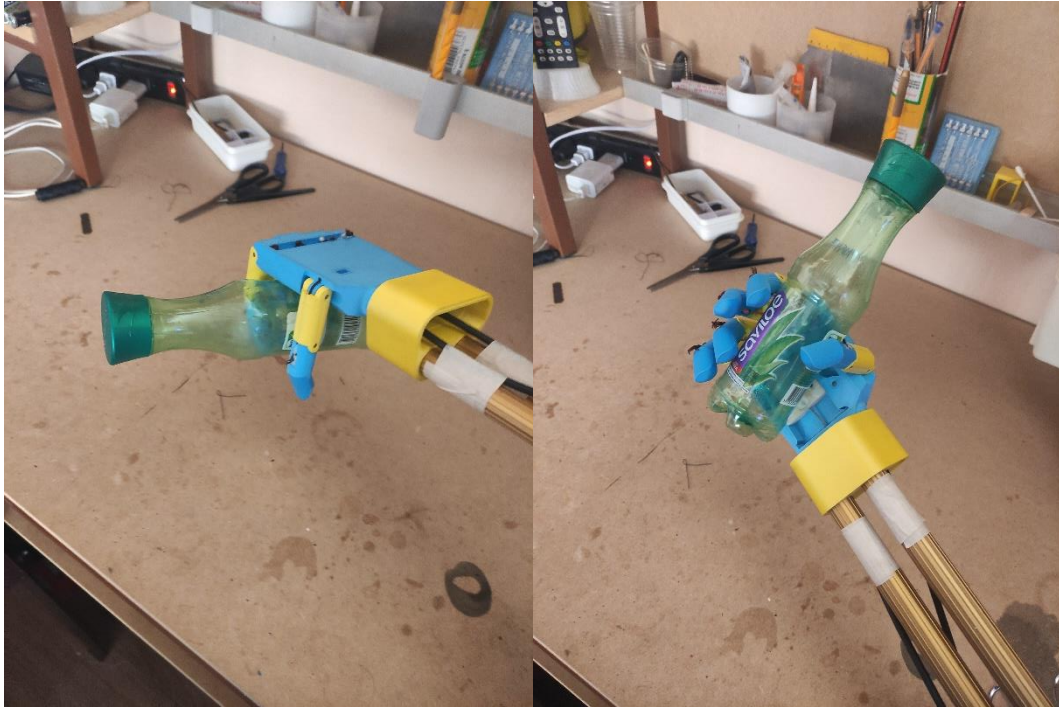


Ilustración 28-4: Función prensil durante las pruebas de funcionamiento

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022

CONCLUSIONES

El inicio del movimiento de rotación de las falanges provocado por la tensión de los cables, es brusco, esto es evidente en las curvas de velocidad lineal y angular donde en los primeros instantes del movimiento la gráfica alcanza su pico máximo.

Como ya era esperado por la disposición de la pieza móvil de la palma, los cables de las falanges no presentan la misma orientación, lo que implica que no existe la misma tensión para todos los dedos; esto sumado a la diferente longitud de cada dedo, hace que no exista una rotación coordinada de las falanges proximales.

Ya que el punto de anclaje de los cables accionadores de los dedos está ubicado en las falanges distales, las falanges proximales tienen una ligera tendencia a rotar en sentido opuesto, cosa que se corrige con un tope en la palma que restrinja la rotación en el sentido no deseado.

En el caso particular de la falange proximal del dedo pulgar, esta empieza a rotar en el instante que existe contacto con el tope de la falange distal cuando esta ha rotado 90° , lo que provoca una rotación violenta, que se manifiesta con una elevación brusca de la curva de velocidad lineal en una pequeña fracción de tiempo.

Por la configuración geométrica del dedo pulgar, así como la disposición de la trayectoria del cable y la naturaleza del movimiento corporal accionador, tiende a producirse una ligera flexión del cuerpo de la prótesis al momento que se genera la tensión que rota las falanges del pulgar.

El análisis estructural demostró que el sistema soporta la carga de 1 kg, también indicando el elemento sometido mayor esfuerzo con un factor de seguridad de 2.95, que al considerar a la prótesis como una viga empotrada en el muñón resulta ser el antebrazo en la unión del tercio medio con el tercio distal, por lo tanto, esta requiere ser la estructura más robusta.

La función prensil de los cuatro dedos de la mano de la prótesis se realiza por la flexión del codo presenta una mayor resistencia a la inicialmente esperadas debido a la fricción las superficies de los materiales que se deslizan entre sí.

El costo total del proyecto es 716.25 dólares, un valor bastante menor a una prótesis con accionamiento electrónico desarrolladas en proyectos o disponibles en el mercado, este valor incluye el desarrollo tanto de la prótesis como del prototipo para pruebas.

La adopción de un modelo de prueba de prótesis que pueda ser utilizado individuos que no tengan discapacidad como los diseñadores de las mismas, permite la iteración rápida de modelos y acelera el proceso de diseño, llegando a un producto final de mayor calidad y sin incomodar a pacientes y personas discapacitadas.

La mayoría de complicaciones que se encontraron durante el desarrollo de las pruebas de funcionamiento del prototipo, se deben a la falta de fricción durante la interacción de los objetos con la superficie plástica de los dedos, lo que genera que el agarre de los mismos no sea confiable. Este problema puede ser resuelto con la inclusión de un recubrimiento de goma o el uso de almohadillas en las yemas de los dedos de la prótesis.

La prótesis cumple su cometido de ser una alternativa practica para cumplir las funciones básicas que necesita persona discapacitada y ser una plataforma adaptable para más investigaciones y desarrollos

Las pruebas de funcionamiento dieron resultados satisfactorios en la toma de objetos de tamaño mediano, ligeros y moldeables, sin embargo, en pruebas que requieran un control individual de cada dedo como son la toma de objetos pequeños y la escritura los resultados son insatisfactorios. Lo cual no invalida el desarrollo de este proyecto.

RECOMENDACIONES

Se debe avanzar más en estudios antropológicos en la población de la provincia enfocados en la obtención de datos relevantes para el diseño de prótesis, se requieren más información acerca de rangos de movimiento y fuerzas promedio en cada articulación de los miembros superiores.

No descartar la investigación y desarrollo de prótesis de accionamiento mecánico, sobre las prótesis eléctricas, ya que su funcionamiento simple y bajo costo permiten una mayor accesibilidad para los pacientes.

La prótesis es susceptible a mejorar, por la tanto sería un buen avance el desarrollar otras características que le permitan obtener resultados satisfactorios en la sujeción de objetos pequeños y escritura.

El proceso de diseño debe realizarse de forma iterativa a la par de la fabricación de prototipos que permitan validar los distintos componentes y sus interacciones, apoyándose en las ventajas que los métodos de fabricación aditivo nos permiten en la actualidad.

En la construcción de la prótesis, para una persona que presente la amputación se deben ajustar las dimensiones al paciente, para dar una apariencia estética, en el caso del antebrazo se recomienda un escaneo 3D para definir el contorno del muñón y favorecer la sujeción del encaje, la misma recomendación para la sección de antebrazo faltante y si se opta por sección hueca utilizar un espesor superior a 3mm.

BIBLIOGRAFÍA

ARCE GONZÁLEZ, Carlos. *Niveles de amputación* [blog]. 2005. [Consulta: 10 noviembre 2021]. Disponible en: <http://www.arcesw.com/niveles.htm>.

ARIAS LÓPEZ, Luz. “Biomecánica y patrones funcionales de la mano”. *Morfología*, vol. 4, n°1(2012), (España) pp. 14-24

CABEZAS ARRIBAS, Sergio. Characteritaton of 3D printing parameters. [en línea] (Trabajo de titulación). (Pregrado) Universidad de Valladolid, Valladolid, España. 2017. [Consulta: 2021-10-15]. Disponible en: <https://uvadoc.uva.es/bitstream/TFG-I-576>

CONADIS. *Estadísticas de Discapacidad* [blog]. 2021 [Consulta: 10 noviembre 2021]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>

CONADIS. *Ley orgánica de discapacidades* [blog]. 2012 [Consulta: 10 noviembre 2021]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec>

CONTRERAS, Lucía. *El plástico PETG en la impresión 3D* [blog]. 2019. [Consultado: 10 noviembre 2021]. Disponible en: <https://www.3dnatives.com/es/el-plastico-petg-en-la-impresion-3d-181220192/>

DORADOR GONZÁLEZ, Jesús; RÍOS MURILLO, Patricia; FLORES LUNA, Itzel; & JUÁREZ MENDOZA, Ana “Robótica y prótesis inteligentes”. *Revista digital universitaria*, vol. 6, n° 1 (2005) pp. 1–15.

DRAKE, Richard; WAYNE VOGL, A.; & MITCHELL, Adam. *Gray Anatomía Básica*. 2ª ed. Barcelona-España: Elsevier, 2018. ISBN: 978-849-1132-57-8, pp. 382-394

ESTRADA APOLO, Omar David. Diseño y construcción de una prótesis ergonómica de antebrazo y mano derecha por medio de tecnologías de escaneo 3D, modelado CAD e impresión 3D. [en línea] (Trabajo de titulación). (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. 2020. [Consulta: 2021-11-09]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/14305>.

GÓMEZ GARCÍA, M. *Anatomía VI. Anatomía funcional del miembro superior. Anatomía de la mano* [blog]. [Consulta: 7 noviembre 2021]. Disponible en:

<https://www.portalesmedicos.com/publicaciones/articulos/387/3/Anatomia-VI.-Anatomia-funcional-del-miembro-superior.-Anatomia-de-la-mano.-Apuntes-de-enfermeria>.

MARCHANTE, Alicia. *Guía completa: el TPU en la impresión 3D* [blog]. 2020. [Consultado: 10 noviembre 2021]. Disponible en: <https://www.3dnatives.com/es/guia-completa-tpu-040620202/>

MOORE, Keith; DAILEY, Arthur. *Anatomía con orientación clínica*. 5ª ed. México DF-México: Panamericana, 2007. ISBN: 978-968-7988-89-4, pp. 733-734

OCAMPO, M.L.; HENAO, L.M.; & VÁSQUEZ, L. Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física. 2010.

OTTOBOCK. Information for upper limb amputees and their families. [blog]. 2013 [Consulta: 3 noviembre 2021]. Disponible en: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/information-for-upper-limb-amputees-and-their-families/>.

PUGLISI, L.; & MORENO, H. “Prótesis robóticas”. *Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial*, (2006), (España) pp. 1–2.

RIBA, C. *Diseño concurrente*. Barcelona-España: Departamento de ingeniería mecánica ETSEIB – UPC, 2002

SHIGLEY, Joseph; & UIKER, John. *Teoría de máquinas y mecanismos*. México-México: McGraw Hill. 1988, ISBN: 978-451-297-X, pp. 13-14

TIERRA LLANGA, Alan Marcelo. Desarrollo de una prótesis mioeléctrica de brazo de bajo costo, para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica. [en línea] (Trabajo de titulación) (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. [Consulta: 9 noviembre 2021]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/8994>.

VILADOT, R.; COHI, O.; & CLAVELL, S. “Ortesis y prótesis del aparato locomotor”. *Columna vertebral*. 1992

VIOSCA, Enrique & PRAT, Jaime. *Guía de uso y prescripción de productos ortoprotésicos a medida*. Valencia-España: Instituto de Biomecánica de Valencia, 1999. pp. 126.

ZAMBUDIO PERIAGO, Ramón. *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas.* Barcelona-España: Elsevier, 2009, pp. 139-145

ZÚÑIGA GUADALUPE, Andrés Sebastián. Desarrollo, construcción y pruebas de un prototipo de prótesis automatizada (brazo izquierdo) por medio de sensores electromusculares [en línea] (Trabajo de titulación) (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. 2018. [Consulta: 9 noviembre 2021]. Disponible en: <http://dspace.espoch.edu.ec/handle/123456789/9451>.

ANEXO A: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS IMPRESORA CREALITY ENDER 3 PRO



Impresora 3D de Filamento

Nombre	Creality Ender 3 Pro
Tecnología	FDM (Modelado por deposición de material fundido) Tipo: Cartesiana
Software de Laminado	CURA
Formatos de Archivo	STL, OBJ, AMF
Altura de capa	0.2 – 0.4 mm Nozzel: 0.4mm
Velocidad de impresión	60 - 100 mm/s
Precisión de la impresión	+/- 0.1 mm
Materiales de Trabajo	PLA, ABS, TPU, PETG
Volumen de Impresión	Largo: 220 mm Ancho: 220 mm Alto: 250 mm
Electrónica	Input: AC 110v 60Hz Placa Base: Propietaria de Creality 16 bits

Fuente: Creality

ANEXO B: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS ELEGOO MARS 2 PRO

Descripción: La geometría, tamaño y tolerancias de la pieza propuesta como tensor de los hilos de nylon hace que sea imposible generar el objeto real mediante impresión 3D FDM como el resto de elementos planteados anteriormente. Para solucionar este problema se incorporó al proceso de construcción la tecnología de Impresión con resina MSLA. Esta tecnología permite obtener piezas de alta precisión geométrica a una escala mucho menor de lo posible con la impresión FDM, y a pesar de que este tipo de impresiones tienden a ser el doble que de FDM, si consideramos el tamaño y número de piezas necesarias, el coste total del proyecto no es afectado significativamente.



Impresora 3D de Resina

Nombre	ELEGOO Mars 2 Pro
Tecnología	Curado mediante luz ultravioleta
Software de Laminado	ChituBox
Altura de capa	0.01 – 0.2 mm
Velocidad de impresión	30 – 50 mm/h
Precisión del eje Z	0.00125 mm
Resolución en ejes XY	0.05 mm (Resolución de 1620*2560)
Volumen de Impresión	Largo: 129 mm Ancho: 80 mm Alto: 160 mm
Fuente Lumínica	Luz Ultravioleta Integrada Longitud de onda: 405 nm

Fuente: Elegoo

ANEXO C: ESPECIFICACIONES DE LA RESINA



Datos de la resina

Material principal	Resina UV
Capacidad	1KG
Longitud de onda ultravioleta	365 – 410 nm
Resistencia a flexión	50 – 65 MPa
Resistencia a la tensión	36 – 45 MPa
Resistencia al impacto	25 J/m
Viscosidad (a 25 °C)	150 – 200 mPa*s
Densidad en estado líquida	1.05 – 1.25 g/cm ³
Densidad en estado sólido	1.05 – 1.25 g/cm ³
Dureza (Medida con durómetro Shore)	82 D
Módulo de flexión	1200 – 1600 MPa
Elongación	8 – 12 %
Resistencia distorsión por temperatura	65 – 70 °C (0.45 MPa)

Fuente: Anycubic

ANEXO D: ESPECIFICACIONES DE FILAMENTO



Datos de Filamento

Material principal	PLA
Capacidad	1KG
Diámetro de Filamento	1.75 mm
Tolerancia diametral	0.05 mm
Resistencia a flexión	103 MPa
Resistencia a la tensión	49 MPa
Resistencia al impacto	5.1 J/m a 23°C
Módulo de flexión	3150 MPa
Elongación	3 - 4 %
Temperatura de Transición vítrea	95 °C
Temperatura de extrusión recomendada	190 – 220 °C
Temperatura de cama recomendada	40 – 60 °C

ANEXO E: PROTOCOLO DE PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

**PROTOCOLO DE PRUEBA DEL PROTOTIPO DE DOS GRADOS DE LIBERTAD
ACCIONADO POR CABLES PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL
ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

FACULTAD	MECÁNICA
CARRERA	MECÁNICA
PROVINCIA	CHIMBORAZO
CIUDAD	RIOBAMBA
LUGAR	
FECHA DE PRUEBA	2022-07-21

DATOS DE PROTOTIPO DE PRUEBA

N° de falanges	2 por cada dedo
N° de articulaciones móviles	2 por cada dedo
Muñeca móvil	No
Movimiento accionador del pulgar/	Antepulsión del hombro
Movimiento accionado de los cuatro dedos	Flexión del codo
Material (dedos)	PETG
Material (encaje)	
Material (cable)	

1. TOMA DE OBJETOS LIGEROS

Datos:

Periodo de prueba: 14H00 – 14H15

Objetos: taza, botella

Resultados y observaciones:

Taza: Insatisfactorio

Botella: Satisfactorio

Pesas lajeras: Satisfactorio

2. TOMA DE OBJETOS MOLDEABLES

Datos:

Periodo de prueba: 14H15 – 14H30

Objetos: Plastilina

Resultados y observaciones:

Plastilina: Satisfactorio

3. TOMA DE OBJETOS DELICADOS

Datos:

Periodo de prueba: 14H30 – 14H45

Objetos: Huevo

Resultados:

Huevos: Insatisfactorio

4. TOMA DE OBJETOS PEQUEÑOS

Datos:

Periodo de prueba: 14H45 – 15H00

Objetos: uva, botón, moneda

Resultados y observaciones:

Botón: No aplica

Uva: No aplica

Moneda: No aplica

5. TOMA DE OBJETOS COMUNES

Datos:

Periodo de prueba: 15H00 – 15H15

Objetos: cuchara, tenedor

Resultados y observaciones:

Cuchara: Insatisfactorio

Tenedor: Insatisfactorio

6. MOVIMIENTO DINÁMICO

Datos:

Periodo de prueba: 15H15 – 15H30

Movimientos: tomar objetos y ubicar lego

Resultados y observaciones:

Toma de objetos: **Satisfactorio**

Ubicación de lego: **Insatisfactorio**

7. ESCRITURA

Datos:

Periodo de prueba: 15H30 – 15H45

Tipo de escritura: en computador, con esfero, dibujo

Resultados y observaciones:

Computador: No aplica

Esfero: No aplica

Dibujo: No aplica

OBSERVACIONES

Con respecto a las pruebas de “toma de objetos pequeños” y de “escritura”, nuestro prototipo no es el adecuado para realizar dichas pruebas, ya que desde su diseño no se consideró el movimiento independiente del dedo índice y un ángulo menor de 90° relativo del dedo pulgar con respecto a la palma de la mano. Estos factores son los más relevante en la motricidad fina de la mano al realizar movimientos de precisión por una acción de pinza entre el dedo índice y el pulgar, mientras el resto de los dedos se cierran y sirven solo de soporte.

ANEXO F: PLANOS

A continuación, se indica la codificación de los planos:

Código: Facultad Mecánica - Carrera Mecánica - Área Diseño - Prótesis de Mano Mecánica -
Plano (Ensamblaje/Pieza/Ajustes) (Nº Grupo) - Plano Nº - Año

Códigos	Hoja	Descripción
FM-CM-AD-PMM-PE01-P01-2022	A3	Plano de Ensamblaje General - Vistas y cotas - Explosionado y Lista de Sub-ensamblajes
FM-CM-AD-PMM-PE02-P01-2022	A3	Plano de Ensamblaje CODO - Vistas y Medidas - Explosionado + Lista de partes
FM-CM-AD-PMM-PA02-P01-2022	A4	Plano de Ajustes CODO - Notas con Ajustes
FM-CM-AD-PMM-PP02-P01-2022	A4	Plano de Pieza: Antebrazo
FM-CM-AD-PMM-PP02-P02-2022	A4	Plano de Pieza: Brazo
FM-CM-AD-PMM-PP02-P03-2022	A4	Plano de Pieza: Eslabón
FM-CM-AD-PMM-PP02-P04-2022	A4	Plano de Pieza: Reten
FM-CM-AD-PMM-PE03-P01-2022	A3	Plano de Ensamblaje MANO - Vistas y medidas - Explosionado + Lista de partes
FM-CM-AD-PMM-PA03-P01-2022	A4	Plano de Ajustes MANO - Notas con ajustes
FM-CM-AD-PMM-PP03-P01-2022	A4	Plano de Pieza: Falanges Distal y Medio
FM-CM-AD-PMM-PP03-P02-2022	A4	Plano de Pieza: Pulgar Distal y Medio
FM-CM-AD-PMM-PP03-P03-2022	A4	Plano de Pieza: Palma
FM-CM-AD-PMM-PP03-P04-2022	A4	Plano de Pieza: Acople
FM-CM-AD-PMM-PP03-P05-2022	A4	Plano de Pieza: Carro deslizante y Tensor
FM-CM-AD-PMM-PP03-P06-2022	A4	Plano de Pieza: Cubierta de Palma

Realizado por: Borja, Marlon y Coba, Santiago, 2022