

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**DISEÑO DE UNA PRÓTESIS MECÁNICA PARA**  
**AMPUTACIONES PARCIALES DE DEDO**

**Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Biomédico**

Autor:

**César Sebastián Carrillo Ramírez**

Asesor:

**Dante Angel Elias Giordano**

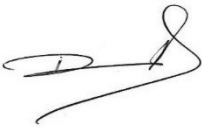
Lima, enero, 2024

## Informe de Similitud

Yo, Dante Angel Elias Giordano, docente de la Facultad de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor(a) de la tesis/el trabajo de investigación titulado DISEÑO DE UNA PRÓTESIS MECÁNICA PARA AMPUTACIONES PARCIALES DE DEDO, del autor César Sebastián Carrillo Ramírez, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 14%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 15/06/2024.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 18 de junio de 2024

Apellidos y nombres del asesor / de la asesora: Elias Giordano, Dante Angel	
DNI: 10142907	Firma 
ORCID: <a href="https://orcid.org/0000-0001-5920-9608">https://orcid.org/0000-0001-5920-9608</a>	

## RESUMEN

En el presente documento se presenta el diseño, pretotipado (prueba de concepto) y verificación funcional cinemática en el desarrollo de una prótesis para amputaciones parciales de dedo índice siguiendo la metodología de diseño VDI 2221. El dispositivo creado permite realizar los movimientos de flexión y extensión usando la energía cinética de la falange restante del dedo índice.

El diseño de la prótesis es totalmente mecánico, es decir que usa la energía cinética de la falange restante del dedo para ser activado. Para realizar los movimientos de flexión y extensión se usó mecanismos por cable, en este caso se usaron dos tipos de cable: uno rígido y uno elástico. El cable rígido es usado para dirigir la energía cinética desde la falange restante del dedo hacia la prótesis y el cable elástico es usado para almacenar energía potencial cuando la prótesis se encuentra totalmente en flexión; esta energía es liberada cuando la prótesis deja de estar en flexión. El diseño de la prótesis incluye un mecanismo de pivot para permitir el giro de las falanges.

Finalmente, se verificó la funcionalidad de la prótesis. Primero, se creó un protocolo de pruebas, para que las pruebas puedan ser repetibles y reproducibles, y un parante para la prótesis, para mantener fija la prótesis. Seguido de ello, se realizaron los videos activando la prótesis y se seleccionó el de mejor resolución. Por último, se procesó el video en el software Kinovea, como resultado se consiguió datos y gráficas de los ángulos de flexión, velocidad angular y aceleración angular de las articulaciones de la prótesis. Los resultados de este análisis cinemático demostraron que la prótesis alcanza ángulos de flexión máxima de  $84^\circ$ ,  $92.2^\circ$  y  $76.75^\circ$  en las articulaciones metacarpofalángicas, interfalángicas proximales e interfalángicas distales (MCP, PIP y DIP respectivamente), lo cual está dentro de los rangos permitidos según la literatura. Además, las gráficas de velocidad y aceleración angular son comparables con las encontradas en la literatura, demostrando la repetitividad de los datos encontrados. Teniendo en cuenta ello, se demostró la funcionalidad de la prótesis y que este simula el movimiento natural de los dedos.



*A mi padre César Carrillo Medina, Q.E.P.D., por su cariño y apoyo durante toda mi vida. Su recuerdo es mi motor para ser un mejor ingeniero día a día.*

*A mi mamá, Madeleine Ramírez Rodríguez, y mi hermana, Natalia Micaela Carrillo Ramírez, por su amor y apoyo en el día a día.*

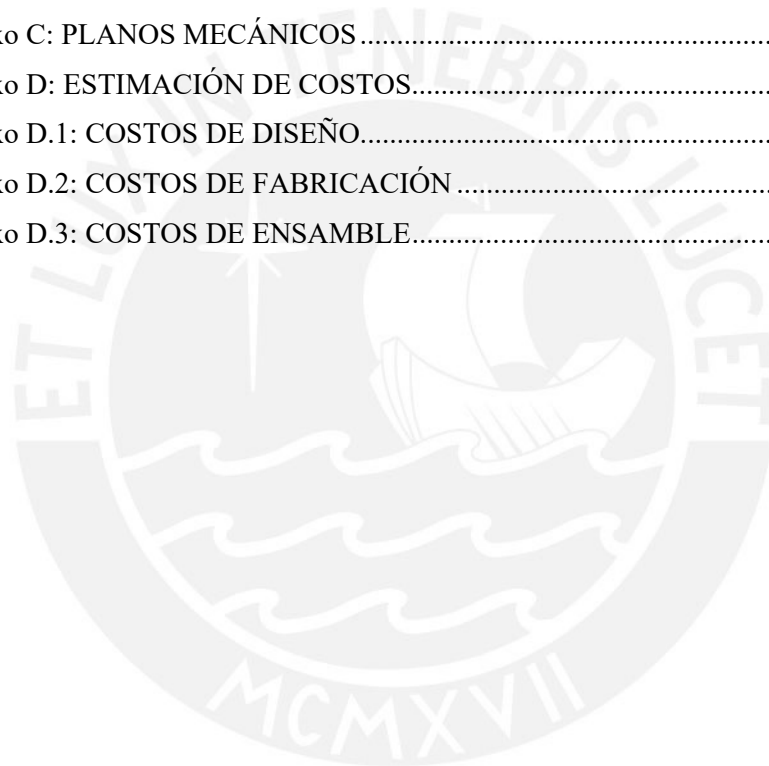
*A mis abuelos Ortencia y Jesus, por ser mis mentores en toda mi vida.*

## ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN .....	i
DEDICATORIA .....	ii
ÍNDICE DE TABLAS .....	vi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vii
LISTA DE SÍMBOLOS.....	xi
INTRODUCCIÓN .....	1
I. ANATOMÍA, FISIOLOGÍA Y BIOMECÁNICA DE LA MANO .....	4
1.1 Anatomía de la mano.....	4
1.1.1 Huesos .....	4
1.1.2 Articulaciones de los dedos .....	5
1.1.3 Músculos de los dedos.....	6
1.2 Biomecánica del dedo.....	7
1.2.1 Cinemática del dedo .....	7
1.2.2 Cinética del dedo .....	11
1.3 Amputaciones de dedo .....	14
1.3.1 Las amputaciones .....	14
1.3.2 Tipos de amputaciones de dedo.....	14
1.3.3 Complicaciones de amputación de dedo .....	15
1.3.4 Cambios fisiológicos .....	15
1.4 Tratamiento de amputaciones.....	17
1.4.1 Prótesis .....	17
1.4.2 Complicaciones .....	17
II. ESTADO DE TECNOLOGÍA EN PROTESIS PARCIALES DE DEDO .....	19
2.1 Tecnologías comerciales .....	19
2.1.1 Tecnologías comerciales peruanas .....	19
2.1.2 Tecnologías comerciales extranjeras .....	21
2.2 Tecnologías no comerciales.....	24
2.2.1 Open source.....	24
2.2.2 Investigaciones .....	25
III. DISEÑO CONCEPTUAL .....	27
3.1 Requerimientos de diseño.....	27
3.1.1 Necesidades de usuario.....	27
3.1.2 Requerimientos de diseño.....	28
3.2 Alternativas de solución .....	30

3.2.1	Estructura de funciones .....	30
3.2.2	Matriz morfológica .....	33
3.2.3	Conceptos de solución.....	35
3.2.4	Evaluación de los conceptos de solución .....	38
3.2.5	Mejora y detalle de la solución.....	42
IV.	CONSIDERACIONES Y DISEÑO MECÁNICO .....	43
4.1	Consideraciones preliminares.....	43
4.1.1	Consideraciones generales.....	43
4.1.2	Consideraciones antropométricas .....	43
4.1.3	Consideraciones físicas .....	48
4.1.3.1	Consideraciones físicas de fricción.....	48
4.1.3.2	Consideraciones físicas de pesos .....	49
4.1.3.3	Consideraciones de deformación .....	49
4.1.4	Consideraciones cinéticas.....	49
4.1.5	Consideraciones cinemáticas.....	49
4.1.5.1	Consideraciones en la flexión - extensión.....	50
4.1.5.2	Consideraciones en la abducción - aducción .....	53
4.2	Diseño mecánico .....	54
4.2.1	Dimensionamiento de la prótesis.....	54
4.2.2	Dimensionamiento y selección de los cables.....	56
4.2.2.1	Selección de los cables .....	57
4.2.2.2	Dimensionamiento de los cables.....	57
4.2.3	Diseño de la prótesis.....	59
V.	ENSAMBLE Y PRUEBAS.....	66
5.1	Protocolo de impresión y ensamble.....	66
5.1.1	Impresión 3D.....	66
5.1.2	Post procesamiento y ensamble.....	70
5.2.	Protocolo experimental para verificación de desempeño cinemático.....	78
5.2.1	Pruebas de desempeño.....	78
5.2.2	Protocolo experimental de desempeño .....	78
5.2.2.1	Materiales.....	78
5.2.2.2	Ambiente de pruebas .....	81
5.2.2.3	Procedimiento del protocolo experimental .....	81
5.3	Análisis de datos.....	82
VI.	RESULTADOS Y OBSERVACIONES .....	84
6.1	Resultados.....	84
6.1.1	Ángulos .....	84

6.1.2 Velocidad angular.....	85
6.1.3 Aceleración angular.....	86
6.2 Discusión de los resultados .....	87
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES .....	90
CONCLUSIONES .....	92
BIBLIOGRAFÍA .....	94
A N E X O S .....	98
Anexo A: DISEÑOS PRELIMINARES .....	98
Anexo A.1: DISEÑOS PRELIMINAR 1.....	99
Anexo A.2: DISEÑOS PRELIMINAR 2.....	101
Anexo B: PARAMETROS DE IMPRESIÓN 3D .....	103
Anexo C: PLANOS MECÁNICOS .....	110
Anexo D: ESTIMACIÓN DE COSTOS.....	117
Anexo D.1: COSTOS DE DISEÑO.....	118
Anexo D.2: COSTOS DE FABRICACIÓN .....	118
Anexo D.3: COSTOS DE ENSAMBLE.....	119



## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1: Rango de amplitudes de cada articulación en los 5 dedos en el movimiento flexión-extensión por Coupier .....	10
Tabla 1.2: Rango de amplitudes de cada articulación en los 5 dedos en el movimiento abducción-aducción por Coupier .....	11
Tabla 3.1: Requerimientos de diseño con apoyo de la terapeuta Rossangela Huangal .....	30
Tabla 3.2: Matriz morfológica de la solución .....	34
Tabla 3.3: Criterios de evaluación técnicas y justificación del puntaje a cada concepto de solución. ....	39
Tabla 3.4: Evaluación técnica de los conceptos de solución .....	40
Tabla 3.5: Criterios de evaluación económicas y justificación del puntaje a cada concepto de solución .....	40
Tabla 3.6: Evaluación económica de los conceptos de solución.....	41
Tabla 3.7: Puntajes de los criterios de los conceptos de solución.....	41
Tabla 4.1: Medidas de la antropometría de la mano según Asadujjaman.....	44
Tabla 4.2: Medidas antropométricas de los dedos según Habib & Kamal .....	45
Tabla 4.3: Medidas antropométricas a usar.....	47
Tabla 4.4: Ángulos de flexión - extensión mínimos y máximos del dedo índice según Coupier	50
Tabla 4.5: Ángulo de abducción – aducción mínimos y máximos de la articulación MCP dedo índice según Coupier .....	54
Tabla 4.6: Medidas antropométricas del dedo índice derecho y la mano de César Sebastián Carrillo Ramírez.....	55
Tabla 4.7: Explicación de las características del muñón y su explicación.....	60
Tabla 4.8: Explicación de las características de la falange medial y su explicación. Tomando como referencia la Figura 4.16 .....	63
Tabla 4.9: Explicación de las características de la falange distal y su explicación. Tomando como referencia la Figura 4.17. ....	65
Tabla 5.1: Parámetros más importantes para la impresión de la prótesis 3D definidos por personal de SALAVEO PUCP .....	68
Tabla 5.2: Herramientas para el post procesamiento de la prótesis .....	70
Tabla 5.3: Herramientas necesarias para realizar el post procesamiento de la prótesis .....	71
Tabla 5.4: Materiales necesarios para realizar las pruebas cinemáticas.....	79
Tabla 6.1: Ángulos máximos y mínimos de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis..	85
Tabla 6.2: Velocidad angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis.....	85
Tabla 6.3: Aceleración angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis.....	86
Tabla 6.4: Desplazamiento angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis comparado con lo encontrado por Coupier.....	87
Tabla 6.5: Velocidad angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis comparado con lo encontrado por Berceanu .....	88
Tabla 6.6: Aceleración angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis comparado con lo encontrado por Berceanu. ....	88



## ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1: Anatomía de la mano con huesos por Netter.....	5
Figura 1.2: Dedo extendido con las articulaciones nombradas y ubicadas por Netter.....	6
Figura 1.3: Cuatro movimientos principales de los dedos por Condy .....	6
Figura 1.4: Ángulos en las articulaciones: (a) ángulos MCP, PIP y DIP en el dedo índice, (b) ángulos TM, MCP, DIP en el dedo pulgar.....	8
Figura 1.5: Ejes X, Y y Z representados en una mano: (a) Ejes cardinales en una vista anterior de la mano, (b) Ejes cardinales en una vista dorsal de la mano .....	8
Figura 1.6: Movimiento sinusoidal de los ángulos de flexión y extensión de las articulaciones con respecto al tiempo de los dedos índice y pulgar: (a) ángulos de Flexión y extensión de la articulación TM en el pulgar, (b) ángulos de Flexión y extensión de la articulación MCP en el pulgar, (c) ángulos de Flexión y extensión de la articulación DIP en el pulgar, (d) ángulos de Flexión y extensión de la articulación MCP en el índice, (e) ángulos de Flexión y extensión de la articulación PIP en el índice, (f) ángulos de Flexión y extensión de la articulación DIP en el índice [Cerveri, 2007].....	9
Figura 1.7: Ángulos de flexión-extensión de la articulación MCP de los 5 dedos: (a) movimiento en el dedo pulgar (FI), (b) movimiento en el dedo índice (FII), (c) movimiento en el dedo medio (FIII), (d) movimiento en el dedo anular (FIV), (e) movimiento en el dedo meñique (FV) [Coupier, 2016].....	10
Figura 1.8: Ángulos de abducción-aducción de la articulación MCP de los 5 dedos: (a) movimiento en el dedo pulgar (FI), (b) movimiento en el dedo índice (FII), (c) movimiento en el dedo medio (FIII), (d) movimiento en el dedo anular (FIV), (e) movimiento en el dedo meñique (FV) [Coupier, 2016].....	11
Figura 1.9: Variables físicas a analizar en la yema de los dedos, la presión (P), el esfuerzo cortante en el eje X (Sx) y el esfuerzo cortante en el eje Y (Sy) por Hale.....	12
Figura 1.10: Gráficas de P, Sx y Sy para el análisis del dedo índice. (a) movimiento de presionar-arrastrar-levantar, (b) movimiento de presionar-empujar-levantar por Hale .....	13
Figura 1.11: Gráficas de P, Sx y Sy en la prueba de agarrar-levantar-mantener-soltar con los 5 dedos. (a) Gráfico de presión, (b) Gráfico de esfuerzo cortante en X, (c) Gráfico esfuerzo cortante en Y por Hale .....	13
Figura 1.12: Pérdida de funcionalidad de la mano según nivel de amputación por Rondinelli .....	16
Figura 2.1: Prótesis creada por Latbionics.....	20
Figura 2.2: Prótesis con codo articulado creada por la empresa PixedCorp.....	20
Figura 2.3: Prótesis parciales de dedo creada por Partial Hand Solutions: (a) Partial M-Fingers, (b) M-Fingers [Partial hand solutions, s.f.].....	21
Figura 2.4: Prótesis parcial Point Digit mini creada por Point Designs.....	22
Figura 2.5: Prótesis parcial MCPDriver de Naked Prosthetics .....	23
Figura 2.6: Prótesis parcial X-Finger creada por Dan Didrick: (a) Prótesis de Didrick sin cubierta, (b) Prótesis de Didrick sin cubierta en flexión, (c) Prótesis de Didrick con cubierta, (d) Prótesis de Didrick en flexión con cubierta [Didrick Medical Inc., s.f.].....	23
Figura 2.7: Prótesis parciales de dedo Open Source: (a) Prótesis Open Source de Rangel [Rangel, 2016], (b) Prótesis de Rangel en flexión, (c) Prótesis open source de Edmuno [Edmuno,2016], (d) Prótesis de Edmuno en flexión.....	24

Figura 2.8: Prótesis con doble enlace de cuatro barras con cables: (a) prótesis impresa, (b) Modelado 3D de la prótesis completa, (c) mecanismo de funcionamiento de los dedos índice, medial, anular y meñique, (d) mecanismo de funcionamiento del pulgar [Bustamante, 2018] .....	25
Figura 2.9: Prótesis creada para amputaciones parciales de dedo a nivel MCP: (a) Diseño 3D de la prótesis, (b) Vista dorsal de la prótesis en la mano del paciente, (c) Paciente realizando terapia para aprender a usar la prótesis, (d) Paciente usando la prótesis en una laptop [Young, 2019] .....	26
Figura 3.1: Caja negra de la solución con las entradas y salidas .....	31
Figura 3.2: Estructura de funciones de la prótesis .....	32
Figura 3.3: Bocetos del concepto solución 1: (a) Boceto de la prótesis en la cara dorsal de la mano, (b) Boceto de la prótesis en la cara palmar de la mano, (c) Boceto de la prótesis en la cara sagital de la mano, (d) Boceto de la prótesis activada en la cara sagital de la mano.....	35
Figura 3.4: Bocetos del concepto solución 2: (a) Boceto de la prótesis en la cara dorsal de la mano, (b) Boceto de la prótesis en la cara palmar de la mano, (c) Boceto de la prótesis en la cara sagital de la mano, (d) Boceto de la prótesis activada en la cara sagital de la mano .....	36
Figura 3.5: Bocetos del concepto solución 3: (a) Boceto de la prótesis en la cara dorsal de la mano, (b) Boceto de la prótesis en la cara palmar de la mano, (c) Boceto de la prótesis en la cara sagital de la mano, (d) Boceto de la prótesis activada en la cara sagital de la mano.....	37
Figura 3.6: Análisis de las 3 soluciones usando el criterio técnico y económico según la norma VDI 2225 .....	41
Figura 3.7: Cambios en el montaje y seguro realizados a la solución escogida: (a) Vista dorsal, (b) Vista palmar .....	42
Figura 4.1: Medidas antropométricas de la mano según Asadujjman.....	45
Figura 4.2: Medidas antropométricas de las falanges que fueron tomadas por Habib & Kamal .....	45
Figura 4.3: Tabla de medidas antropométricas realizadas por León. Siendo el espesor de los dedos la medida 54 y el ancho de los dedos la medida 42.....	46
Figura 4.4: Variables que serán medidas en el dedo índice del voluntario. Ancho de la falange proximal (AMCP), ancho de la medial (APIP), ancho de la falange distal (ADIP), largo del dedo índice (LDI), largo de la falange proximal (LMCP), largo de la falange medial (LPIP), largo de la falange distal (LDIP), ancho de la mano (AM), espesor de la falange proximal (EMCP), espesor de la falange medial (EPIP) y espesor de la falange distal (EDIP).....	47
Figura 4.5: Fricciones identificadas en la prótesis.....	48
Figura 4.6: Se muestra las gráficas cinemáticas de las articulaciones MCP, PIP y DIP del dedo índice según Coupier (2016), las líneas discontinuas son los ángulos máximos y mínimos que se encontró al realizar las pruebas. ....	50
Figura 4.7: Gráficas cinemáticas de las articulaciones MIP, DIP y PIP: (a) Gráfica de velocidad angular de las articulaciones MIP, DIP y PIP ( $\Phi_1$ , $\Phi_2$ y $\Phi_3$ respectivamente), (b) Gráfica de velocidad angular de las articulaciones MIP, DIP y PIP ( $\Phi_1$ , $\Phi_2$ y $\Phi_3$ respectivamente) ....	51
Figura 4.8: Representación del dedo índice para la realización de los cálculos cinemáticos. ....	52
Figura 4.9: Ecuaciones cinemáticas de las articulaciones del dedo en la flexión y extensión: (a) Articulación MCP, (b) Articulación PIP, (c) Articulación DIP.....	52
Figura 4.10: Gráfica cinemática de abducción - aducción de la articulación MCP del dedo índice según Coupier et al. (2016). ....	54

Figura 4.11: Bocetos en diferentes proyecciones a mano alzada con las dimensiones de cada parte de la prótesis: (a) Vista lateral del muñón, (b) Vista superior de muñón, (c) Vista lateral de la prótesis medial, (d) Vista superior de la prótesis medial, (e) Vista lateral de la prótesis distal, (f) Vista superior de la prótesis distal.....	55
Figura 4.12: Bosquejos del recorrido de los cables en la prótesis: (a) prótesis en reposo, (b) prótesis en flexión y fuerzas asociadas, (c) prótesis en flexión y fuerzas asociadas.....	56
Figura 4.13: Bosquejo de la prótesis y los recorridos de los cables tipo B con sus longitudes .....	58
Figura 4.14: Bosquejo de la mano y el recorrido del cable tipo A con sus longitudes .....	58
Figura 4.15: Muñón de la prótesis en diferentes vistas de proyección. (a) Muñón desde una vista anterolateral superior, (b) muñón desde una vista posterolateral superior, (c) Muñón desde una vista lateral, (d) muñón desde la vista anterior.....	60
Figura 4.16: Prótesis medial en diferentes vistas de proyección: (a) Vista posterolateral superior de la prótesis medial, (b) Vista anterolateral superior de la prótesis medial, (c) Vista posterolateral inferior de la prótesis medial, (d) Vista lateral de la prótesis medial, (e) Vista frontal de la prótesis medial, (f) Cubierta de la falange medial, (g) Vista lateral de la prótesis con la cubierta, (h) Vista anterolateral superior de la prótesis con la cubierta .....	62
Figura 4.17: Prótesis distal en diferentes vistas de proyección: (a) Vista posterolateral superior de la prótesis distal, (b) Vista anterolateral superior de la prótesis distal, (c) Vista posterolateral inferior de la prótesis distal, (d) Vista lateral de la prótesis distal, (e) Vista lateral de la prótesis distal con su cubierta, (f) Vista anterolateral superior de la prótesis distal con su cubierta, (g) cubierta de la prótesis distal.....	64
Figura 4.18: Prótesis completa en modelado 3D: (a) Vista lateral de la prótesis con sus cubiertas, (b) Vista anterolateral superior de la prótesis con sus cubiertas, (c) Vista posterolateral inferior de la prótesis con sus cubiertas.....	65
Figura 5.1: Pre-procesamiento de las impresiones en el Software Netfabb: (a) Pre-Procesamiento de las partes de la prótesis MCP, muñequera, muñón, PIP y soporte, (b) Pre-Procesamiento de las partes de la prótesis soporte 2, cubierta DIP, Cubierta PIP y DIP .....	67
Figura 5.2: Procesamiento digital 3D e impresión de la prótesis: (a) Procesamiento de la prótesis sin soporte en el software Ultimaker, (b) Procesamiento de la prótesis con soporte en el software Ultimaker, (c) Proceso de impresión 3D de la prótesis, (d) Proceso finalizado de la impresión 3D de la prótesis.....	69
Figura 5.3: Post procesamiento de la prótesis impresa en 3D: (a) Componentes de la prótesis impresos en 3D sin remover el soporte, (b) Componentes de la prótesis impresos en 3D luego del post procesamiento.....	70
Figura 5.4: Herramientas necesarias para el ensamble de la prótesis: alicate de corte, alicate de presión, kit de destornilladores, kit de limas con mango, alambre metálico de calibre 20, hilo tipo nylon de grosor 0.5 mm, hilo elástico de 1 mm de grosor, engrapadora, pegamento tipo triz y rollo de velcro.....	71
Figura 5.5: Falange distal y medial ensamblados con la viga metálica .....	72
Figura 5.6: Proceso del ensamble del hilo elástico entre la falange distal y falange medial: (a) Hilo elástico anclado en la viga de la falange distal y pasando por sus canaletas, (b) Hilo elástico anclado tanto en la viga de la falange distal y la falange medial .....	73
Figura 5.7: Muñón ensamblado a la falange medial .....	73
Figura 5.8: Ensamble del hilo elástico entre la falange distal y el muñón.....	74
Figura 5.9: Proceso del ensamble del hilo elástico entre la falange distal y el muñón. ....	75

Figura 5.10: Ensamble total del hilo rígido: (a) Hilo rígido ensamblado completamente en toda la prótesis, vista de proyección de la cara inferior, (b) Hilo rígido ensamblado completamente en toda la prótesis, vista de proyección de la cara superior. ....	75
Figura 5.11: Prótesis ensamblada totalmente con las cubiertas .....	76
Figura 5.12: Muñequera ensamblada en la prótesis.....	76
Figura 5.13: Falange MCP ensamblada en la prótesis .....	77
Figura 5.14: Prótesis ensamblada al soporte.....	77
Figura 5.15: Prótesis y soporte completamente ensamblados.....	78
Figura 5.16: Soporte y la muñequera de la prótesis en diferentes vistas de proyección. (a) Vista posterolateral superior del soporte de la prótesis, (b) Vista lateral del soporte de la prótesis, (c) Vista anterolateral superior de la muñequera de la prótesis, (d) Vista lateral de la muñequera de la prótesis, (e) Unión del soporte, muñequera y prótesis ensambladas en una vista anterolateral superior, (f) Unión del soporte, muñequera y prótesis ensambladas en una vista anterolateral inferior.....	80
Figura 5.17: Representación a mano alzada del ambiente donde se harán las pruebas de la prótesis. Se muestra la tela negra, parante de prótesis, marcadores de prótesis, prótesis, celular y trípode de celular.....	81
Figura 5.18: Último instante de la flexión de la prótesis, $\theta_1$ es el ángulo de flexión máximo de la articulación MCP, $\theta_2$ es el ángulo de flexión máximo de la articulación PIP y $\theta_3$ es el ángulo de flexión máximo de la articulación DIP .....	83
Figura 6.1: Gráficas de los tres ángulos con respecto al tiempo de las articulaciones MCP (rojo), PIP (amarillo) y DIP (verde) .....	85
Figura 6.2: Gráfica de la velocidad angular con respecto al tiempo de las articulaciones MCP (rojo), PIP (amarillo) y DIP (verde). .....	86
Figura 6.3: Gráficas de la aceleración angular con respecto al tiempo de las articulaciones MCP (rojo), PIP (amarillo) y DIP (verde).....	86

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\alpha_{MIP}$  : Aceleración angular de la articulación MIP en  $\text{rad/s}^2$

$\alpha_{PIP}$  : Aceleración angular de la articulación PIP en  $\text{rad/s}^2$

$\alpha_{DIP}$  : Aceleración angular de la articulación DIP en  $\text{rad/s}^2$

$\omega_{MIP}$ : Aceleración angular de la articulación MIP en  $\text{rad/s}$

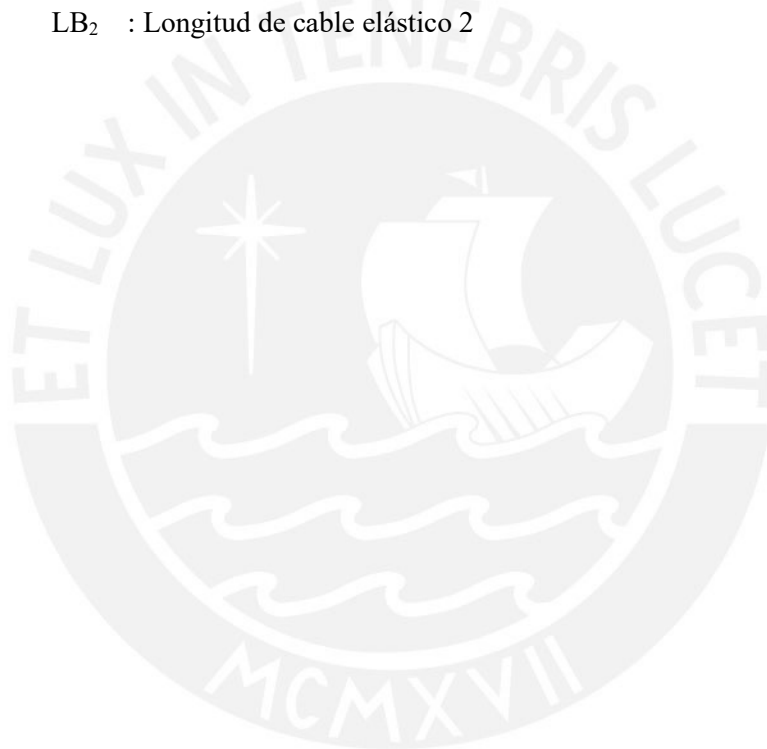
$\omega_{PIP}$  : Aceleración angular de la articulación PIP en  $\text{rad/s}$

$\omega_{DIP}$  : Aceleración angular de la articulación DIP en  $\text{rad/s}$

$\Delta t$  : Tiempo de la flexión – extensión en segundos

$LB_1$  : Longitud de cable elástico 1

$LB_2$  : Longitud de cable elástico 2



## INTRODUCCIÓN

La mano representa el 0.6 % del cuerpo humano [de Leva, 1996] y posee 27 huesos haciéndola una estructura compleja; del mismo modo, los dedos son el aparato funcional de la mano ya que una pérdida de todos los dedos representa una pérdida del 91% de la funcionalidad del miembro superior. La severidad de la amputación depende del dedo y el nivel de la amputación (articulación), se pueden clasificar según el nivel (*MCP, PIP o DIP*)<sup>1</sup>, la pérdida del dedo pulgar a nivel MCP representa una pérdida del 40% de funcionalidad de la mano; la pérdida del dedo índice a nivel MCP, 20%; la pérdida del dedo medio a nivel MCP, 20%; una amputación del dedo anular a nivel MCP, 10% y una amputación del dedo meñique, 10%.

En un estudio del 2007 hecho en Perú se encontró una mayor prevalencia de amputaciones del miembro inferior (78.1%) frente a las amputaciones de miembro superior (21.9%) [Farro et al., 2012]. Otro estudio realizado el 2004 en Perú encontró que existe una prevalencia de amputaciones de miembro superior en los pacientes entre 20 a 45 años de 47.8%. Además, el nivel de amputación más frecuente fue la amputación de dedos en un 31.8% y la causa más frecuente son los accidentes traumáticos (70.5%) [Cotrina, 2005].

Las amputaciones de dedo causan graves complicaciones en aspectos personales, laborales y psicológicos. En lo personal, el paciente pierde la capacidad de socializar y de realizar las actividades cotidianas con normalidad [Treadwell, 2020]. En lo laboral, luego de presentar la discapacidad el 47.35%, retornó a trabajar y el 27.4% dejó de trabajar [Cotrina, 2005]. El 75% de los afectados que trabaja con objetos pesados o requieren el uso de fuerza no pueden volver a trabajar de esta forma y el 26% dejó el puesto de trabajo [Treadwell, 2020]. En lo psicológico, el 94% de las personas con lesiones mutiladas en las manos experimentan síntomas como estrés, trastornos de ansiedad, depresión, dolor y problemas de adaptación [GROB, 2008].

---

<sup>1</sup> MCP: Metacarpophalangeal (Metacarpofalángica)  
PIP: Proximal interphalangeal (Interfalángica proximal)  
DIP: Distal interphalangeal (Interfalángica distal)

Las prótesis son el tratamiento predilecto para las amputaciones, existen tres tipos: estético, mioeléctrico y mecánico. Las prótesis estéticas no devuelven la funcionalidad y pueden costar \$5000, las mioeléctricas son más complicadas aumentando el peso, complejidad de mantenimientos y un mayor costo ya que puede llegar a costar entre \$20000 y \$100000 y, finalmente, las mecánicas son la mejor opción calidad precio ya que su vida útil es mayor a la mioeléctrica y devuelven la funcionalidad a la mano, estas prótesis pueden llegar a costar \$10000 [Denham, 2019].

Un problema del tratamiento es el abandono que puede ser de 30% a 80%, con mayor incidencia en las prótesis parciales de mano, usándola en promedio 9,5 horas al día, siendo lo recomendable 12 horas a más [Østlie, 2011]. Las razones del abandono más comunes son: falta de funcionalidad, falta de confortabilidad, difícil de usar, muy pesado y falta de estética [Biddiss, 2007]. También se debe considerar el tiempo de entrega, una entrega mayor a 3 meses de la amputación, la efectividad del tratamiento disminuye considerablemente [Wright, 1995].

Por lo tanto, teniendo como propósito el mejorar la calidad de vida de los pacientes con amputación parcial de dedo y devolver la funcionalidad a la mano, este trabajo tiene como objetivo el diseño de una prótesis mecánica para amputaciones parciales de dedo índice tipo MCP, con la capacidad de devolver la funcionalidad del dedo amputado aprovechando la movilidad restante de la falange. De este modo, la prótesis será simple de usar y no requerirá de un mantenimiento complejo, procurando la ergonomía del paciente y la estética de la prótesis.

Por lo tanto, se investigará sobre las prótesis mecánicas desarrolladas para amputaciones parciales de dedo y sus tipos. Seguidamente, se evaluarán las tecnologías y componentes de estas prótesis para entender el funcionamiento de la prótesis. Por consiguiente, se evaluarán los requisitos del dispositivo para cubrir las necesidades del usuario y de las partes interesadas (*stake holders*), con la finalidad de plasmar las características en el diseño de la prótesis. Luego, se validará los requisitos con entrevistas con las partes interesadas. Seguido a ello, se propondrán tres opciones de solución y se escogerá la más óptima mediante análisis técnicos y económicos. Finalmente, con la solución final seleccionada, se mejorará el diseño y se realizará los diseños del mecanismo en un software de diseño 3D.

Este trabajo tendrá como objetivo a la población peruana entre 20 a 45 años de estrato socioeconómico A, B y C que no sufran de problemas motrices que impida el movimiento de los dedos. También se considerará solo pacientes que sufrieron una amputación parcial de dedo índice tipo MCP con al menos el 40% de la falange proximal restante. Finalmente, el uso de la prótesis debe ser indicada por un profesional de la salud evaluando la fisiología y el estado de la amputación.

Es importante resaltar que el alcance final de este trabajo es servir de referencia para la creación de tecnologías similares, ya que se proyecta a tener un impacto importante en aspectos sociales, económicos y tecnológicos en el Perú. Como impacto a corto plazo, este trabajo aportará al conocimiento sobre las prótesis parciales de dedo y presentará un diseño de prótesis que puede ser tomada como referencia para futuros productos comerciales. El impacto a largo plazo se dará si este diseño llega al mercado. El primer impacto será en lo económico, ya que se desarrollará el mercado de la venta y producción de prótesis que, lamentablemente, no está tan desarrollado en Perú a la fecha. Luego, habrá impactos sociales, ya que tanto el paciente sentirá más confianza en sí mismo por la recuperación de la funcionalidad del dedo lo cual lo hará volver a relacionarse con el exterior y, además, la sociedad dejará de estigmatizar el uso de una prótesis. Finalmente, existirá un impacto tecnológico en Latinoamérica, ya que será de las primeras prótesis funcionales para amputaciones parciales de dedo producida y vendida en esta región.



## **CAPÍTULO 1**

### **ANATOMÍA, FISIOLÓGÍA Y BIOMECÁNICA DE LA MANO**

En este primer capítulo se mostrará la anatomía de la mano (huesos, músculos y articulaciones) junto con los movimientos fisiológicos de los dedos. Luego, se mostrará la biomecánica (análisis cinemático y cinético) de los dedos. Seguidamente, se mostrará la anatomía de las amputaciones parciales de dedo y la fisiología de las amputaciones parciales de dedo. Finalmente, se hablará de los tratamientos para las amputaciones y sus complicaciones.

#### **1.1. Anatomía de la mano**

La mano junto con los dedos son parte del cuerpo complejas y para poder entenderla se deben explicar los huesos de ambos, las articulaciones de los dedos y los músculos involucrados.

##### **1.1.1. Huesos**

La mano representa solo el 0.6% del cuerpo humano [de Leva, 1996]; sin embargo, posee 27 huesos y se dividen en huesos carpianos (8 huesos), metacarpianos (5 huesos) y falanges (14 huesos). El primer grupo, son la unión entre el antebrazo y la mano, se les puede separar en dos grupos: proximales y distales. Los proximales son la unión directa entre la mano al antebrazo y son los huesos escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. Los distales son aquellos que se encuentran entre los huesos metacarpianos y los metacarpianos proximales, son los huesos trapecio, el trapecoide, el hueso grande y el ganchoso. El segundo grupo, están ubicados entre las falanges y los carpianos

distales, es un hueso por cada dedo y poseen una base (parte proximal), un cuerpo (parte medial) y una cabeza (parte distal). El tercer grupo, está compuesto de 3 huesos en los dedos meñique, anular, medial e índice y 2 en el dedo pulgar. Las falanges más cercanas a los metacarpos se les denomina falanges proximales, a las falanges que se encuentran entre el distal y proximal se le denomina medial (excepto por el dedo pulgar) y a las falanges más distantes se les denomina distales. Estas falanges también poseen una base, un cuerpo y una cabeza [Netter, 2019]. En la Figura 1.1 podemos ver la anatomía de la mano con todos los huesos involucrados.

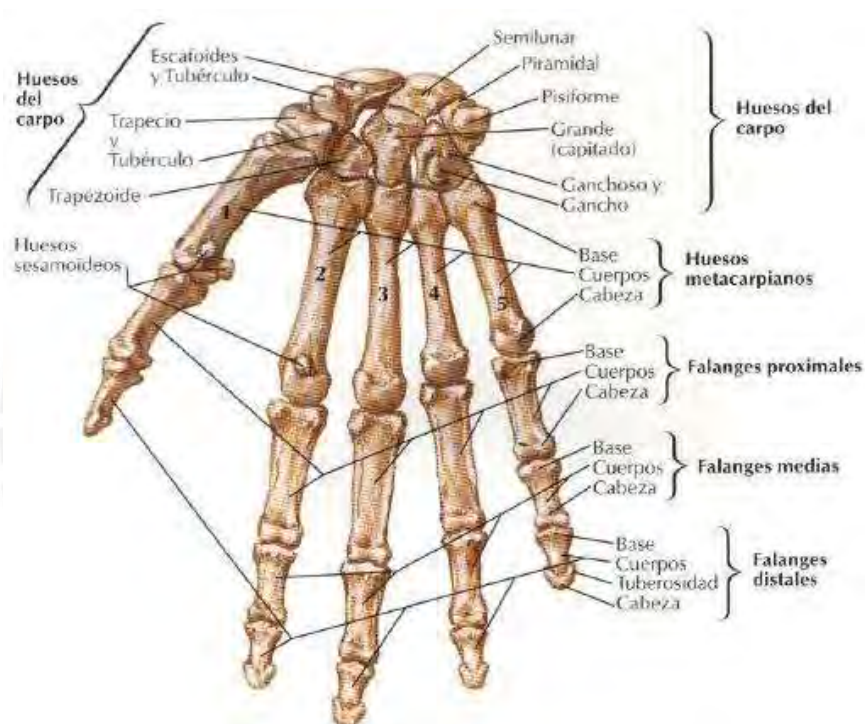


Figura 1.1. Anatomía de la mano con huesos [Netter, 2019]

### 1.1.2. Articulaciones de los dedos

Las uniones entre huesos, 2 o más, se les denomina articulaciones y en los dedos existen 3 tipos: la articulación que une los metacarpos y las falanges proximales se denomina metacarpofalángica (MCP, por sus siglas en inglés), la articulación que une la falange proximal con la medial se denomina articulación interfalángica proximal (PIP, por sus siglas en inglés) y, por último, la articulación que une la articulación medial con la distal se denomina articulación interfalángica distal (DIP, por sus siglas en inglés) [Netter, 2019]. En la Figura 1.2 podemos ver un dedo extendido con las articulaciones.



Figura 1.2. Dedo extendido con las articulaciones nombradas y ubicadas [Netter, 2019]

### 1.1.3. Músculos de los dedos

Los dedos no contienen músculos en sus falanges, ya que todos los movimientos que realizan los dedos son controlados por músculos que empiezan en la mano o en el antebrazo. Los que empiezan en el antebrazo y terminan en la palma son los extrínsecos, mientras que los que empiezan y terminan en la palma son los intrínsecos [Condy, 2020].

Los movimientos fisiológicos de dedo son 4, en el plano sagital son la flexión-extensión y en el plano coronal, abducción-aducción [Drake et al., 2020], como se muestra en la Figura 1.3. La flexión es el movimiento más fuerte ya que es el encargado de realizar la pinza, la cual usamos en el día a día, los músculos encargados de este movimiento son el flexor profundo de los dedos y el flexor superficial de los dedos. La extensión es el movimiento opuesto a la flexión, está controlado por el músculo extensor común de los dedos. Finalmente, la abducción y aducción son los encargados de separar y juntar los dedos, respectivamente, son controlados por los músculos interóseos palmares y dorsales [Condy, 2020].

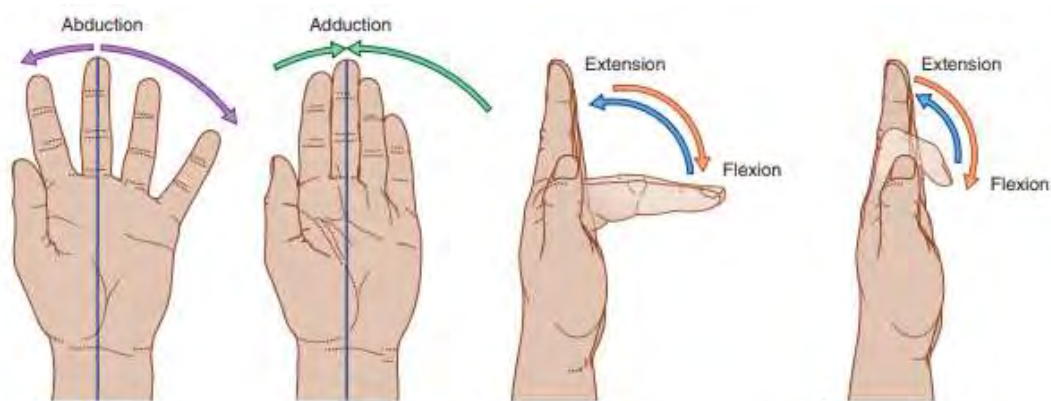


Figura 1.3. Cuatro movimientos principales de los dedos [Condy, 2020].

## 1.2. Biomecánica del dedo

La biomecánica utiliza métodos mecánicos para entender la moción y función de los cuerpos biológicos analizando el comportamiento frente a sollicitaciones estáticas y dinámicas. Gracias a estos análisis, se conoce como interactúa un cuerpo biológico con su entorno desde un punto de vista físico. En este caso, se analizarán la cinemática, que describe características propias del movimiento, y la cinética, la cual refleja las causas que originaron este movimiento.

### 1.2.1. Cinemática del dedo

La mano al ser un mecanismo complejo presenta gran variedad de grados de libertad lo que permite gran variedad de movimientos, estos son derivados de la combinación de los dos movimientos fisiológicos del dedo: flexión-extensión y abducción-aducción. De este modo, cada articulación tiene sus propias características cinemáticas o grados de libertad, particularmente los grados de libertad la articulación MCP se pueden agrupar en dos que engloban los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción, las otras articulaciones (PIP y DIP) solo permiten el movimiento de flexión-extensión. Se deduce que el movimiento de abducción-aducción que se percibe de las articulaciones PIP y DIP se debe a la extensión a los grados de libertad que posee la articulación MCP de este movimiento [Chen, 2014].

Físicamente el movimiento se puede representar con el cambio de los grados de cada articulación al realizar el movimiento. El ángulo MCP es el cambio de ángulo relativo entre el metacarpo y la falange proximal; el ángulo PIP, el cambio de ángulo relativo entre la falange medial y la proximal y el ángulo DIP, el cambio de ángulo relativo entre la falange distal y la medial, en el dedo pulgar se considera un tercer ángulo cuando se analiza la cinemática: el ángulo TM, que es el ángulo relativo entre el metacarpo y los huesos del carpo. En la Figura 1.4. se ven los ángulos representados en el dedo. Seguidamente, se expondrá los cambios de los ángulos en los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción.

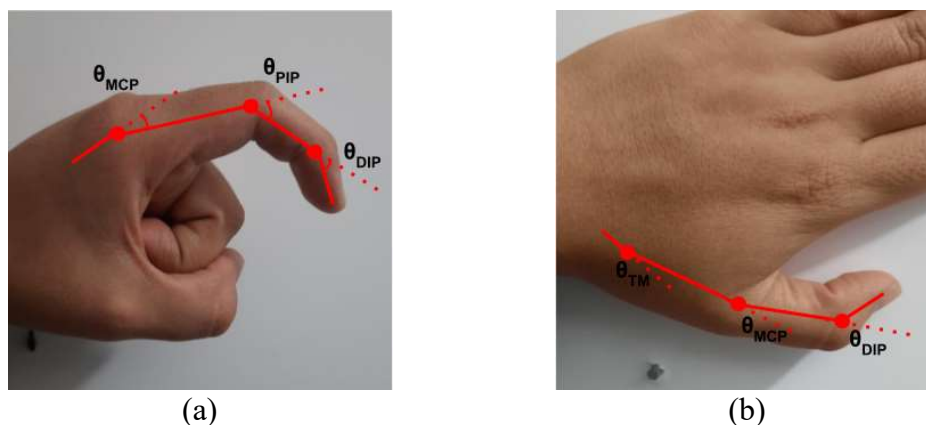


Figura 1.4. Ángulos en las articulaciones: (a) ángulos MCP, PIP y DIP en el dedo índice, (b) ángulos TM, MCP, DIP en el dedo pulgar.

Los dedos también pueden ser analizados en los ejes coordenados X, Y y Z tomando como punto de origen la articulación MCP. El eje Y es donde se realiza el movimiento de aducción-abducción, el eje X el movimiento rotacional y el eje Z el movimiento de flexión-extensión [Cerveri, 2007]. En la Figura 1.5 se muestra los tres ejes representados en la mano.

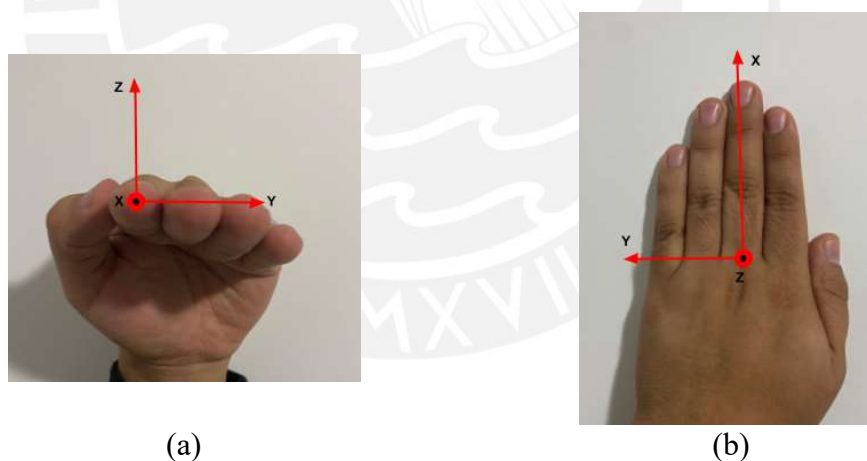


Figura 1.5. Ejes X, Y y Z representados en una mano: (a) Ejes cardinales en un vista anterior de la mano, (b) Ejes cardinales en un vista dorsal de la mano.

#### a) Flexión-extensión

Al ser el movimiento predominante de los dedos es el más estudiado en la literatura. Un estudio realizado el año 2007 se analizó la cinemática de los dedos pulgar e índice cuando se realizaba el ejercicio de punta a punta (juntar la punta de los dos dedos repetidamente), se demostró que el cambio del ángulo en las falanges con respecto al

tiempo forma curvas sinusoidales y la amplitud máxima depende del individuo que realice el movimiento [Cerveri, 2007]. En la Figura 1.6 se ven las gráficas que comparan los ángulos de las falanges con el tiempo para los dedos índice y pulgar.

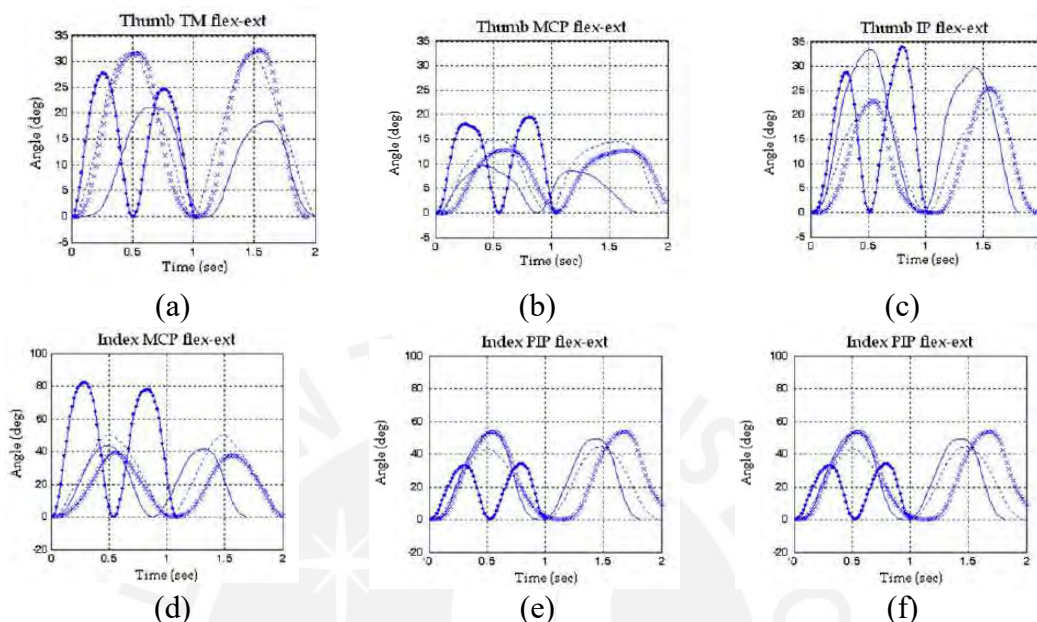


Figura 1.6. Movimiento sinusoidal de los ángulos de flexión y extensión de las articulaciones con respecto al tiempo de los dedos índice y pulgar: (a) ángulos de Flexión y extensión de la articulación TM en el pulgar, (b) ángulos de Flexión y extensión de la articulación MCP en el pulgar, (c) ángulos de Flexión y extensión de la articulación DIP en el pulgar, (d) ángulos de Flexión y extensión de la articulación MCP en el índice, (e) ángulos de Flexión y extensión de la articulación PIP en el índice, (f) ángulos de Flexión y extensión de la articulación DIP en el índice [Cerveri, 2007].

Otro estudio realizado el 2016 analizó la cinemática de los dedos considerando los ejes X, Y y Z donde se analizó el movimiento de las articulaciones de los 5 dedos realizando el movimiento de flexión – extensión. Se encontró que cada articulación posee una amplitud mínima y máxima, en la Tabla 1.1 se muestra las amplitudes máximas y mínimas de las articulaciones de los dedos. Debido a esta investigación se encontró que la articulación MCP en los 5 dedos posee un movimiento sinusoidal con amplitudes similares [Coupier, 2016]. En la Figura 1.7 se muestra la variación (en grados sexagesimales) de la articulación MCP para los 5 dedos.

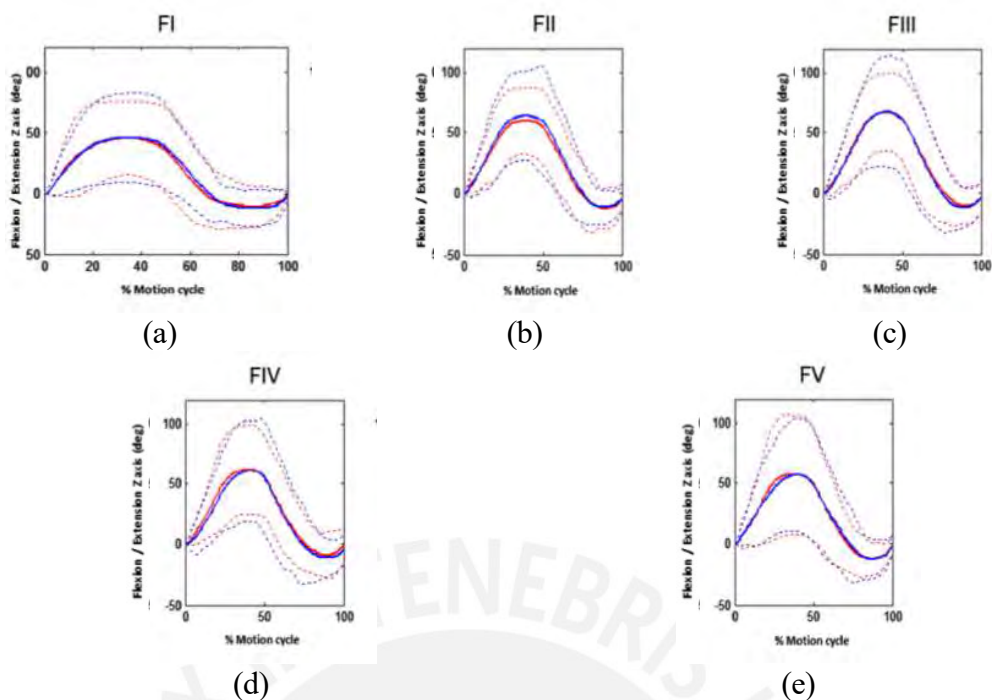


Figura 1.7. Ángulos de flexión-extensión de la articulación MCP de los 5 dedos: (a) movimiento en el dedo pulgar (FI), (b) movimiento en el dedo índice (FII), (c) movimiento en el dedo medio (FIII), (d) movimiento en el dedo anular (FIV), (e) movimiento en el dedo meñique (FV) [Coupier, 2016].

Tabla 1.1. Rango de amplitudes de cada articulación en los 5 dedos en el movimiento flexión-extensión [Coupier, 2016].

Dedos	Articulación	Amplitud	
		Min (°)	Max (°)
Índice, medio, anular y meñique	MCP	60	86
	PIP	93	107
	DIP	58	84
Pulgar	TM	25	26
	MCP	59	59
	DIP	83	84

### b) Abducción-aducción

Un estudio realizado el 2016 analizó la cinemática de abducción y aducción de los 5 dedos en la articulación MCP; para ello, se consideró los ejes X, Y y Z. Se encontró que las articulaciones tienen una amplitud máxima de 30°, en la Tabla 1.2 se muestra las amplitudes máximas y mínimas de la articulación MCP. Finalmente, se encontró que, en los dedos índice, medio, anular y meñique existe rangos de movimiento diferentes y que el dedo medio es el que posee un menor rango de movimiento [Coupier, 2016]. En la Figura 1.8 se muestra la variación (en grados sexagesimales) de la articulación MCP para los 5 dedos.

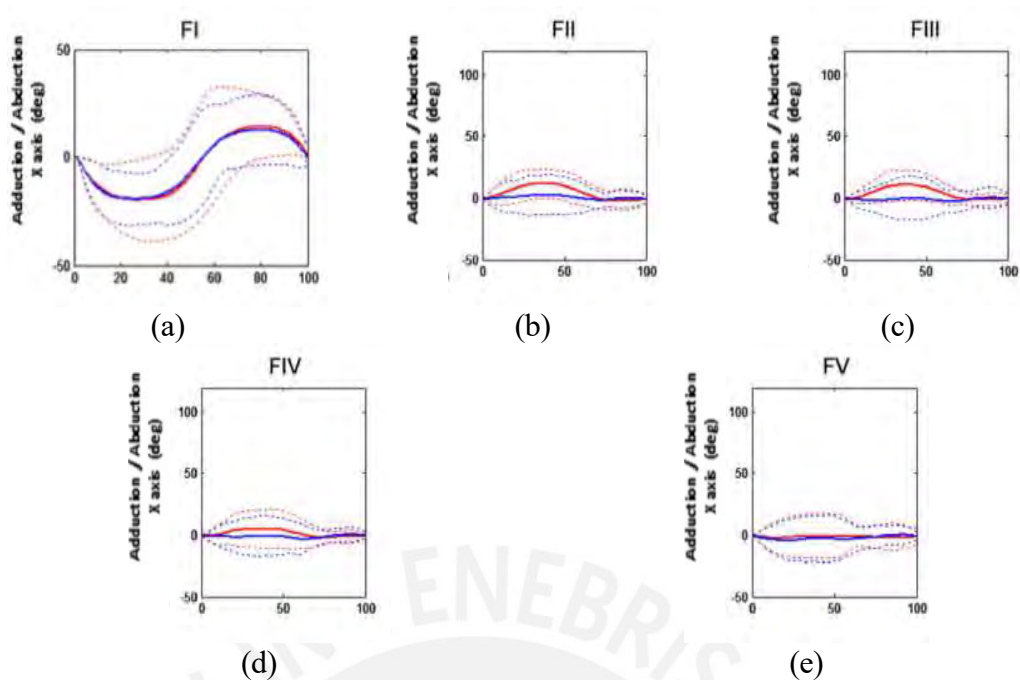


Figura 1.8. Ángulos de abducción-aducción de la articulación MCP de los 5 dedos: (a) movimiento en el dedo pulgar (FI), (b) movimiento en el dedo índice (FII), (c) movimiento en el dedo medio (FIII), (d) movimiento en el dedo anular (FIV), (e) movimiento en el dedo meñique (FV) [Coupier, 2016].

Tabla 1.2. Rango de amplitudes de cada articulación en los 5 dedos en el movimiento abducción-aducción [Coupier, 2016].

Dedos	Articulación	Amplitud	
		Min (°)	Max (°)
Índice, medio, anular y meñique	MCP	7	30
Pulgar	TM	24	26
	MCP	33	37

### 1.2.2. Cinética del dedo

La cinética del dedo se analiza cuando se realiza alguna actividad que involucre una fuerza en los dedos. Es por ello, que se analiza la cinética de un solo dedo en solitario o de los 5 dedos trabajando en conjunto. Por consiguiente, las variables que se analizan son la presión que ejercen los dedos (punta de los dedos) sobre la superficie a analizar (P) y los esfuerzos cortantes en las direcciones X (Sx) e Y (Sy) [Hale, 2018]. En la Figura 1.9 se ven las variables físicas mencionadas en la yema de los dedos.



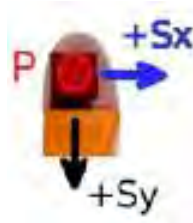


Figura. 1.9. Variables físicas a analizar en la yema de los dedos, la presión (P), el esfuerzo cortante en el eje X ( $S_x$ ) y el esfuerzo cortante en el eje Y ( $S_y$ ) [Hale, 2018].

### *Análisis de solo un dedo*

En el análisis de solo un dedo se analizan los casos de presionar-arrastrar-levantar y presionar-empujar-levantar. El primer movimiento se da cuando el dedo se usa para controlar una Tablet o cuando se siente la textura de una superficie y el segundo, cuando el dedo interactúa con botones como los de la laptop o cuando se agarra un objeto con las yemas de los dedos [Hale, 2018].

En la prueba de presionar-arrastrar-levantar, en la fase de presionar, la presión tiene un aumento rápido en su valor mientras que los esfuerzos cortantes en X y Y poseen un crecimiento controlado. Luego, en la fase de arrastrar, la presión y los esfuerzos cortantes alcanzaron sus valores máximos de aproximadamente 50, 32 y 18 kPa respectivamente. Finalmente, en la fase de levantar, las 3 variables volvieron a sus valores iniciales antes de iniciar el movimiento [Hale, 2018]. En la Figura 1.10a se muestran las gráficas de P,  $S_x$  y  $S_y$  en este caso.

Por otro lado, en el caso de presionar-empujar-levantar, durante la fase de presionar, las variables de presión y fuerza cortante en Y crecieron rápidamente mientras que la fuerza cortante en X tiene un crecimiento menor. En la fase de empujar, la presión, fuerza cortante en X y fuerza cortante en Y alcanzaron sus valores máximos de aproximadamente 30, 10 y 24 kPa respectivamente, en la fuerza cortante Y se vieron oscilaciones de 5kPa. Finalmente, en la fase de levantar, las variables retornan a sus valores iniciales [Hale, 2018]. En la Figura 1.10b se muestran las gráficas de P,  $S_x$  y  $S_y$  en esta prueba.

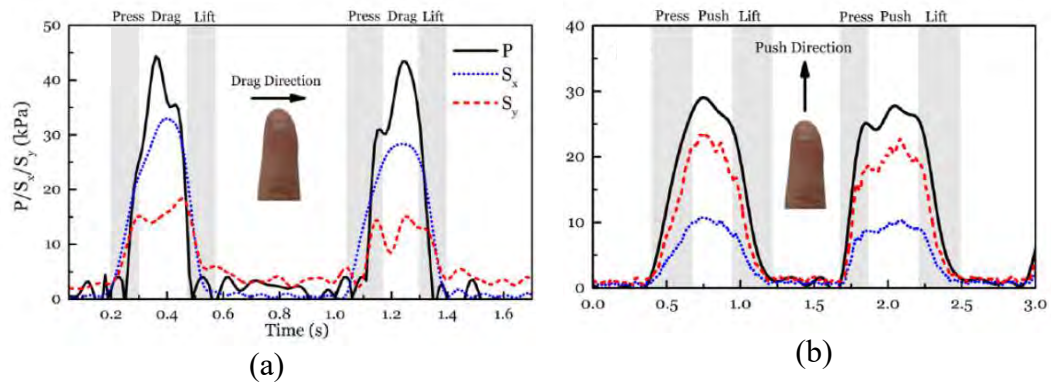


Figura. 1.10. Gráficas de  $P$ ,  $S_x$  y  $S_y$  para el análisis del dedo índice: (a) movimiento de presionar-arrastrar-levantar, (b) movimiento de presionar-empujar-levantar [Hale, 2018].

### *Análisis de los 5 dedos completos*

En este caso se realiza la prueba de agarrar-levantar-mantener-soltar. Este movimiento es común en el día normal de una persona y es la función más usada de la mano por el movimiento de pinza, al igual que en el análisis de un solo dedo, se analizan las variables de presión, esfuerzo cortante en el eje X y esfuerzo cortante en el eje Y. En la Figura 1.11. se muestran las gráficas de activación de los 5 dedos para  $P$ ,  $S_x$  y  $S_y$ . Se puede ver que la presión máxima se encuentra en el dedo índice en la variable de presión alcanzando un valor de aproximadamente 50 kPa [Hale, 2018].

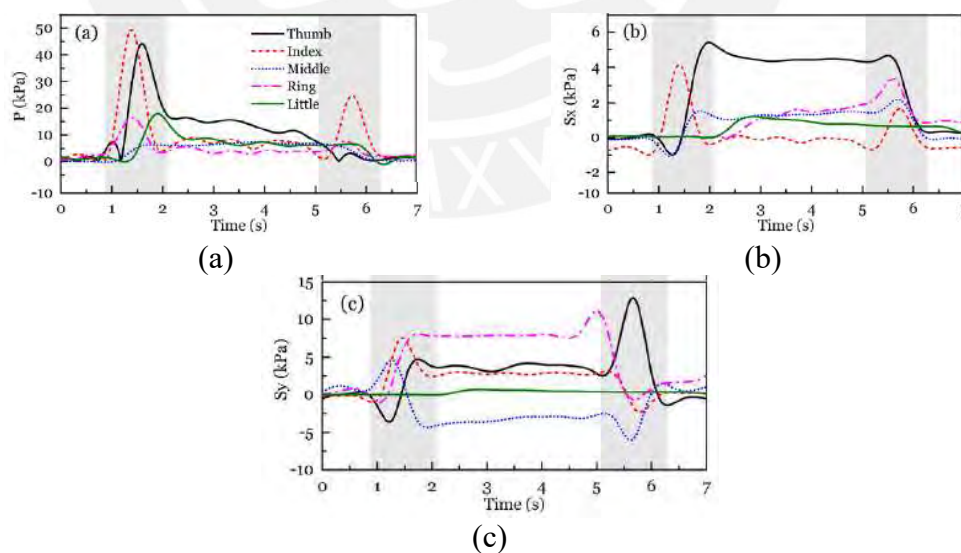


Figura. 1.11. Gráficas de  $P$ ,  $S_x$  y  $S_y$  en la prueba de agarrar-levantar-mantener-soltar con los 5 dedos: (a) Gráfica de presión, (b) Gráfica esfuerzo cortante en X, (c) esfuerzo cortante en Y [Hale, 2018].

### **1.3. Amputaciones de dedo**

Es necesario entender los cambios que suceden en el dedo cuando se realiza una amputación. Por ello, se debe explicar que es una amputación, los tipos de amputaciones de los dedos, las complicaciones que conllevan y los cambios fisiológicos, así como su prevalencia en Perú.

#### **1.3.1. Las amputaciones**

Las amputaciones son la ausencia parcial o total de una extremidad, ello conlleva a una disminución de la funcionalidad de la extremidad, afectando las relaciones sociales, la estabilidad psicológica y laborales. Las amputaciones pueden ser divididas en dos: las de miembro superior y las de miembro inferior. Las amputaciones del miembro superior presentan menor incidencia debido a que su principal causa es traumática [Lamandé, 2014].

En un estudio realizado en el Perú en el 2007, se determinó la prevalencia de amputaciones del miembro inferior en 78.1% frente a las amputaciones de miembro superior de 21.9% [Farro et al., 2012]. Otro estudio del 2004, también realizado en el Perú, demostró que existe una prevalencia de edad entre los 20 a 45 años de 47.8% en las amputaciones de miembro superior, siendo que el nivel de amputación más frecuente fue la amputación de dedos en un 31.8% y con la causa más frecuente accidentes traumática con un 70.5%. [Cotrina et al., 2005].

#### **1.3.2. Tipos de amputaciones de dedo**

Las amputaciones de dedo se clasifican en 3 y dependen del lugar donde se realice la amputación:

- MCP: son las amputaciones que se encuentran entre la articulación MCP y PIP.
- PIP: son las amputaciones que se encuentran entre la articulación PIP y DIP.
- DIP: son las amputaciones que se encuentran arriba de la articulación DIP.

### 1.3.3. Complicaciones de amputación de dedo

Las amputaciones de dedo causan graves malestares en aspectos personales, laborales y psicológicos. En el aspecto personal, afecta en las actividades diarias como vestirse, agarrar un objeto, lavarse y comer generando desconfianza y malestares psicológicos, también se pierde la capacidad de poder socializar, ya que las manos son las herramientas que usamos para expresar los sentimientos, pensamientos y expresiones propias de uno mismo [Treadwell, 2020]. En lo laboral, luego de presentar la discapacidad, el 47.35% retornó a trabajar y el 27.4% dejó de trabajar [Cotrina et al., 2005]. El 75% de los afectados que trabaja con objetos pesados, o requieren el uso de fuerza, no pueden volver a trabajar de esta forma y el 26% dejó el puesto de trabajo [Treadwell, 2020].

En lo psicológico, una amputación parcial de dedos representa la pérdida de la habilidad de conectar con el mundo, debido a que los dedos sirven para expresar los sentimientos y pensamientos con el exterior [Rybarczyk & Behel, 2008]. Debido a los cambios en la calidad de vida de los afectados, los pacientes sufren de ostracismo social, agorafobia, problemas con las interacciones sociales de rutina, y un conflicto psicológico entre la imagen corporal y lo que se considera como ideal. Hasta el 94% de las personas con lesiones mutiladas en las manos experimentan síntomas como estrés, trastornos de ansiedad, depresión, dolor y problemas de adaptación [GROB, 2008].

### 1.3.4. Cambios fisiológicos

Existen dos cambios fisiológicos importantes en las amputaciones de dedo: la funcionalidad y la piel.

#### *a) Cambio de funcionalidad*

La amputación de un dedo puede ser considerada menor ya que se pierda una pequeña cantidad del cuerpo humano; sin embargo, ello difiere de la realidad, debido a que una amputación de los 5 dedos significa una pérdida del 91% de la funcionalidad del miembro superior y una pérdida de 54% de la funcionalidad del cuerpo entero. La amputación del dedo pulgar representa una pérdida del 40% de la funcionalidad de la mano y una pérdida del 36% de funcionalidad del miembro superior; la amputación

del dedo índice, 20% de la funcionalidad del miembro superior; la del dedo medio 20% de la funcionalidad; la del dedo anular 10% y la del meñique 10% [Rondinelli, 2014]. En la Figura 1.12 se muestra la pérdida de funcionalidad en la mano dependiendo del nivel donde se realice la amputación.

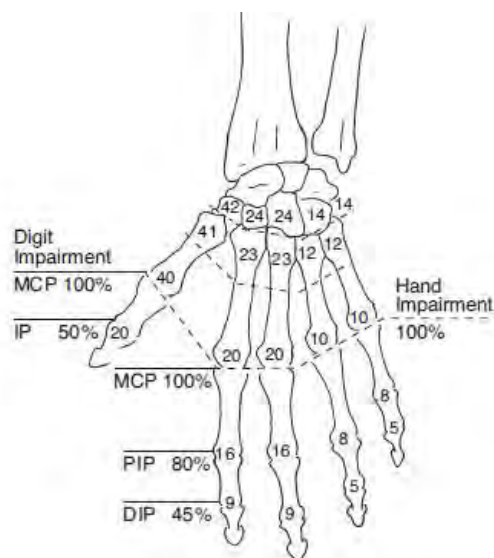


Figura. 1. 12. Pérdida de funcionalidad de la mano según nivel de amputación [Rondinelli, 2014]

#### b) Cambios en la piel

Luego de las amputaciones de dedo, la herida queda expuesta al aire libre, lo cual, si no es tratado, puede conllevar a problemas que pueden agravar la situación del paciente. El tratamiento más común es el uso de un injerto de piel o se extraiga la piel de una parte del cuerpo para poder cerrar la herida, esta nueva piel no posee las mismas propiedades que la piel original lo cual genera cambios fisiológicos del dedo afectado. Por consiguiente, cuando se usa una prótesis y este al estar en contacto directo con la nueva piel produce malestares que generan incomodidad al paciente que derivan en el abandono del tratamiento. Los problemas más comunes relacionados con la nueva piel son la aparición de úlceras, irritación, aparición de callos y quistes; sin embargo, estos problemas pueden ser mitigados con un tratamiento dermatológico seguido de una estricta programación de higiene tanto de la prótesis como de la nueva piel [Dudek, 2005].

## **1.4. Tratamiento de amputaciones**

El tratamiento para las amputaciones en general son las prótesis, incluyendo las prótesis parciales de dedo. Por lo tanto, es importante definir las características de los diferentes tipos de prótesis y las complicaciones que tiene este tratamiento.

### **1.4.1. Prótesis**

Las prótesis son el tratamiento predilecto para amputaciones; sin embargo, en Estados Unidos antes del 2008 solo existían reemplazos estéticos que no tenían la capacidad de devolver la funcionalidad a la mano; este tipo de prótesis cosméticas pueden costar \$5,000. Luego del 2008, las prótesis mioeléctricas estuvieron disponibles en el mercado. Estas prótesis poseen una tecnología más avanzada y funcionan con electricidad, motores, baterías y procesadores digitales, otorgándole la capacidad de ser adaptable a las necesidades del usuario; sin embargo, la dependencia de baterías y motores aumenta considerablemente el peso, disminuye la vida útil, aumenta la complejidad y cantidad de mantenimientos y, finalmente, los costos aumentan considerablemente debido a que estas prótesis pueden costar entre \$20,000 a \$100,000.

Las prótesis impulsadas por el cuerpo humano (prótesis mecánicas) usan el movimiento fisiológico normal del cuerpo humano para activar el movimiento de la prótesis. En los últimos años, se han mejorado los mecanismos con los que estos funcionan reflejando, de una manera más precisa, el movimiento fisiológico normal de la parte del cuerpo amputada. Este tipo de prótesis son más ligeras y más económicas comparadas con las mioeléctricas, ya que el costo de las prótesis mecánicas puede ser de \$10,000 y su vida útil es mayor en comparación a las mioeléctricas [Denham, 2019]

### **1.4.2. Complicaciones**

A pesar de conseguir una prótesis, un problema recurrente es el abandono del tratamiento. En las prótesis de miembros superiores el rechazo a las prótesis tiene un rango entre 30% y 80%, teniendo el mayor porcentaje de rechazo en las prótesis parciales de mano, usándola en promedio 9,5 horas al día, siendo lo recomendable un uso mayor o igual a 12 horas [Østlie, 2011]. Las razones del abandono más comunes son: falta de funcionalidad, falta de confortabilidad, difícil de usar, muy pesada y falta de estética [Biddiss, 2007].

Otro problema son los largos tiempos de entrega de la prótesis, ya que, si una prótesis se entrega pasado los 3 meses de la amputación, la efectividad del tratamiento disminuye considerablemente [Wright, 1995].



## CAPÍTULO 2

### ESTADO DE LA TECNOLOGÍA EN PROTESIS PARCIALES DE DEDO

En el presente capítulo se presentarán las tecnologías comerciales y no comerciales que se encontraron referente a las prótesis parciales de dedo, mencionando las características más importantes de estas prótesis como precio, materiales y mecanismos de accionamiento.

#### 2.1. Tecnologías comerciales

En esta sección se mostrará las tecnologías comerciales tanto locales, peruanas, como extranjeras.

##### 2.1.1. Tecnologías comerciales peruanas

###### *Latbionics*

Latbionics es una empresa peruana dedica a la fabricación de prótesis personalizadas de mano; sin embargo, se proyectan a ampliar su rango de prótesis a todo tipo de amputaciones de miembro superior. Para lograr ello, usan escaneo 3D para personalizar la prótesis e impresión 3D para crear la prótesis. En el presente, esta empresa presenta 2 tipos de prótesis: mecánicas y mioeléctricas, las prótesis mecánicas poseen una activación mediante cables y pueden llegar a costar entre S/. 3000 a S/. 4500 dependiendo de la complejidad de la prótesis. Adicionalmente a la creación de la prótesis, la empresa ofrece evaluación psicológico pre-protésica y terapia



ocupacional post-protésica [Redacción RPP, 2020]. En la Figura 2.1. se muestra una foto de las prótesis que diseña Latbionics.



Figura. 2.1. Prótesis creada por Latbionics. Recuperado de la página de Instagram de Latbionics<sup>2</sup>

### *PixedCorp*

Pixed es una empresa Piurana dedicada a la investigación, creación y desarrollo de prótesis de miembro superior personalizadas, también ofrecen acompañamiento psicológico para la inclusión escolar, laboral y social de las personas con discapacidad física [Wiese, 2021]. En el 2020 crearon la primera prótesis biónica con codo articulado. Poseen prótesis biónicas y mecánicas, siendo la mecánica activada por hilos. Las prótesis de Pixed pueden llegar a costar S/4000 [Mendoza, 2021]. En la Figura 2.2. muestra la prótesis con codo articulado de la empresa PixedCorp.



Figura. 2.2. Prótesis con codo articulado creada por la empresa PixedCorp [Mendoza, 2021].

---

<sup>2</sup> <https://www.instagram.com/latbionics/?hl=es>

### 2.1.2. Tecnologías comerciales extranjeras

En esta sección se mostrarán algunas de las tecnologías comerciales disponibles internacionalmente.

Las primeras prótesis que se encontraron fueron de la empresa Partial Hand Solutions, los Partial M-Fingers y M-Fingers. Ambos son prótesis mecánicas activadas mediante cables tipo Spectra de alta resistencia. Luego, crean “sockets” personalizados de fibra de carbono para una adecuada resistencia, comodidad y estabilidad para controlar los dedos. Por último, usan Titanio para la carcasa y así mantener un bajo peso de la prótesis sin afectar sus características mecánicas. Todo ello le permite al usuario controlar su dedo a la velocidad y ubicación de la prótesis, dándole la capacidad de realizar actividades cotidianas con mayor facilidad.

El Partial M-Fingers fue creado específicamente para amputaciones parciales de dedo, con un diseño que trata de imitar la anatomía de la mano, su costo puede variar entre USD 8,200 y USD 15,000, dependiendo de la cantidad de dedos protésicos que se crearán para lo prótesis ["Partial hand solutions", n.d.]. En la Figura 2.3 se muestra la prótesis Partial M-Fingers.

M-Fingers fue creado para amputaciones de pérdida total del dedo sin afectar los metacarpos, esta prótesis funciona con el movimiento de la muñeca y su punto de apoyo es en el antebrazo. Esta prótesis puede variar entre USD 9828.80 y USD 20,145.80, según sea la complejidad de la prótesis ["Partial hand solutions", n.d.]. En la Figura 2.3 se muestra la prótesis M-Fingers.



(a)



(b)

Figura. 2.3. Prótesis parciales de dedo creada por Partial Hand Solutions: (a) Partial M-Fingers, (b) M-Fingers [Partial hand solutions, s.f.].

Otra prótesis que se encontraron fueron la creadas por Point Digit Designs, las prótesis Point Digit mini, es una prótesis mecánica articulada y pasiva para dedos con amputaciones totales de falanges, está creada con titanio y acero inoxidable, lo que la hace liviana (20g a 36g) y resistente (soporta 150 libras). Para su funcionamiento, utiliza mecanismos de trinquete que permite colocar la prótesis en 11 posiciones únicas de flexión. Además, existen variaciones de esta prótesis para amputaciones parciales a nivel PIP llamado Point Partial. Esta prótesis ayuda en la realización de actividades cotidianas; sin embargo, para realizar otra actividad se debe ajustar el dedo a la posición deseada. El costo total de la prótesis por dedo es de \$5,000 por prótesis de dedo [Point designs, s.f.]. En la Figura 2.4 se muestra la prótesis Point Digit mini.



Figura. 2.4. Prótesis parcial Point Digit mini creada por Point Designs [Point designs, s.f.].

Seguidamente, se incluyó la prótesis MCPDriver creado por Naked Prosthetics, está diseñado para personas con amputaciones parciales de dedo a nivel MCP. Son prótesis mecánicas accionadas con la falange restante, esta prótesis usa uniones rígidas de acero inoxidable. Consta de un anillo que se coloca en la falange restante y una abrazadera que va en la muñeca de la mano, que le proporcionan estabilidad a la prótesis. Además, existen adaptaciones de la prótesis para amputaciones parciales a nivel PIP, las llamadas PIPDriver. Según los usuarios, esta prótesis ayuda en la realización de actividades cotidianas eficazmente. Cada prótesis de dedo puede llegar a costar USD 6500 por dedo [Naked Prosthetics, s.f.]. En la Figura 2.6 se muestra la prótesis MCPDriver.



Figura. 2.5. Prótesis parcial MCPDriver de Naked Prosthetics [Naked Prosthetics, s.f.].

Finalmente, X-Finger creada por Dan Didrick, es una prótesis parcial de dedo para amputaciones a nivel MCP de acero inoxidable. Es una prótesis mecánica que se activa con la falange restante del dedo. Teniendo ya el dedo prostético en el mano del paciente, se recubre la prótesis con una piel sintética de silicona con la finalidad que emule la anatomía original del dedo [Didrick Medical Inc., s.f.]. En la Figura 2.6 se muestra la prótesis X-Finger.

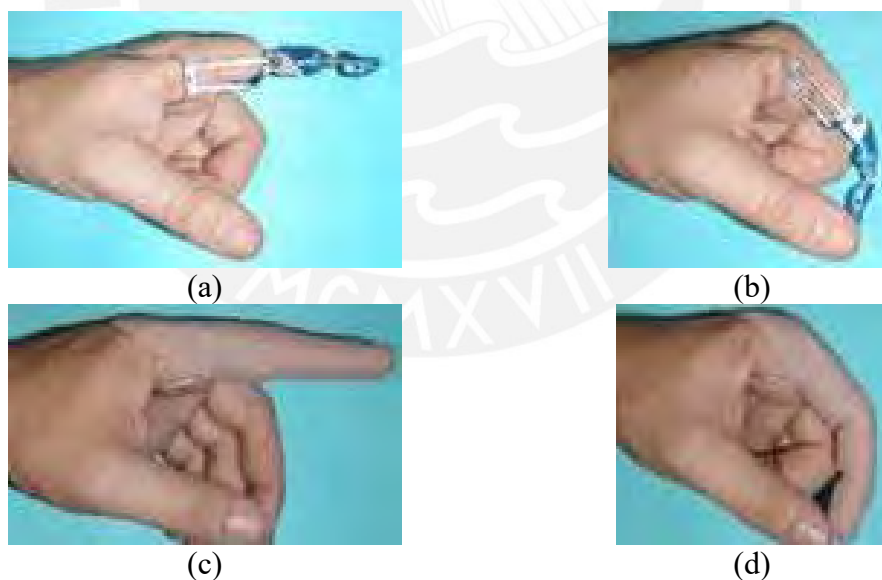


Figura. 2.6. Prótesis parcial X-Finger creada por Dan Didrick: (a) Prótesis de Didrick sin cubierta, (b) Prótesis de Didrick sin cubierta en flexión, (c) Prótesis de Didrick con cubierta, (d) Prótesis de Didrick en flexión con cubierta [Didrick Medical Inc., s.f.].

## 2.2. Tecnologías no comerciales.

En esta sección se mostrarán las tecnologías no comerciales como las prótesis Open Source y las investigaciones.

### 2.2.1. Open Source.

Se encontraron prótesis parciales de dedo Open Source en la plataforma grabcad<sup>3</sup>, las más resaltantes son dos prótesis que usan la tecnología de mecanismo de 4 barras para su funcionamiento; sin embargo, se diferencia en el diseño de este mecanismo lo cual genera cambios cinemáticos en el movimiento de la prótesis. Ambas prótesis se encuentran en formato STL para su rápida impresión. En la Figura 2.7 se ven ambas prótesis Open Source [Rangel, 2016] [Edmuno, 2016].

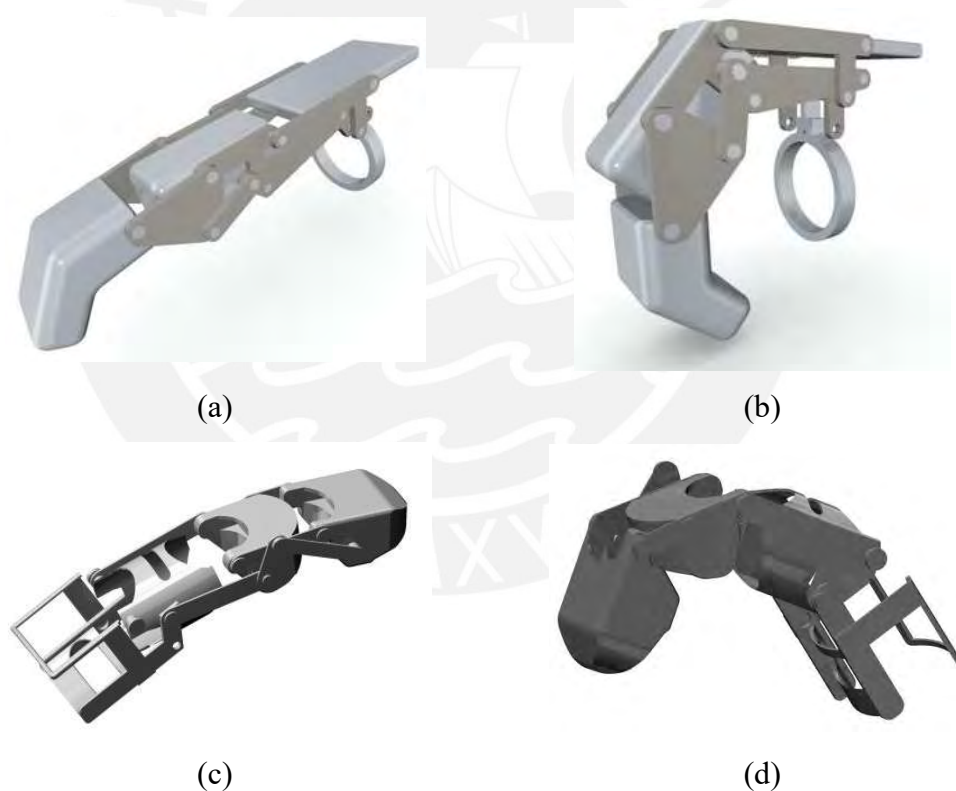


Figura. 2.7. Prótesis parciales de dedo Open Source: (a) Prótesis Open Source de Ranquel [Rangel, 2016], (b) Prótesis de Ranquel en flexión, (c) Prótesis Open Source de Edmuno [Edmuno,2016], (d) Prótesis de Edmuno en flexión.

<sup>3</sup> <https://grabcad.com/library>

### 2.2.2. Investigaciones.

La primera investigación revisada fue realizada por la diseñadora industrial Marlene Bustamante y su equipo, el objetivo de este proyecto es crear una prótesis con impresión 3D parametrizable que pueda adaptarse a la anatomía del paciente. Para su funcionamiento emplearon 2 enlaces de cuatro barras juntos con cables que estaban anclados a la muñeca del paciente, por lo que la prótesis se activa cuando el paciente mueve la muñeca. También, usaron escáner 3D y el software Excel con el fin de procesar las medidas paramétricas del usuario y crear la prótesis. Finalmente, se demostró que un diseño paramétrico con 2 enlaces de cuatro barras es funcional y simula movimiento fisiológico de los dedos [Bustamante, 2018]. En la Figura 2.8 se muestra la prótesis creada y el diseño del mecanismo de 2 enlaces de cuatro barras.

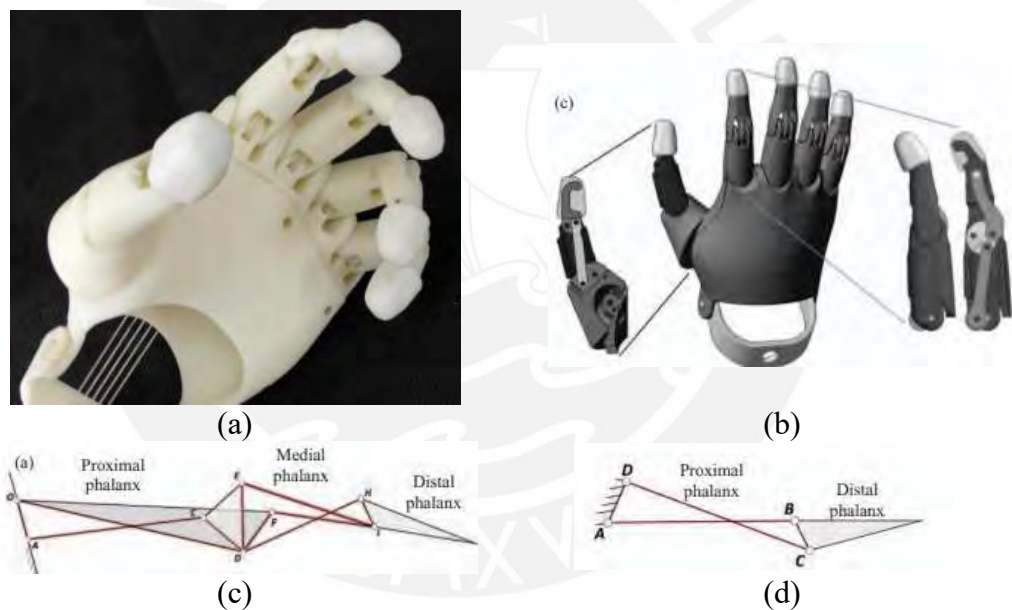


Figura. 2.8. Prótesis con doble enlace de cuatro barras con cables: (a) prótesis impresa, (b) Modelado 3D de la prótesis completa, (c) mecanismo de funcionamiento de los dedos índice, medial, anular y meñique, (d) mecanismo de funcionamiento del pulgar [Bustamante, 2018].

Finalmente, se revisó la creación de una prótesis parcial de dedo impresa en 3D creado por Keaton Young. Se creó una prótesis mecánica impresa en 3D para amputaciones parciales MCP que funciona con cables con el objetivo de compararla con la prótesis MCPDriver. La prótesis demostró ser similar en cuanto a funcionalidad comparado con el comercial; sin embargo, la comercial sigue es superior en durabilidad y confortabilidad. Finalmente, se demostrando que las impresiones 3D tienen un alto

potencial en la creación de prótesis parciales de dedo [Young et al., 2019]. En la Figura 2.9 se muestra la prótesis creada realizando diferentes acciones.

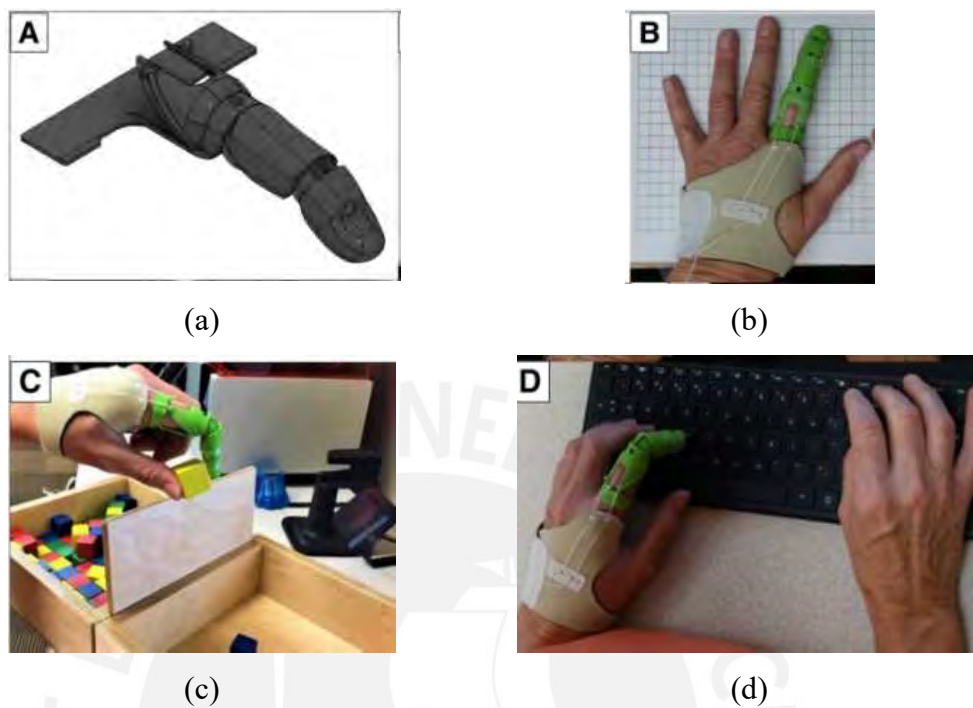


Figura. 2.9. Prótesis creada para amputaciones parciales de dedo a nivel MCP: (a) Diseño 3D de la prótesis, (b) Vista dorsal de la prótesis en la mano del paciente, (c) Paciente realizando terapia para aprender a usar la prótesis, (d) Paciente usando la prótesis en una laptop [Young, 2019].

## CAPÍTULO 3

### DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se exponen los requerimientos de diseño para el diseño de la prótesis. Seguidamente, se elaborará la estructura de funciones y la matriz morfológica con la finalidad de tener alternativas de solución. Finalmente, mediante un análisis técnico y económico se selecciona la mejor propuesta de solución.

#### **3.1. Requerimientos de diseño**

Los requerimientos se agrupan en las necesidades del usuario y las características de la prótesis que se diseñará.

##### **3.1.1. Necesidades del usuario.**

La primera característica que el usuario necesita de la prótesis es la recuperación de la funcionalidad del dedo índice que perdió por la amputación, y que ayude a realizar las actividades cotidianas normales del usuario antes de la amputación.

Otro aspecto que se debe considerar es la comodidad del usuario con la prótesis, abarcando la ergonomía de la prótesis y también su estética. La ergonomía se refiere a que al momento de usar la prótesis no existan incomodidades en su uso, que no genere heridas en la piel y que sea de un fácil montaje-desmontaje. Sobre la estética, se debe evitar un diseño aparatoso y que el color de la prótesis sea de la preferencia del usuario, con la finalidad de evitar el abandono del tratamiento.



Por último, se debe considerar la vida útil del producto, ya que el usuario deberá usar una prótesis por el resto de su vida, por lo que una larga vida útil del proyecto se resume en un menor gasto del usuario, esto es, menor gasto en mantenimientos o, en el peor de los casos, adquirir una nueva prótesis.

### **3.1.2. Requerimientos de diseño.**

A continuación, se mostrarán las consideraciones que debe cumplir el diseño de la prótesis. Luego, se evaluarán estos conceptos y se asignará un puntaje de importancia junto a un profesional de la salud que trate amputaciones de mano.

#### *Función principal*

Ya que una amputación total del dedo índice representa una pérdida del 20% de funcionalidad de la mano, como se comentó en la sección 1.3.4, el diseño de la prótesis debe tener la capacidad de devolver esta funcionalidad a la mano y que ayude a la realización de las actividades cotidianas del usuario.

#### *Ergonomía*

El usuario debe poder usar el dispositivo sin presentar incomodidades y que el movimiento de este no altere o interrumpa el movimiento normal de otras partes del cuerpo. Por ello se requiere un diseño personalizado, y el uso de materiales tanto rígidos, flexibles y blandos para que la estructura cumpla con este requerimiento.

#### *Estética*

La estética es primordial para que el usuario siga usando la prótesis, ya que desde el momento que la empieza a usar, esta formará parte de su vida social. Por ello se requiere que la prótesis tenga un diseño que no se aparatoso, y que los colores de este sean a decisión del usuario. Además el tamaño y forma de la prótesis debe ser igual al dedo índice restante del paciente.

### *Montaje y mantenimiento*

Por otro lado, se debe considerar que el mantenimiento de la prótesis debe ser un proceso simple y rápido, que no genere gastos excesivos en el usuario, y que evite que se deje de usar el dispositivo por varios días. También, se debe considerar que la colocación y retiro de la prótesis en el paciente debe ser simple, y que no se requiera la presencia o ayuda de un tercero.

### *Tiempo de proceso de fabricación*

El tiempo de fabricación de la prótesis debe ser menor a 3 meses luego de la amputación para que no altere negativamente la aceptación del tratamiento, como se comentó en la sección 1.4.2.

### *Movimiento*

La prótesis debe tener la capacidad de simular el movimiento fisiológico normal del dedo, siguiendo los parámetros sinusoidales tanto para los movimientos de flexión-extensión de las articulaciones PIP y DIP. Además, se debe lograr los siguientes ángulos de flexión-extensión: Articulación MCP entre 60°-86°, articulación PIP entre 93°-107° y articulación DIP entre 58°-84°, como se comentó en la sección de 1.2.1. La prótesis no debe impedir el movimiento de aducción y abducción del dedo. Adicionalmente, el usuario debe ser capaz de controlar la velocidad a la que se mueve la prótesis.

### *Presión.*

La prótesis debe lograr una presión en la punta de los dedos de por lo menos 50 kPa, según lo comentado en la sección 1.2.2, para poder realizar actividades cotidianas o lo que el usuario desee realizar.

### *Material.*

El material de la prótesis debe ser cuidadoso con la piel del paciente evitando que se generen heridas o sarpullidos porque estará en contacto directo con la parte amputada del dedo.

Finalmente se validó los requerimientos con la terapeuta ocupacional del Instituto Nacional de Rehabilitación. Lic. Rossangela Huangal, en donde la profesional valoró

los requerimientos del 1 al 5, siendo 1 el menos importante y 5 el más importante. Lamentablemente, no se consiguió pacientes con amputaciones parciales de dedo para poder validar los requerimientos de diseño. En la Tabla 3.1 se muestra los requerimientos de diseño y sus valorizaciones propuestas por la terapeuta Rossangela Huangal.

Tabla 3.1. Requerimientos de diseño con apoyo de la terapeuta Rossangela Huangal.

Requerimiento de diseño	Descripción	Valor
Función principal	<ul style="list-style-type: none"> <li>Recuperar funcionalidad del dedo</li> <li>Ayuda a realizar actividades cotidianas</li> </ul>	5
Ergonomía	<ul style="list-style-type: none"> <li>Correcta sujeción al paciente.</li> <li>No interferir con el movimiento natural de otras partes del cuerpo.</li> <li>No presentar molestias al momento de su uso</li> </ul>	5
Estética	<ul style="list-style-type: none"> <li>Diseño minimalista.</li> </ul>	5
Montaje y mantenimiento	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mantenimiento sencillo que no dure más de un día.</li> <li>Montaje sencillo y que no requiera la presencia de un tercero.</li> </ul>	4
Tiempo de proceso de fabricación	<ul style="list-style-type: none"> <li>La prótesis debe tener un plan de fabricación.</li> <li>Materiales nacionales para agilizar la producción de la prótesis.</li> </ul>	4
Movimiento	<ul style="list-style-type: none"> <li>Permitir movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción.</li> <li>Permitir un rango de movimiento de la articulación MCP entre 60°-86°, articulación PIP entre 93°-107° y articulación DIP entre 58°-84°.</li> <li>Prótesis no debe impedir el movimiento abducción-aducción.</li> </ul>	4
Presión y momentos.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Lograr una presión de por lo menos 50kPa en la punta del dedo de la prótesis</li> </ul>	3

### 3.2. Alternativas de solución.

En primer lugar, se realizará la estructura de funciones que estas tres alternativas de solución deben seguir. Luego, teniendo en cuenta los requerimientos de diseño validados, se crearán 3 alternativas de solución. Posteriormente, se establecerán los criterios técnicos y económicos con los que se evaluarán las alternativas. Finalmente, se aplicarán los criterios técnicos y económicos a las alternativas de solución para seleccionar la solución óptima.

#### 3.2.1. Estructura de funciones.

La estructura de funciones es un método gráfico que permite observar las entradas del sistema que, al final, se convertirán en las salidas del sistema. Primero se muestran la

entradas y salidas del sistema de la solución (caja negra), luego se mostrará la estructura de funciones del sistema.

#### *Entradas de la caja negra*

- Usuario: Persona que sufrió una amputación parcial de dedo a nivel MCP del dedo índice que sufre de angustia por no poder realizar actividades cotidianas con su mano. Antes de usar la prótesis.
- Polvo: Polvo del ambiente.
- Humedad: La humedad del ambiente.
- Energía mecánica: Energía cinética y cinemática del usuario al mover la falange restante.

#### *Salidas de la caja negra.*

- Usuario: Persona que sufrió una amputación parcial de dedo a nivel MCP del dedo índice que no sufre de angustia ya que puede realizar actividades cotidianas con su mano. Después de usar la prótesis.
- Barro: barro que se encuentra en la superficie de la prótesis.
- Calor: Calor generado por la fricción de las partes móviles.

En la Figura 3.1 se muestra la caja negra de la prótesis con sus entradas y salidas.

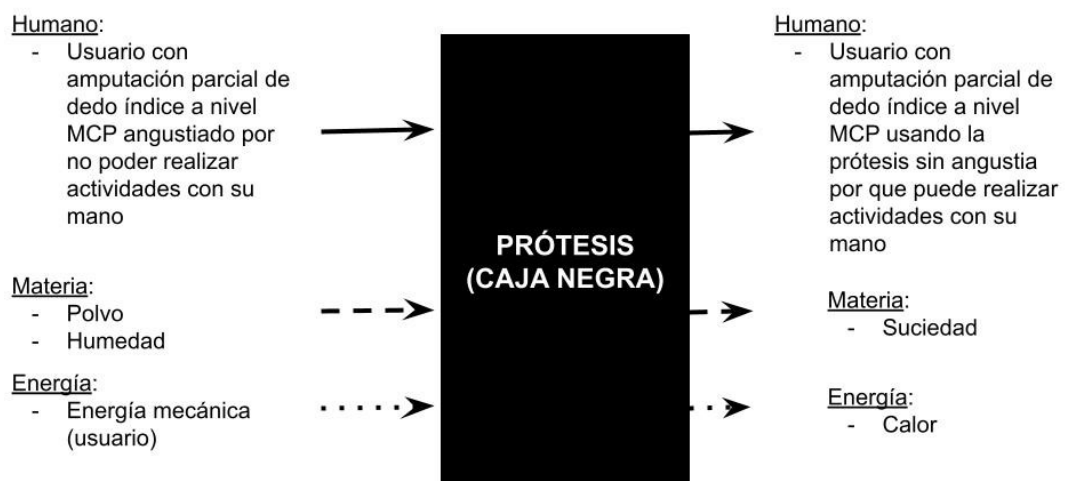


Figura. 3.1. Caja negra de la solución con las entradas y salidas.

### Creación de la estructura de funciones.

La estructura de funciones muestra el recorrido de las entradas, expuestas en la caja negra, para que finalmente estas se conviertan en las salidas que se expusieron en la caja negra. En la Figura 3.2 se muestra la estructura de funciones que se creó para esta prótesis.

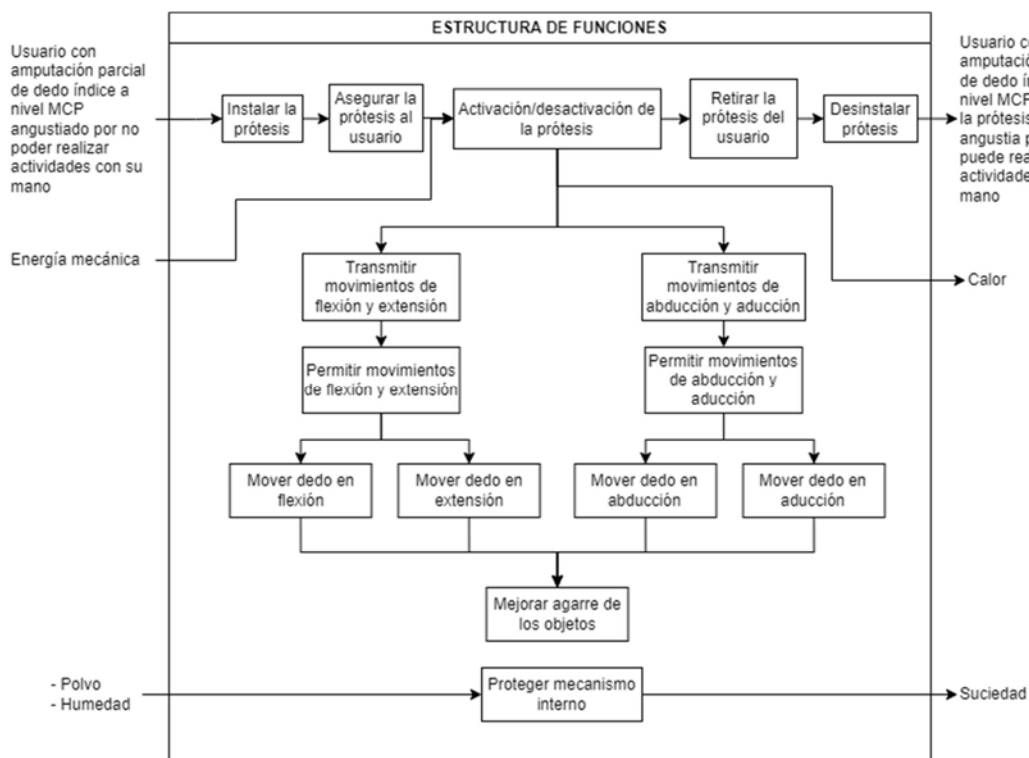


Figura. 3.2. Estructura de funciones de la prótesis.

En la estructura de funciones se puede ver que los primeros pasos para el uso de la prótesis será su montaje, cuando estos pasos estén listos la prótesis está lista para ser usada. Luego, se necesita la activación mecánica (energía cinética) por parte del usuario para poder mover la prótesis, el usuario podrá realizar los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción. Estos movimientos permitirán al paciente coger objetos, realizar actividades cotidianas y trabajar normalmente devolviéndole la funcionalidad a la mano. Por otro lado, ya que la prótesis está expuesta al aire libre se encontrará en contacto con polvo y humedad, que combinados pueden dañar el mecanismo interno de la prótesis comprometiendo su funcionamiento. A continuación, se explicará brevemente los bloques de la estructura de funciones.








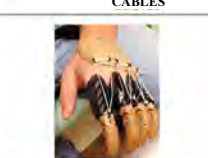
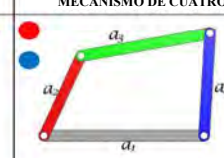
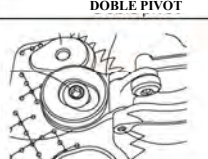

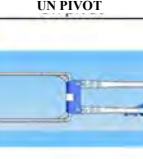





- Instalar la prótesis. El usuario se colocará la prótesis en la mano ubicando la prótesis en su dedo índice amputado.

- Asegurar la prótesis. El usuario asegurará la prótesis a su mano para evitar movimientos involuntarios de la prótesis.
- Activación/desactivación de la prótesis. El usuario realizará los movimientos de flexión y aducción/abducción con la falange proximal de su dedo índice.
- Transmitir movimientos de flexión y extensión. Mecanismo que transmite el movimiento de flexión y extensión del usuario a el dedo protésico.
- Transmitir movimientos de abducción y aducción. Mecanismo que transmite el movimiento de abducción y aducción del usuario a el dedo protésico.
- Permitir movimientos de flexión y extensión. Mecanismo que permite el movimiento de flexión y extensión en la falange distal y medial.
- Permitir movimientos de flexión y extensión. Mecanismo que permite el movimiento de abducción y aducción en la falange distal y medial.
- Mejorar agarre de los objetos. El usuario haciendo uso de los diferentes movimientos que permite la prótesis agarrará los objetos que desee.
- Retirar la prótesis. El usuario desasegurará la prótesis de su mano cuando ya no sea necesario usarla.
- Desinstalar la prótesis. Luego de desasegurar la prótesis, el usuario procederá a retirar la prótesis de su mano.
- Proteger mecanismo interno. La carcasa de la prótesis protegerá al mecanismo interno de la prótesis de la humedad y el polvo, evitando que se oxide o sufra algún desperfecto.

### **3.2.2. Matriz morfológica.**

Partiendo de la estructura de funciones, se elaboró la matriz morfológica. Este cuadro contiene la ruta para definir las 3 soluciones parciales. En la Tabla 3.2 se muestra la matriz morfológica de la prótesis con las soluciones seleccionadas.

Tabla 3.2. Matriz morfológica de la solución.

Funciones Parciales	Portadores de funciones		
	PALMA DE LA MANO	NUDILLO	MUÑECA
Instalar/ desinstalar la prótesis			
Asegurar/ retirar la prótesis			
Activación/ desactivación de la prótesis	MOVIMIENTO DE LA FALANGE PROXIMAL		
			
Transmitir movimientos de flexión y extensión			
Transmitir movimientos de abducción y aducción			
Permitir movimientos de abducción y aducción			
Permitir movimientos de abducción y aducción	SEGUIMIENTO AL MOVIMIENTO DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN DE LA FALANGE RESTANTE		
			
Mejorar agarre de los objetos			
Proteger mecanismo interno	CARCASA DE PROTECCIÓN		
			
	SOLUCION 1	SOLUCION 2	SOLUCION 3

### 3.2.3. Conceptos de solución

A continuación, se explicarán y mostrarán bocetos de 3 conceptos de solución.

#### *Concepto de solución 1.*

El primer concepto usa la tecnología de activación mediante cables para generar el movimiento de flexión-extensión. Por consiguiente, la carcasa en donde se encontrará el punto de apoyo y el inicio de los cables estará en el nudillo de la mano y esta carcasa se extenderá hasta la palma de la mano. Esta carcasa se asegura con un mecanismo de montaje tipo velcro que estará en la palma de la mano. Luego, el diseño de la prótesis, mediante espacios libres, permitirá realizar los movimientos fisiológicos de los dedos sin incomodidad. Finalmente, para mejorar el agarre de los objetos, la yema del dedo protésico tendrá un diseño biomimético de un dedo normal de la mano. En la Figura 3.3 se muestra los bocetos de la prótesis usados en una mano desde una perspectiva dorsal y palmar, también se muestra el funcionamiento de la prótesis.

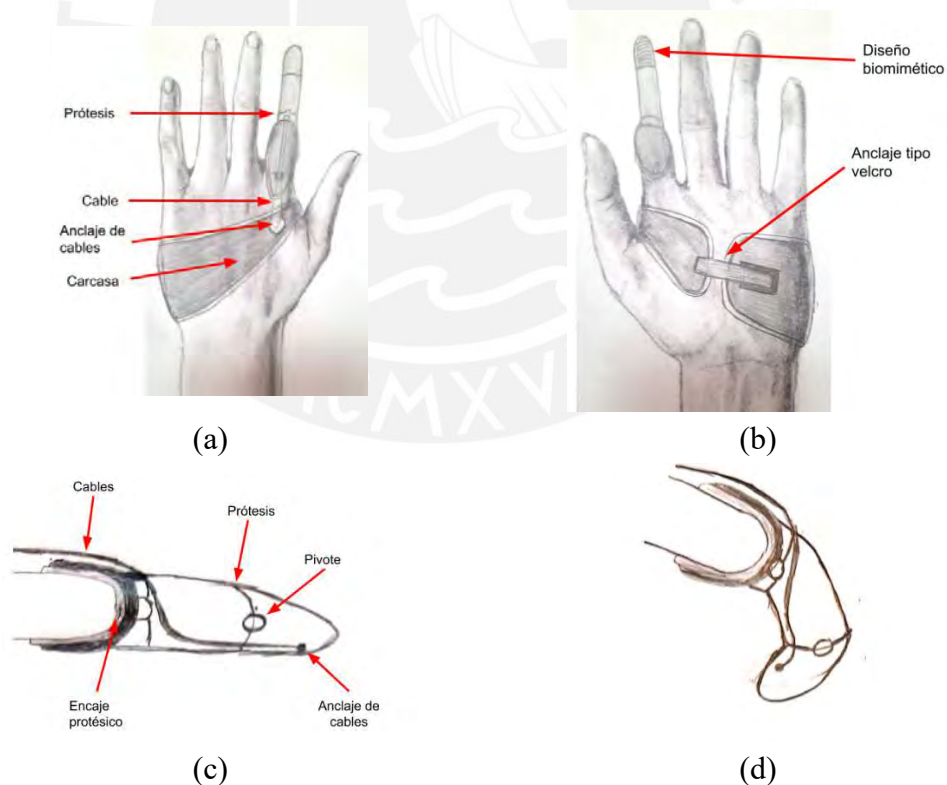


Figura. 3.3. Bocetos del concepto solución 1: (a) Boceto de la prótesis en la cara dorsal de la mano, (b) Boceto de la prótesis en la cara palmar de la mano, (c) Boceto de la prótesis en la cara sagital de la mano, (d) Boceto de la prótesis activada en la cara sagital de la mano



*Concepto de solución 2.*

El segundo concepto usa el mecanismo de 4 barras para la activación del movimiento de flexión-extensión, este mecanismo se encuentra al interior de la carcasa de los dedos. Por consiguiente, la carcasa en donde se encontrará el punto de apoyo del mecanismo de 4 barras empezará en la muñeca y se extenderá hasta aproximadamente el nudillo de la persona. Luego, este punto de apoyo tendrá el mecanismo de doble pivote para permitir el movimiento libre del dedo protésico. Por otro lado, la carcasa se asegurará con un mecanismo de montaje tipo correa que se asegurará en la muñeca. Finalmente, para mejorar el agarre de los objetos, la yema de los dedos tendrá un diseño biomimético de un dedo normal de la mano. En la Figura 3.4 se muestra los bocetos de la prótesis usados en una mano desde una perspectiva dorsal y la palmar; también se muestra el funcionamiento de la prótesis.

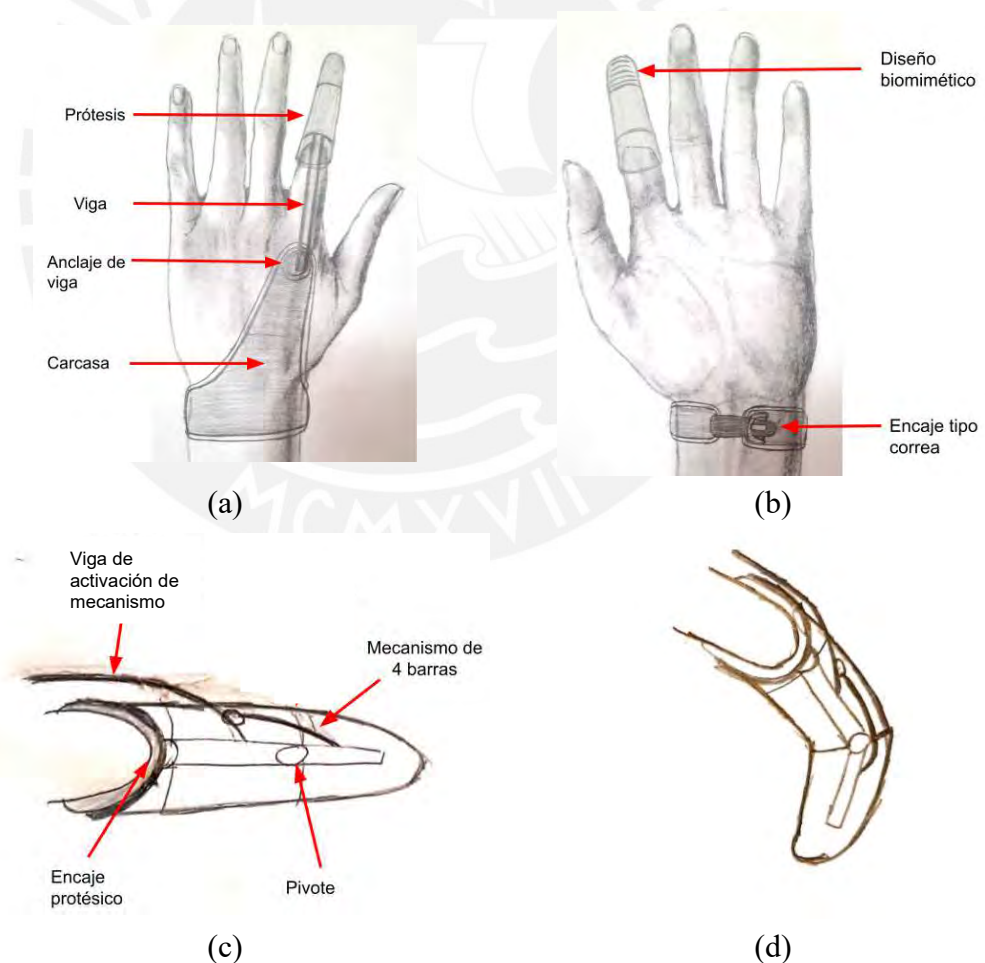


Figura. 3.4. Bocetos del concepto solución 2: (a) Boceto de la prótesis en la cara dorsal de la mano, (b) Boceto de la prótesis en la cara palmar de la mano, (c) Boceto de la prótesis en la cara sagital de la mano, (d) Boceto de la prótesis activada en la cara sagital de la mano

### Concepto de solución 3.

El tercer concepto usa el mecanismo de 4 barras para la activación del movimiento de flexión-extensión, este mecanismo se encuentra adentro de la carcasa de los dedos. Por consiguiente, la carcasa en donde se encontrará el punto de apoyo del mecanismo de 4 barras será en el lateral del nudillo de la mano. Luego, el punto de apoyo constará de un pivote para permitir el movimiento y activación de la prótesis. Por otro lado, la carcasa se asegurará con un mecanismo de montaje tipo abrazadera que se asegurará en la parte lateral del nudillo. Finalmente, para mejorar el agarre de los objetos, la yema de los dedos tendrá un diseño que aumente la fricción de los objetos con respecto al material de la prótesis. En la Figura 3.5 se muestra los bocetos de la prótesis usados en una mano, se muestra la cara frontal y la transversal, también se muestra el funcionamiento de la prótesis.

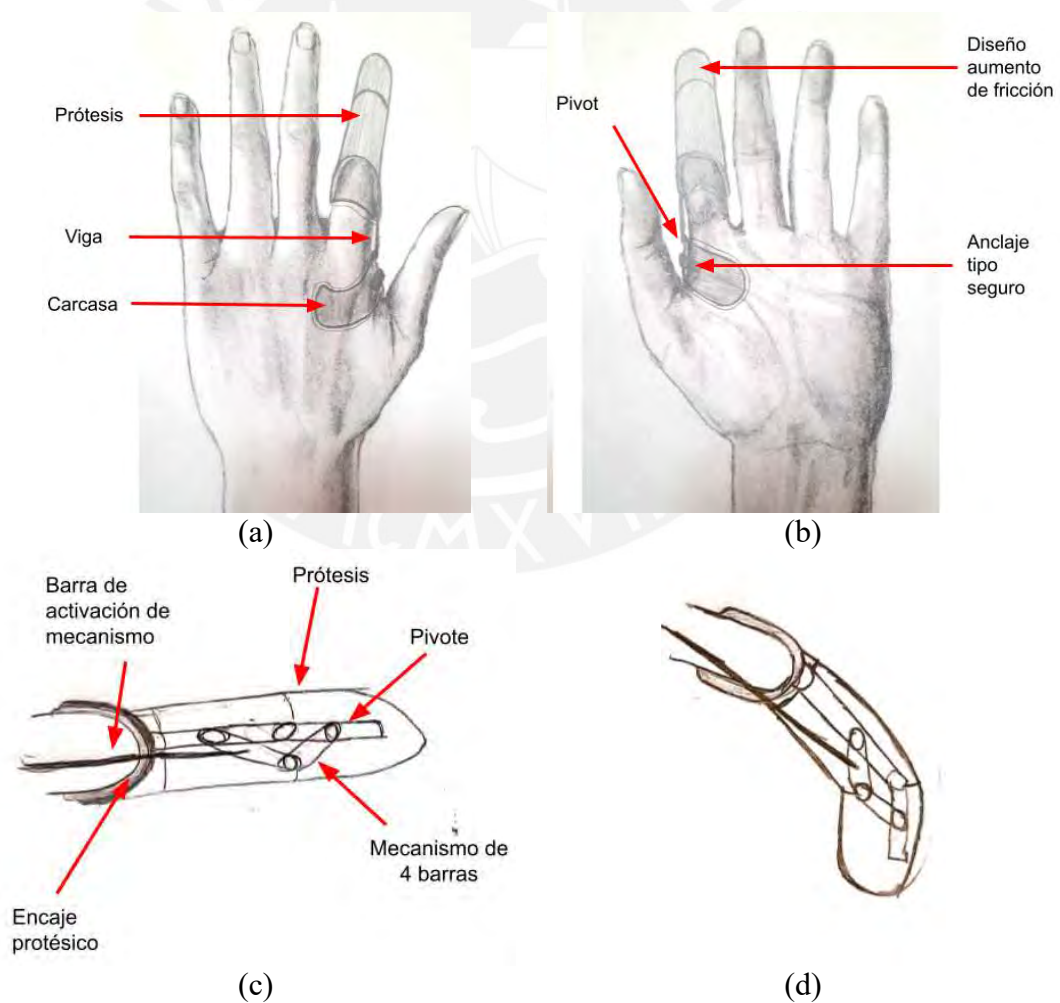


Fig. 3.5. Bocetos del concepto solución 3: (a) Boceto de la prótesis en la cara dorsal de la mano, (b) Boceto de la prótesis en la cara palmar de la mano, (c) Boceto de la prótesis en la cara sagital de la mano, (d) Boceto de la prótesis activada en la cara sagital de la mano

### 3.2.4. Evaluación de los conceptos de solución

Las soluciones serán evaluadas por criterios técnicos y económicos, cada criterio tendrá un peso relativo que variará del 1 al 10, donde 1 representa el criterio menos importante y 10 representa el criterio más importante. Cada solución tendrá un puntaje para cada criterio de evaluación que variará del 0 al 4, donde 0 significa que no la solución no satisface el criterio de evaluación y 4 significa que la solución satisface completamente el criterio. En la Tabla 3.3 y Tabla 3.4 se muestra los criterios de evaluación técnicos junto con su peso relativo, la justificación del puntaje de cada concepto solución y la evaluación de cada concepto de solución. Del mismo modo, en la Tabla 3.5 y Tabla 3.6 se muestra los criterios de evaluación económicos junto con su peso relativo, la justificación del puntaje de cada concepto solución y la evaluación de cada concepto de solución.

#### Aspectos técnicos:

- Función: Que el mecanismo que usa la prótesis tenga la capacidad de devolver la funcionalidad al dedo.
- Volumen: Que las dimensiones de la prótesis no sean alejen de la anatomía de la mano.
- Mantenimiento: Que los mantenimientos preventivos de la prótesis no sean complicados y no tarden más de un día.
- Seguridad: Que el equipo no falle cuando se realice los movimientos.
- Facilidad montaje: Que el montaje de la prótesis sea sencillo y no necesite de un tercero.
- Ergonomía: Que el uso de la prótesis no incomode al usuario en la realización de actividades cotidianas.

#### Aspectos económicos:

- Costo de fabricación: Que los precios de fabricación y procesos de producción no sean elevados.
- Fácil adquisición de material: Que la adquisición y compra de los materiales necesarios para la prótesis no sean complicados ni de un costo elevado.
- Número de piezas: Que la cantidad de piezas que necesita la prótesis sea la menor posible sin perjudicar la funcionalidad.

- Facilidad de ensamblaje: Que el ensamblaje de todos los componentes de la prótesis no sea complicado

Tabla 3.3. Criterios de evaluación técnicas y justificación del puntaje a cada concepto de solución.

Criterio	Peso relativo	Solución	Puntaje	Justificación
Función	10	Solución 1	3	El mecanismo de activación de la prótesis simula el movimiento del dedo índice
		Solución 2	3	
		Solución 3	3	
		Solución ideal	4	El mecanismo de la prótesis simula perfectamente el movimiento fisiológico del dedo índice
Volumen	8	Solución 1	3	Los cables y carcasa no aumentan considerablemente volumen a la mano
		Solución 2	1	El mecanismo de 4 barras empieza en el nudillo y aumenta considerablemente el volumen de la mano
		Solución 3	2	El mecanismo empieza en el lateral del nudillo lo cual aumenta volumen a la mano, pero en menor medida que la solución 2
		Solución ideal	4	La prótesis no aumenta volumen a la mano
Mantenimiento	7	Solución 1	2	El mantenimiento constaría de revisar el estado de los cables y, en ocasiones, tener que abrir el dedo protésico
		Solución 2	1	El mantenimiento constaría en abrir la prótesis, revisar el mecanismo de la prótesis y buscar posibles oxidaciones o imperfecciones
		Solución 3	1	
		Solución ideal	4	El mantenimiento de la prótesis no necesita abrir la prótesis y es simple
Seguridad	10	Solución 1	2	El exceso uso de la prótesis puede dañar a el cable afectando la funcionalidad de la prótesis
		Solución 2	2	Al usar un mecanismo con varios componentes, es más probable el fallo de la activación de la prótesis
		Solución 3	2	
		Solución ideal	4	La prótesis no fallará a pesar del número de componentes y la cantidad de uso
Facilidad de montaje	7	Solución 1	3	El montaje de la prótesis a la mano del paciente no es complicado
		Solución 2	3	
		Solución 3	2	El montaje de la prótesis no es complicado, pero puede ser incomodo
		Solución ideal	4	El montaje no presenta ninguna complicación
Ergonomía	9	Solución 1	2	El anclaje en la palma de la mano puede incomodar al paciente
		Solución 2	3	El anclaje y la carcasa no incomodan al paciente en sus actividades
		Solución 3	1	El anclaje y el mecanismo de activación incomodan a el dedo pulgar del paciente
		Solución ideal	4	El mecanismo es completamente ergonómico para el usuario

Tabla 3.4. Evaluación técnica de los conceptos de solución.

Criterio	Peso relativo (PR)	Alternativas (AL)			
		Solución 1	Solución 2	Solución 3	Ideal
Función	10	3	3	3	4
Volumen	8	3	1	2	4
Mantenimiento	7	2	1	1	4
Seguridad	10	2	2	2	4
Facilidad de montaje	7	3	3	2	4
Ergonomía	9	2	3	1	4
<b>PT Puntaje total = <math>\sum PR*AL</math></b>		127	113	96	204
<b>Coefficiente técnico (%) = <math>(PT/Ideal)*100</math></b>		62.25	55.40	47.05	100

Tabla 3.5. Criterios de evaluación económicas y justificación del puntaje a cada concepto de solución.

Criterio	Peso relativo	Solución	Puntaje	Justificación
Costo de fabricación	10	Solución 1	3	Al usar cables comerciales y una carcasa más simple debido al diseño de la prótesis no se requiere de una complejidad de fabricación
		Solución 2	2	Debido al uso del mecanismo de 4 barras, los anclajes y el diseño interno de la prótesis se hacen más complicados lo cual aumenta el precio de fabricación
		Solución 3	2	
		Solución ideal	4	El costo de fabricación es el menor posible en el mercado
Fácil adquisición de material	9	Solución 1	2	Los cables deben ser importados y puede aumentar su costo
		Solución 2	2	Se puede conseguir localmente metal para los mecanismos de 4 barras; sin embargo, es un material relativamente costoso
		Solución 3	2	
		Solución ideal	4	La adquisición de los materiales para la prótesis no presenta complicaciones ni sobrecostos
Número de piezas	8	Solución 1	3	Las piezas son: carcasa, anclaje tipo velcro, cables y la prótesis
		Solución 2	1	Las piezas son: carcasa, anclaje y 5 barras para la activación de la prótesis
		Solución 3	1	
		Solución ideal	4	La prótesis tiene una cantidad de componentes mínimo sin afectar la funcionalidad de la prótesis
Facilidad de ensamblaje	7	Solución 1	2	Los cables deben ser posicionados dentro de la prótesis lo cual puede ser complicado
		Solución 2	1	Al usar un mecanismo con varios componentes, el ensamblaje del mecanismo de 4 barras y la prótesis es más complicado que la solución 1
		Solución 3	1	
		Solución ideal	4	El ensamblaje de los componentes de la prótesis es sencillo y sin complicaciones

Tabla 3.6. Evaluación económica de los conceptos de solución.

Criterio	Peso relativo (PR)	Alternativas (AL)			
		Solución 1	Solución 2	Solución 3	Ideal
Costo de fabricación	10	3	2	2	4
Fácil adquisición de material	9	2	2	2	4
Número de piezas	8	3	1	1	4
Fácil ensamblaje	7	2	1	1	4
<b>PT Puntaje total = <math>\sum PR*AL</math></b>		86	53	53	136
<b>Coefficiente económico (%) = <math>(PT/Ideal)*100</math></b>		63.23	38.97	38.97	100

A continuación, en la Tabla 3.7 se muestra un cuadro comparativo de los conceptos de solución y también la Figura 3.6 donde se muestra el análisis de las soluciones según la norma VDI 2225.

Tabla 3.7. Puntajes de los criterios de los conceptos de solución.

Soluciones	Criterio técnico	Coefficiente económico
Solución 1 (A)	62.25	63.23
Solución 2 (B)	55.40	38.97
Solución 3 (C)	47.05	38.97

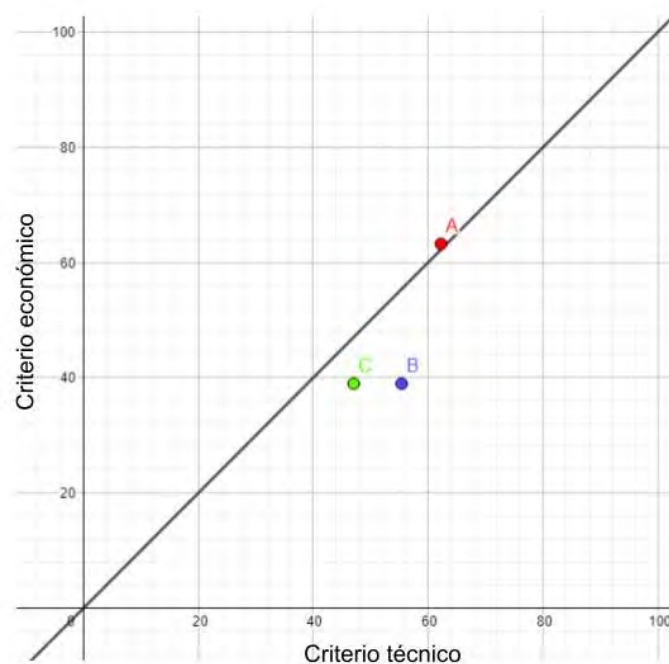


Figura 3.6. Análisis de las 3 soluciones usando el criterio técnico y económico según la norma VDI 2225.

Tomando como referencia la Figura 3.6, y siguiendo la norma VDI 2225, la solución que sea más cercana a línea media será la más óptima. Entonces, se concluye que la

solución ganadora es solución número 1. Sin embargo, no se descartará la opción de realizar el montaje y desmontaje de la prótesis en la muñeca de la mano, tampoco se descartará la opción de asegurar la prótesis mediante correos. Ello se debe a que ambas opciones son buenas opciones para desarrollar la prótesis por sus características previamente explicadas. Con la finalidad de definir si la prótesis quedará con sus partes originales o se cambiarán, se realizarán pruebas a la prótesis original para y poder analizar su efectividad.

### 3.2.5. Mejora y detalle de la solución

A continuación, se mejorará y detallará los componentes de la solución ganadora respetando la matriz morfológica de donde resultó esta solución.

#### *Montaje y seguro de la prótesis.*

Anteriormente el seguro tipo velcro se encontraba en la cara palmar de la mano, ello podría generar una gran incomodidad al momento de agarrar algún objeto, además que por los materiales usados este no aseguraría el agarre de objetos. Por ello, se cambió la posición del seguro tipo velcro a la cara dorsal de la mano. Adicionalmente, con el fin de asegurar el agarre de los objetos en la cara palmar de la prótesis, se agregó una superficie que mejore la fricción entre la prótesis y el objeto a agarrar. Los cambios se muestran en la Figura 3.7.

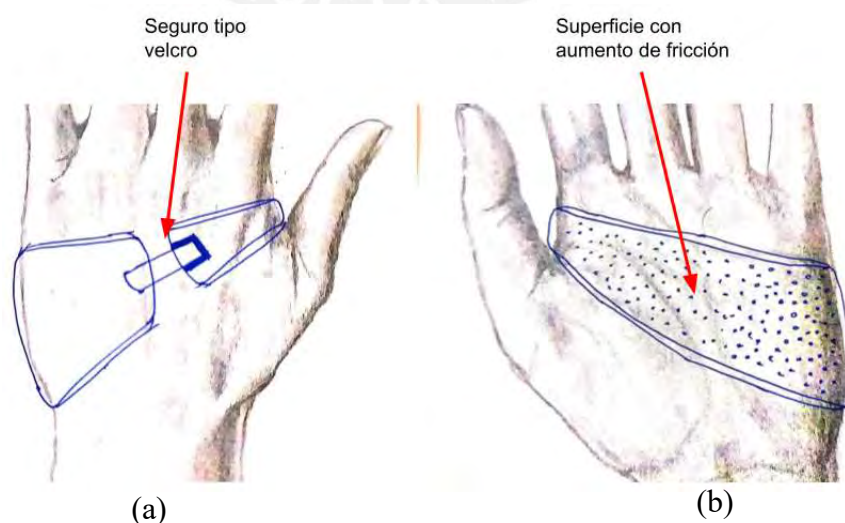


Figura. 3.7. Cambios en el montaje y seguro realizados a la solución escogida: (a) Vista dorsal, (b) Vista palmar.

## **CAPÍTULO 4**

### **CONSIDERACIONES Y DISEÑO MECÁNICO**

En este capítulo se expondrán las consideraciones que se tendrán para realizar el diseño de la prótesis, se tendrán en cuenta consideraciones generales, antropométricas, físicas, cinéticas y cinemáticas. Luego de ello, se tomarán estas consideraciones para realizar el diseño mecánico de la prótesis mecánica.

#### **4.1. Consideraciones preliminares**

En este subcapítulo se expondrá las consideraciones y suposiciones iniciales a considerar para poder realizar los cálculos necesarios para la validación del pretotipo.

##### **4.1.1 Consideraciones generales**

El alcance de este trabajo es crear el pretotipo de la prótesis diseñada, es por ello que se priorizará mostrar la característica más importante del sistema, la funcionalidad, haciendo referencia al movimiento de la prótesis. Es por ello que cálculos sobre fuerza de agarre y cálculos de torque no serán realizados en este proyecto.

##### **4.1.2 Consideraciones antropométricas**

Debido a que el alcance del proyecto es crear un pretotipo que muestre la funcionalidad del sistema no es necesario diseñarlo con medidas estandarizadas o parametrizadas.



Entonces, para obtener las medidas antropométricas que se usarán en esta prótesis se usarán las medias del dedo índice de la mano derecha del autor del proyecto, César Sebastián Carrillo Ramírez.

Asadujjaman (2019) estandarizo un protocolo para estimar la antropometría de la mano de las personas en Bangladesh, para ello definió las medidas más importantes de la mano. En la Tabla 4.1 se muestran estas medidas y la forma en cómo medirlas. En la Figura 4.1 se muestra gráficamente la forma en la que las medidas se tomaron. Para fines de este trabajo, se realizarán las medidas HB e IFL. HB se usará para la creación de la carcasa e IFL se usará para la creación de la prótesis de dedo.

Tabla 4.1. Medidas de la antropometría de la mano según Asadujjaman (2019)

Representación (inglés)	Medida	Forma de medir
HL	Largo de la mano	Distancia entre los puntos medios del pliegue transversal distal de la muñeca y la proyección más anterior de la piel del del dedo medio.
HB	Amplitud de la mano	Distancia entre los puntos más laterales de la cabeza del metacarpiano del dedo índice al punto más medial de la cabeza del metacarpiano del dedo meñique
MHB	Amplitud máxima de la mano	La distancia desde el punto más lateral de la cabeza del metacarpiano del pulgar hasta el punto más medial de la cabeza del metacarpiano del dedo meñique con los dedos cerrados.
PL	Largo de la palma de la mano	Distancia entre los puntos medios del pliegue transversal distal de la muñeca y el pliegue más proximal del dedo medio.
THB	Largo del dedo gordo	La distancia desde la punta del pulgar hasta el borde del pliegue con la palma de la mano
IFL	Largo del dedo índice	La distancia desde la punta del índice hasta el borde del pliegue con la palma de la mano
MFL	Largo del dedo medio	La distancia desde la punta del dedo medio hasta el borde del pliegue con la palma de la mano
RFL	Largo del dedo anular	La distancia desde la punta del anular hasta el borde del pliegue con la palma de la mano
LFL	Largo del meñique	La distancia desde la punta del índice hasta el borde del pliegue con la palma de la mano

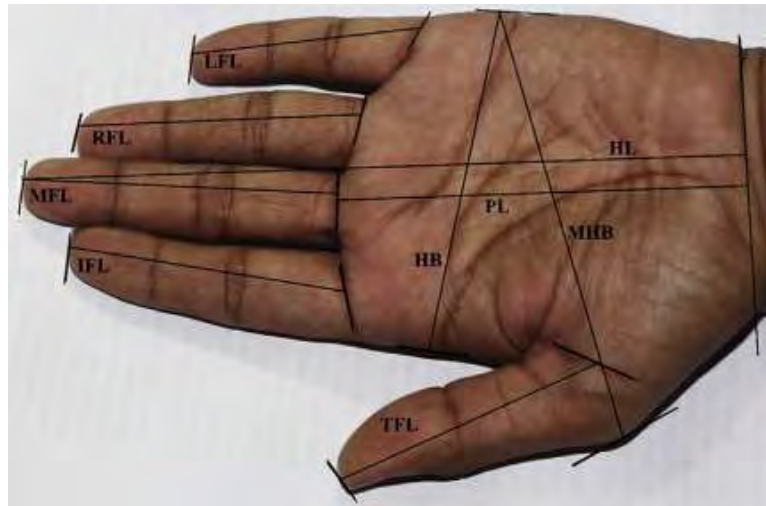


Figura 4.1. Medidas antropométricas de la mano según Asadujjaman (2019).

Habib y Kamal (2010) estimaron la estatura de personas usando medidas antropométricas de la mano y de las falanges en la población egipcia, para realizar ello estandarizaron parámetros para medir las falanges MCP, PIP y DIP. En la Tabla 4.2 se muestra la forma de medir las falanges de los dedos. Del mismo modo, en la Figura 4.2, se muestra la forma de medir las falanges de una forma gráfica. Para fines de este trabajo, se realizarán todas las medidas de las longitudes de las falanges del dedo índice del voluntario.

Tabla 4.2. Medidas antropométricas de los dedos según Habib & Kamal (2010)

Representación	Medida	Forma de medir
MCP	Articulación MCP	Distancia entre el pliegue palmar y el pliegue entre las falanges MCP - PIP
PIP	Articulación PIP	Distancia entre el pliegue MCP - PIP y el pliegue entre las falanges PIP - DIP
DIP	Articulación DIP	Distancia entre el pliegue PIP - DIP y la parte más distal de la falange DIP.

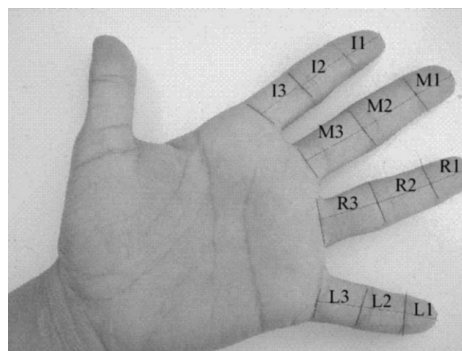
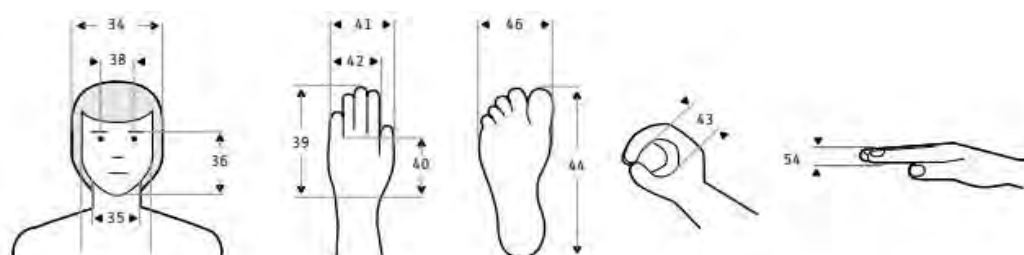


Figura 4.2. Medidas antropométricas de las falanges que fueron tomadas por Habib (2010).

León et al. (2007) realizó una medición de varias medidas antropométricas a diferentes poblaciones. Dentro de estas medidas se encuentran las medidas del ancho y espesor de los dedos. En la Figura 4.3, en las medidas 54 y 42, se pueden ver dichas medidas. Sin embargo, dichas medidas consideran que el ancho y el espesor de todas las falanges son constantes en todo el dedo. Para fines de este trabajo no se considerará que las medidas de las falanges son constantes en todo su recorrido, por lo que el ancho y espesor de las falanges se medirán en la parte medial de cada falange.



Dimensiones		18 - 65 años (n=396)				
		̄	D.E.	Percentiles		
				5	50	95
34	Anchura cabeza	150	8.54	134	151	165
35	Anchura cuello	110	7.94	97	109	122
36	Altura cara	127	7.55	114	128	138
37	Anchura cara	124	9.69	106	124	139
38	Diámetro interpupilar	57	4.94	49	57	65
39	Longitud mano	171	8.28	158	170	185
40	Longitud palma mano	87	4.77	90	97	105
41	Anchura mano	93	6.83	83	92	103
42	Anchura palma mano	76	3.56	71	76	82
43	Diámetro empuñadura	44	3.63	39	45	50
44	Longitud pie	232	10.13	217	232	250
46	Anchura pie	90	4.92	83	90	99
54	Espesor mano	29	3.17	24	30	35

Figura 4.3 Tabla de medidas antropométricas realizadas por León (2017). Siendo el espesor de los dedos la medida 54 y el ancho de los dedos la medida 42.

Habiendo expuesto todas las consideraciones antropométricas que se considerarán en este trabajo, en la Figura 4.4 se presenta un resumen de todas las medidas que se adoptarán, mientras que en la Tabla 4.3 se muestran las siglas asignadas a esta medición y la forma de medir estas variables.

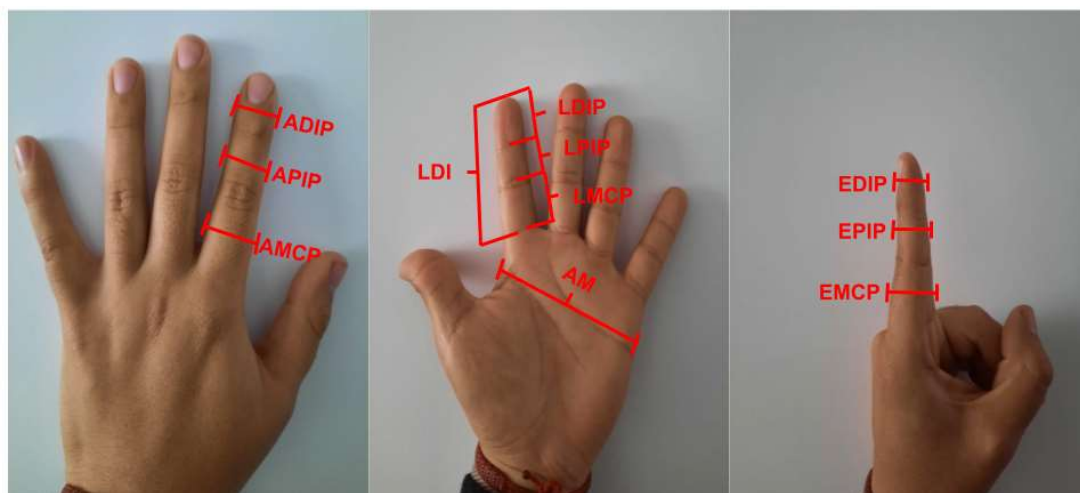


Figura 4.4. Variables que serán medidas en el dedo índice del voluntario. Ancho de la falange proximal (AMCP), ancho de la medial (APIP), ancho de la falange distal (ADIP), largo del dedo índice (LDI), largo de la falange proximal (LMCP), largo de la falange medial (LPIP), largo de la falange distal (LDIP), ancho de la mano (AM), espesor de la falange proximal (EMCP), espesor de la falange medial (EPIP) y espesor de la falange distal (EDIP).

Tabla 4.3. Medidas antropométricas a usar

Siglas	Medida	Forma de medir
AMCP	Ancho de la falange proximal	Distancia entre los puntos mediales laterales de la falange MCP
APIP	Ancho de la falange medial	Distancia entre los puntos mediales laterales de la falange PIP
ADIP	Ancho de la falange distal	Distancia entre los puntos mediales laterales de la falange DIP
LDI	Largo del dedo índice	La distancia desde la punta del índice hasta el borde del pliegue con la palma de la mano
LMCP	Largo de la falange proximal	Distancia entre el pliegue palmar y el pliegue entre las falanges MCP - PIP
LPIP	Largo de la falange medial	Distancia entre el pliegue MCP - PIP y el pliegue entre las falanges PIP - DIP
LDIP	Largo de la falange distal	Distancia entre el pliegue PIP - DIP y la parte más distal de la falange DIP.
AM	Ancho de la mano	Distancia entre los puntos más laterales de la cabeza del metacarpiano del dedo índice al punto más medial de la cabeza del metacarpiano del dedo meñique
EDIP	Espesor de la falange proximal	Distancia entre los puntos mediales superior e inferior de la falange MCP
EPIP	Espesor de la falange medial	Distancia entre los puntos mediales superior e inferior de la falange PIP
EDIP	Espesor de la falange distal	Distancia entre los puntos mediales superior e inferior de la falange DIP

### 4.1.3 Consideraciones físicas.

Con el fin de simplificar los cálculos de este trabajo, se realizarán consideraciones físicas sobre pesos, fricción y deformación.

#### 4.1.3.1 Consideraciones físicas de fricción.

Con respecto a la fuerza de fricción en este dispositivo, se puede identificar que existirá fricción entre los componentes que estarán en constante contacto y movimiento, las fuerzas de fricción son las siguientes:

- $F_{PC}$ : Fuerza de fricción entre la piel y el cable.
- $F_{CM}$ : Fuerza de fricción entre el cable y material exterior.
- $F_{CM2}$ : Fuerza de fricción entre el cable y el material interior.
- $F_R$ : Fuerza de fricción entre el soporte del dedo y la falange medial impresa
- $F_{R2}$ : Fuerza de fricción entre la falange medial impresa y la falange distal impresa.

En la Figura 4.5 se muestra una representación gráfica de las fuerzas de fricción en el dispositivo.

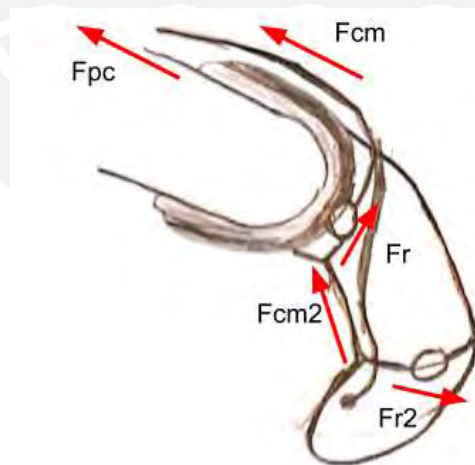


Figura 4.5. Fricciones identificadas en la prótesis.

En este trabajo se deprecian las fuerzas de fricción, con la finalidad de simplificar los cálculos.

#### **4.1.3.2 Consideraciones físicas de pesos.**

Con respecto a los pesos en este sistema, se pueden identificar 3 tipos de generadores de peso: el cable, la prótesis y los materiales adicionales. Debido a que la finalidad de este trabajo es crear un prototipo y no se harán pruebas con pacientes reales, es indiferente si se tiene mapeado el peso del sistema. Es por ello que el peso total del sistema será despreciado para fines del proyecto.

#### **4.1.3.3 Consideraciones de deformación.**

Al considerar que existirá un cable para la activación de la prótesis, este cable será sometido a tensión para poder realizar el movimiento y, por lo tanto, se deformará. Sin embargo, esta deformación es mínima. Por ello, esta deformación será despreciada.

Cabe mencionar que el hueso también sufre una mínima deformación por el esfuerzo y la tensión al estar expuesto a la tensión que genera el cable. Del mismo modo que el cable, esta deformación es mínima por lo que también será despreciada.

#### **4.1.4. Consideraciones cinéticas.**

Como se mencionó anteriormente, las fuerzas de agarre y torques que se presentarán en el dispositivo no serán considerados ya que el prototipo que se diseñará buscará demostrar la funcionalidad del mecanismo. Por ello, la cinética en este proyecto no será tomada en cuenta

#### **4.1.5. Consideraciones cinemáticas.**

Debido a que la finalidad de este proyecto es la funcionalidad de la prótesis, la cinemática del sistema es la consideración más relevante a considerar. Según lo expuesto en el Capítulo 1.2.1, el dedo tiene dos movimientos cinemáticos: flexión – extensión y abducción – aducción. Para cada movimiento se tendrá consideraciones especiales.

#### 4.1.5.1. Consideraciones en la flexión - extensión.

El movimiento de flexión – extensión fue expuesto y explicado en el Capítulo 1.2.1. Sin embargo, para definir la cinemática de las articulaciones MCP, PIP y DIP se usarán los ángulos máximos de flexión y extensión. Coupier et al. (2016) evaluó la cinemática de las articulaciones de los dedos. En la Tabla 4.4 se exponen los ángulos de flexión - extensión mínimos y máximos de las articulaciones del dedo índice según Coupier et al. (2016).

Con el fin de poder comprobar la funcionalidad de la cinemática se necesitarán realizar pruebas cinemáticas de la prótesis. Para contar con una referencia del patrón de movimiento se usarán las gráficas que se usaron en la investigación de Coupier et al. (2016), estas gráficas se muestran al Figura 4.6.

Tabla 4.4. Ángulos de flexión - extensión del dedo índice según Coupier (2016).

Articulación	Angulo de flexión – extensión	
	Mínimo (°)	Máximo (°)
MCP	60	86
PIP	93	107
DIP	58	84

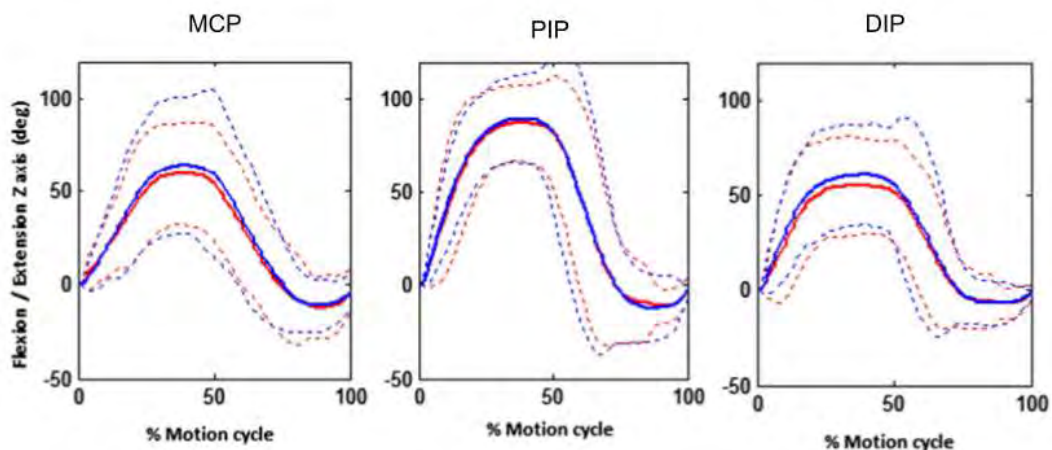


Figura 4.6. Se muestra las gráficas cinemáticas de las articulaciones MCP, PIP y DIP del dedo índice según Coupier (2016), las líneas discontinuas son los ángulos máximos y mínimos que se encontró al realizar las pruebas.

Adicionalmente para este movimiento también se medirá la velocidad angular y aceleración angular de las articulaciones MIP, DIP y PIP. En la literatura revisada solo

se encontró una investigación realizada por Berceanu et al. (2010) donde midió la velocidad angular y aceleración angular de las articulaciones MIP, DIP y PIP. En la Figura 4.7 se muestra la gráfica de velocidad y aceleración angular que se obtuvo en la investigación. Sin embargo, no se tomarán como referencia estos resultados debido a la falta de evidencia en otras investigaciones que muestren un comportamiento similar.

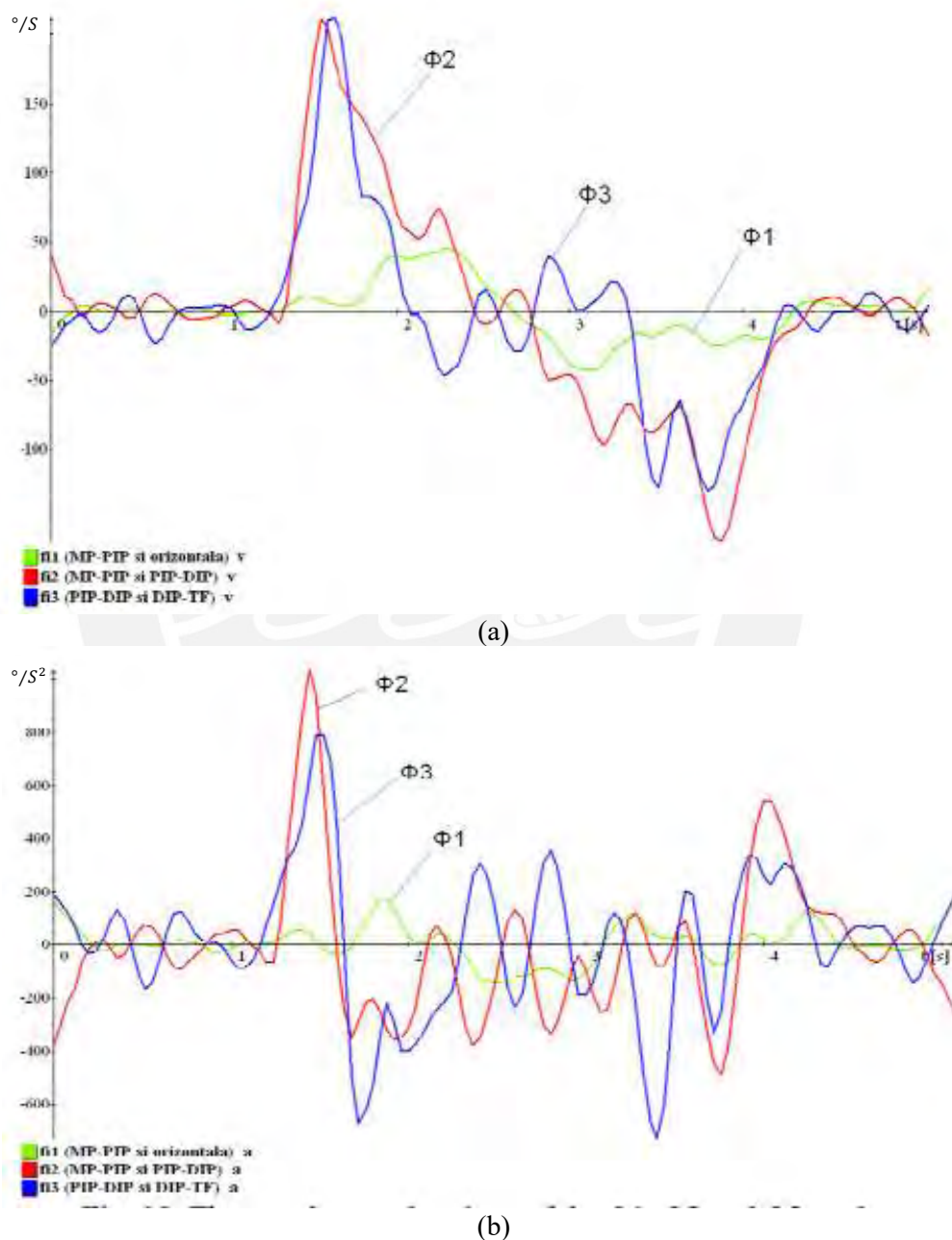


Figura 4.7. Gráficas cinemáticas de las articulaciones MIP, DIP y PIP: (a) Gráfica de velocidad angular de las articulaciones MIP, DIP y PIP ( $\Phi 1$ ,  $\Phi 2$  y  $\Phi 3$  respectivamente), (b) Gráfica de aceleración angular de las articulaciones MIP, DIP y PIP ( $\Phi 1$ ,  $\Phi 2$  y  $\Phi 3$  respectivamente).



Entonces, debido a que no se cuenta con una referencia segura sobre la velocidad y aceleración angular de las articulaciones del dedo, se propondrá ecuaciones que tratarán de replicar la velocidad y aceleración angular de las articulaciones. Para motivos prácticos, se considerará que cada falange tiene una estructura regular y constante, que las articulaciones entre las falanges forman círculos perfectos y que no existe fuerzas de fricción entre ellos, en la Figura 4.8. se muestra una representación del dedo de la mano.

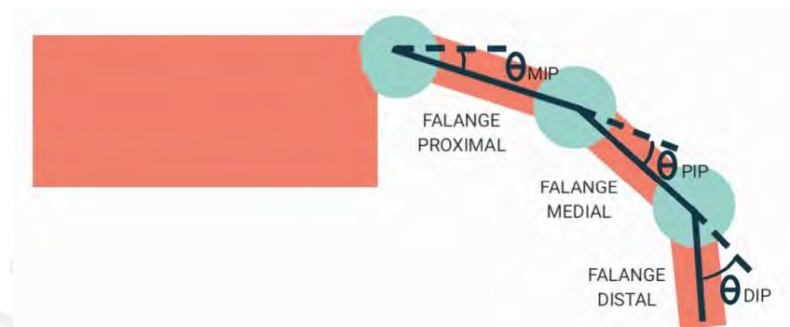


Figura 4.8. Representación del dedo índice para la realización de los cálculos cinemáticos.

Tomando en cuenta las consideraciones, se puede extrapolar las ecuaciones para cada articulación. En la Figura 4.9. se muestra la representación de las falanges con la velocidad angular y aceleración angular. En las Ecuaciones 4.1, 4.2 y 4.3 se muestra la relación entre la velocidad angular y la aceleración angular.

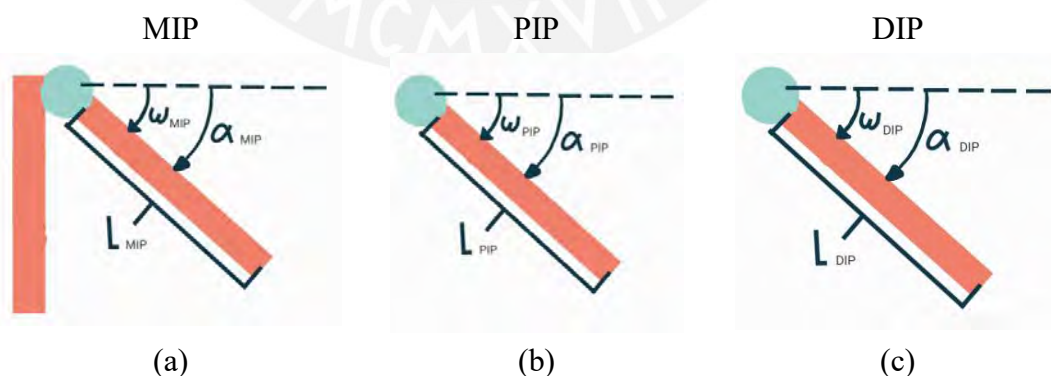


Figura 4.9. Ecuaciones cinemáticas de las articulaciones del dedo en la flexión y extensión: (a) Articulación MCP, (b) Articulación PIP, (c) Articulación DIP.

$$\alpha_{MIP} = \frac{\omega_{MIP}}{\Delta t} \quad (4.1)$$

$$\alpha_{PIP} = \frac{\omega_{PIP}}{\Delta t} \quad (4.2)$$

$$\alpha_{DIP} = \frac{\omega_{DIP}}{\Delta t} \quad (4.3)$$

Siendo:

$\alpha_{MIP}$ : Aceleración angular de la articulación MIP en  $\frac{rad}{s^2}$

$\alpha_{PIP}$ : Aceleración angular de la articulación PIP en  $\frac{rad}{s^2}$

$\alpha_{DIP}$ : Aceleración angular de la articulación DIP en  $\frac{rad}{s^2}$

$\omega_{MIP}$ : Aceleración angular de la articulación MIP en  $\frac{rad}{s}$

$\omega_{PIP}$ : Aceleración angular de la articulación PIP en  $\frac{rad}{s}$

$\omega_{DIP}$ : Aceleración angular de la articulación DIP en  $\frac{rad}{s}$

$\Delta t$ : Tiempo de la flexión – extensión en segundos

#### 4.1.5.2. Consideraciones en la abducción - aducción.

El movimiento de abducción – aducción fue expuesto y explicado en el Capítulo 1.2.1, como fue explicado en este capítulo la articulación que realiza el movimiento de abducción – aducción es la MCP, por ello esta articulación será la única que se considerará para las consideraciones cinemáticas. Como se explicó en el Capítulo 3 de diseño, la falange proximal del dedo índice es la única falange que deberá estar completa, para cumplir con la cinemática de abducción – aducción la prótesis deberá permitir el libre movimiento de la articulación MCP.

Se analizará la cinemática de la articulación MCP usando como referencia los ángulos máximos que Coupier et al. (2016) encontró cuando analizó la cinemática de las articulaciones de los dedos. En la Tabla 4.5. se expone los ángulos de abducción - aducción mínimos y máximos de la articulación MCP del dedo índice según Coupier et al. (2016).

Con el fin de comprobar la funcionalidad de la prótesis se realizará pruebas cinemáticas de la prótesis, se tendrá como referencia el patrón de movimiento que encontró Coupier et al. (2016), esta gráfica se muestra en la Figura 4.10.

Tabla 4.5. Ángulo de abducción – aducción mínimos y máximos de la articulación MCP dedo índice según Coupier et al. (2016).

Articulación	Angulo de flexión – extensión	
	Mínimo (°)	Máximo (°)
MCP	12	30

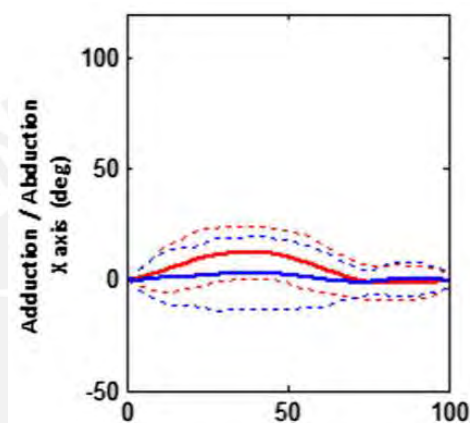


Figura 4.10. Gráfica cinemática de abducción - aducción de la articulación MCP del dedo índice según Coupier (2016).

## 4.2. Diseño mecánico.

En este subcapítulo se realizará el diseño mecánico de la prótesis usando todas las consideraciones previamente expuestas.

### 4.2.1. Dimensionamiento de la prótesis.

Como se mencionó anteriormente, para el diseño de la prótesis se usarán las medidas antropométricas reales del sujeto de prueba. Para determinar estas medidas se usará la Figura 4.4, en donde se mostró gráficamente las medidas necesarias para la creación de la prótesis. En la Tabla 4.6. se muestran las medidas que se obtuvieron para fines de este trabajo. Para realizar estas mediciones se usó un pie de rey digital calibrado. En la Figura 4.11. se muestra un boceto de la prótesis con las dimensiones recolectadas de la Tabla 4.6.

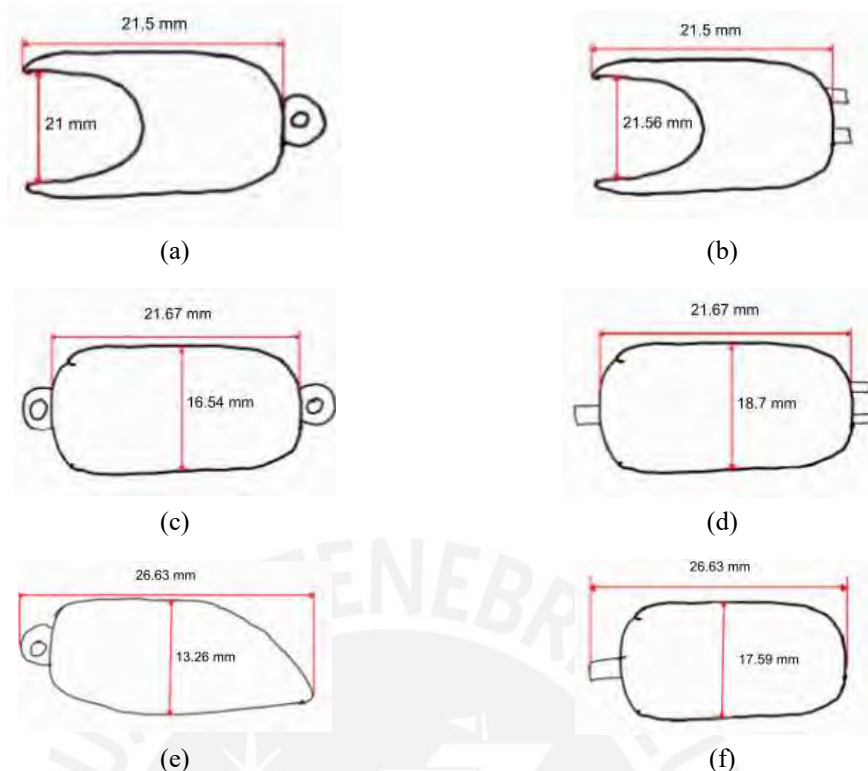


Figura 4.11. Bocetos en diferentes proyecciones a mano alzada con las dimensiones de cada parte de la prótesis: (a) Vista lateral del muñón, (b) Vista superior de muñón, (c) Vista lateral de la prótesis medial, (d) Vista superior de la prótesis medial, (e) Vista lateral de la prótesis distal, (f) Vista superior de la prótesis distal.

Tabla 4.6. Medidas antropométricas del dedo índice derecho y la mano de César Sebastián Carrillo Ramírez.

Siglas	Forma de medir	Medida (mm)
AMCP	Distancia entre los puntos mediales laterales de la falange MCP	21.56
APIP	Distancia entre los puntos mediales laterales de la falange PIP	18.7
ADIP	Distancia entre los puntos mediales laterales de la falange DIP	17.59
LDI	La distancia desde la punta del índice hasta el borde del pliegue con la palma de la mano	67.93
LMCP	Distancia entre el pliegue palmar y el pliegue entre las falanges MCP - PIP	21.5
LPIP	Distancia entre el pliegue MCP - PIP y el pliegue entre las falanges PIP - DIP	21.67
LDIP	Distancia entre el pliegue PIP - DIP y la parte más distal de la falange DIP.	26.63
AM	Distancia entre los puntos más laterales de la cabeza del metacarpiano del dedo índice al punto más medial de la cabeza del metacarpiano del dedo meñique	885
EMCP	Distancia entre los puntos mediales superior e inferior de la falange MCP	21
EPIP	Distancia entre los puntos mediales superior e inferior de la falange PIP	16.54
EDIP	Distancia entre los puntos mediales superior e inferior de la falange DIP	13.26

#### 4.2.2. Dimensionamiento y selección de los cables.

En esta prótesis se requerirán dos tipos de cable, uno rígido (cable A) y el otro flexible (cable B). El cable A empieza desde la carcasa de la prótesis, luego recorre la parte superior de la prótesis de la falange proximal, luego recorrerá la parte inferior de la prótesis medial y, finalmente, termina en la falange distal. Con respecto al cable B, se usarán dos de este tipo, el primero empieza en la parte superior media de la prótesis proximal y termina en la parte superior media de la falange medial, la segunda empieza en la parte superior media de la prótesis medial y termina en la parte superior media de la falange distal.

Con respecto a la función de los cables, el cable A es el encargado de redirigir la energía que se crea al momento que se realiza un movimiento en la falange proximal hacia la prótesis, esta energía crea un torque lo cual es el responsable que la prótesis se active y realice el movimiento de la flexión. Con respecto al cable B, cuando la prótesis se activa entonces este cable se estira, lo cual genera que se acumule energía potencial el tiempo en que la prótesis esta activa, en el momento en que la prótesis se desactiva estos cables liberan la energía en la prótesis lo cual genera el movimiento de extensión. En la Figura 4.12. se muestra la prótesis en reposo, en el movimiento de flexión y extensión junto con los cables A y B.

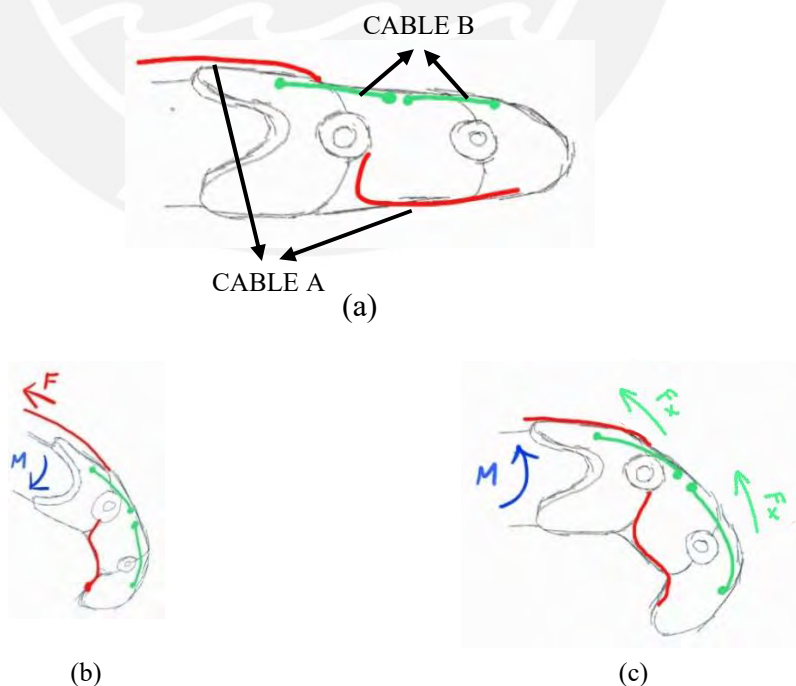


Figura 4.12. Bosquejos del recorrido de los cables en la prótesis: (a) prótesis en reposo, (b) prótesis en flexión y fuerzas asociadas, (c) prótesis en extensión y fuerzas asociadas.

#### **4.2.2.1. Selección de los cables.**

Como fue mencionado anteriormente se usarán 2 tipos de cables de diferentes propiedades, por lo que se realizará una selección para cada tipo de cable.

Debido a que se está diseñando un prototipo, los requerimientos para el cable A (rígido) deben cumplir con los siguientes requerimientos mínimos. El primero, el diámetro no deberá ser mayor a 0.05 mm, la razón es que los diseños están en la escala de milímetros lo cual no permite un mayor grosor de cable. Finalmente, una resistencia de por lo menos 1 kg de fuerza, es cierto que la prótesis no estará sometida a grandes tensiones que pondrán a prueba su resistencia; sin embargo, es necesario contar con una resistencia considerable por la cantidad de pruebas de flexión y extensión que se realizarán. Tomando como referencia las características expuestas. Se escogió el cable de Nylon de la marca Mikado, este cable tiene un grosor de 0.035 mm y una resistencia de 2,53 kg, lo cual satisface los requerimientos previamente mencionados.

Con respecto al cable B (Elástico), la única consideración técnica que deberá cumplir es que el diámetro debe ser menor a 0.1 mm, la razón es que los diseños de la prótesis al estar en la escala de los milímetros y el cable debe ser lo más delgado posible. Se decidió usar un hilo delgado elástico, generalmente usado para manufactura de prendas, este hilo cuenta con una liga elástica en su interior lo cual le da la propiedad elástica. Este hilo cuenta con un diámetro menor a 1 mm por lo cual cumple con las especificaciones requeridas.

#### **4.2.2.2. Dimensionamiento de los cables**

Como parte del dimensionamiento de los cables se debe medir cual es la longitud mínima que tendrá cada cable. Para la longitud del cable B se considerará la distancia entre los puntos mediales de cada falange, ello se debe a que la función de este cable es acumular energía potencial cuando la prótesis se active y eso se logrará estirando el cable cuando la prótesis esté en flexión. En la Figura 4.13 se muestra un boceto de la prótesis con las medidas de los dos cables tipo B y en las Ecuaciones 4.4 y 4.5 se muestran las ecuaciones que se usará para calcular la longitud de los cables tipo B.

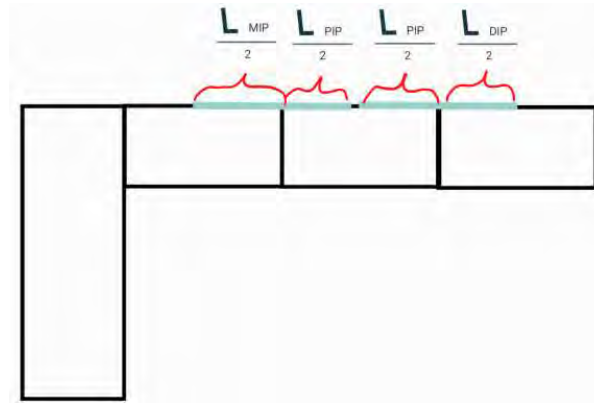


Figura 4.13. Bosquejo la prótesis y los recorridos de los cables tipo B con sus longitudes.

$$L_{B1} = \frac{L_{MCP}}{2} + \frac{L_{PIP}}{2} \quad (4.4)$$

$$L_{B2} = \frac{L_{PIP}}{2} + \frac{L_{DIP}}{2} \quad (4.5)$$

Entonces, usando las Ecuaciones 4.4. y 4.5 y los valores de la Tabla 4.6 se determina las longitudes de los cables tipo B:  $L_{B1} = 21.59 \text{ mm}$  y  $L_{B2} = 24.15 \text{ mm}$

La longitud del cable A será medida en el caso más crítico, cuando el movimiento de flexión es completo y los ángulos de flexión sean máximos. Se medirá desde la parte medial inferior de la falange distal ( $\frac{L_{DIP}}{2}$ ), pasando por la parte inferior de la falange medial ( $L_{PIP}$ ), luego subiendo desde la parte inferior hasta la parte superior de la falange medial ( $E_{MCP}$ ), siguiendo por la parte superior de la falange proximal ( $L_{MCP}$ ) y terminando por la longitud del nudillo ( $L_N$ ). En la Figura 4.14 se muestra el recorrido total del cable A cuando la prótesis está en flexión máxima.

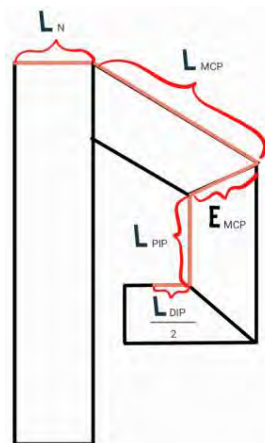


Figura 4.14. Bosquejo de la mano y el recorrido del cable tipo A con sus longitudes.

Se pegó un hilo simulando el recorrido de la Figura 4.13 para poder medir la longitud mínima que se necesitará para el cable A, luego de ello el sujeto realizó el movimiento de flexión al máximo y se obtuvo la longitud del cable cuando el dedo está en completa flexión. Finalmente se cortó el hilo donde termina el nudillo y se midió la distancia de este cable con un escalímetro, dando un resultado de 140 mm.

#### **4.2.3. Diseño de la prótesis.**

Teniendo en cuenta las especificaciones técnicas anteriores y los diseños preliminares que se pueden apreciar en el Anexo A, se procedió a crear la prótesis en 3D. Para crear esta prótesis se usó el Software Autodesk Inventor. El diseño se dividió en 3 partes.

Muñón: En el diseño del muñón se usaron las medidas encontradas en Tabla 4.6 que se encuentra en la Sección 4.2.1. El muñón tendrá las siguientes características:

- Paso de los cables: Por el muñón pasarán los cables tipo A (rígidos) para el funcionamiento de la prótesis total. La canaleta por donde pasará este cable se muestra en la Figura 4.15a (detalle A) y en la Tabla 4.7. Adicionalmente, se creó un arco por donde pasará el cable tipo A con la finalidad de mantener el cable en el lugar deseado, este arco se muestra en la Figura 4.15d (detalle J)
- Anclaje de los cables: En esta prótesis se anclará uno de los cables tipo B para realizar la extensión de la prótesis. La viga donde se anclará el cable se muestra en la Figura 4.15d (detalle H) y la Tabla 4.7.
- Movimientos de flexión – extensión y abducción - aducción. El muñón también servirá para modular los movimientos de flexión y extensión de la falange medial. Se crearon topes en el muñón para poder modular los ángulos de flexión y extensión de la prótesis, estos topes se muestran en la Figura 4.15c (detalle F y E) y Tabla 4.7. El muñón también permitirá la abducción y aducción de la prótesis, para ello se crearon arcos en el muñón para permitir estos movimientos. Estos arcos se muestran en la Figura 4.15.c (detalle D) y en la Tabla 4.7.
- Soporte para el pivoteo de la prótesis. El muñón servirá como soporte para el pivoteo de la prótesis medial. Para ello, se crearon unos soportes para el pivote que se encuentran en la cara frontal del muñón, en la Figura 4.15.a (detalle B) y Tabla 4.7 se



muestran estos soportes y en la Figura 4.15.d (detalle I) y Tabla 4.7 se muestra la entrada para el pivote de la prótesis medial. Finalmente, en los soportes del pivote se creó un agujero de 1 mm de diámetro por donde pasará un alambre metálico del mismo diámetro para permitir el pivoteo de la prótesis medial, estos agujeros se muestran en la Figura 4.15.c (detalle G) y Tabla 4.7 se muestra el agujero por donde pasará el alambre de metal que funcionará para lograr el pivoteo de la prótesis medial.

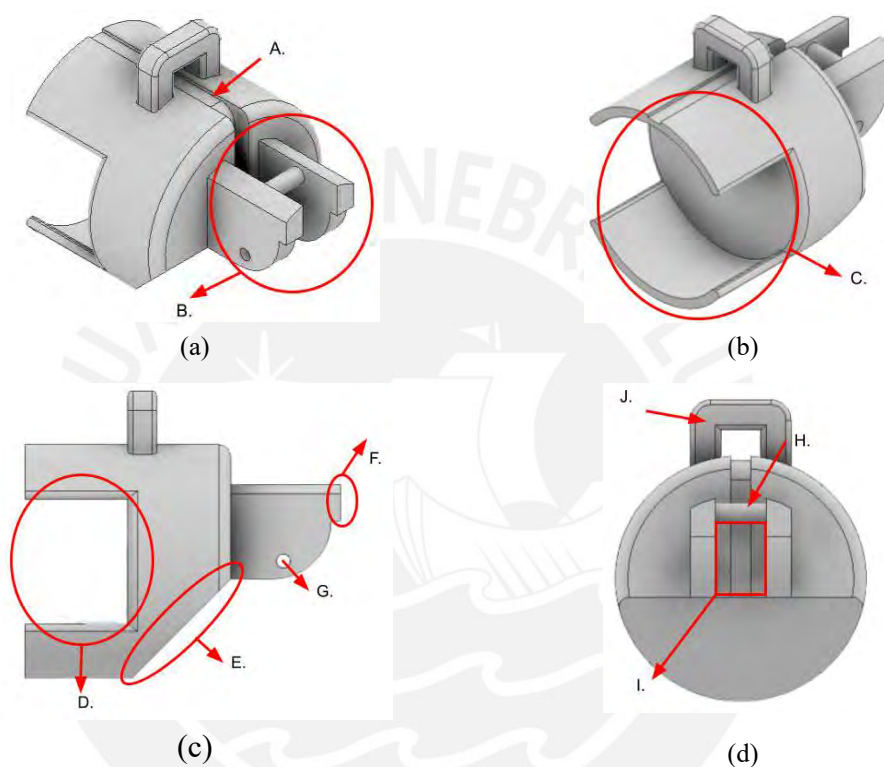


Figura 4.15. Muñón de la prótesis en diferentes vistas. (a) Muñón desde una vista anterolateral superior, (b) muñón desde una vista posterolateral superior, (c) Muñón desde una vista lateral, (d) muñón desde la vista anterior.

Tabla 4.7. Explicación de las características del muñón y su explicación.

Detalle	Características
A	Canaleta para el paso de los cables tipo A (Rígido)
B	Soportes del pivote del Muñón - PIP
C	Entrada para la falange MIP del paciente
D	Espacio para que la falange pueda realizar la abducción y aducción
E	Espacio para que la articulación PIP pueda realizar el movimiento de flexión con un adecuado ángulo
F	Tope para evitar que la falange realice una sobre extensión
G	Agujero para la entrada de un alambre de metal de 1mm de diámetro
H	Viga para anclar el cable tipo B (Elástico) desde el muñón hasta la falange PIP
I	Espacio para el ingreso del pivote de la falange PIP

Falange medial: En el diseño de la falange medial se usaron las medidas expuestas en la Tabla 4.6 que se encuentra en la Sección 4.2.1. La falange medial tendrá las siguientes características:

- Paso de los cables: Por la falange medial pasarán los cables de tipo A y B que permiten los movimientos de flexión y extensión. Para ello, se crearon canaletas para el paso de los cables tipo B, tanto el cable que proviene del muñón como el que se dirige a la falange distal. Estas canaletas se muestran en la Figura 4.16a (detalle A), Figura 4.16b (detalle E y F), Figura 4.16e (detalle N) y Tabla 4.8. También se crearon canaletas para el paso del cable tipo A que viene desde el muñón con dirección a la falange distal, la que se muestra en la Figura 4.16c (detalle H e I), Figura 4.16e (detalle O) y Tabla 4.8.
- Anclaje de los cables: En esta prótesis se anclará ambos cables tipo B con la finalidad de poder realizar el movimiento de extensión. La viga donde se anclarán estos cables se muestra en la Figura 4.16b (detalle B) y Tabla 4.8.
- Movimientos de flexión-extensión. El muñón también servirá para modular los ángulos de flexión y extensión de la falange distal, para ello se crearon topes que restringir la flexión y extensión, los que se muestran en la Figura 4.16d (detalle M y K) y Tabla 4.8.
- Soporte para el pivoteo de la prótesis. El muñón servirá como soporte para el pivoteo de la prótesis distal y también pivoteará con respecto al muñón. Para permitir el pivoteo de la prótesis distal se crearon soportes de pivote ubicados en la cara frontal de la falange medial, los que se muestran en la Figura 4.16b (detalle G) y Tabla 4.8; además, en la Figura 4.16e (detalle P) y Tabla 4.8 se muestra la entrada para el pivote de la prótesis distal. Adicionalmente, se creó un agujero de 1 mm de diámetro en los soportes del pivote para el paso de un alambre metálico que permita el pivoteo de la prótesis distal. Este agujero se muestra en la Figura 4.16d (detalle L) y Tabla 4.8. Esta prótesis girará con respecto al muñón, para ello se creó un pivote en la cara posterior de la falange, como se muestra en la Figura 4.16a (detalle D). y en la Tabla 4.8; adicionalmente, en la Figura 4.16d (detalle J) y en la Tabla 4.8 se muestra el agujero por donde pasará el cable de metal que servirá como apoyo para realizar el movimiento de la prótesis.
- Soporte de la cubierta. La falange medial contará con una cubierta para los mecanismos internos y el paso de los cables. Para ello se creó un soporte de la cubierta que se muestra

en la Figura 4.16a (detalle C) y en la Tabla 4.8. La cubierta de la prótesis se muestra en la Figura 4.16f (detalle Q) y en la Tabla 4.8.

El ensamble de la falange medial con la cubierta se muestra en las Figuras 4.15g y 4.15h.

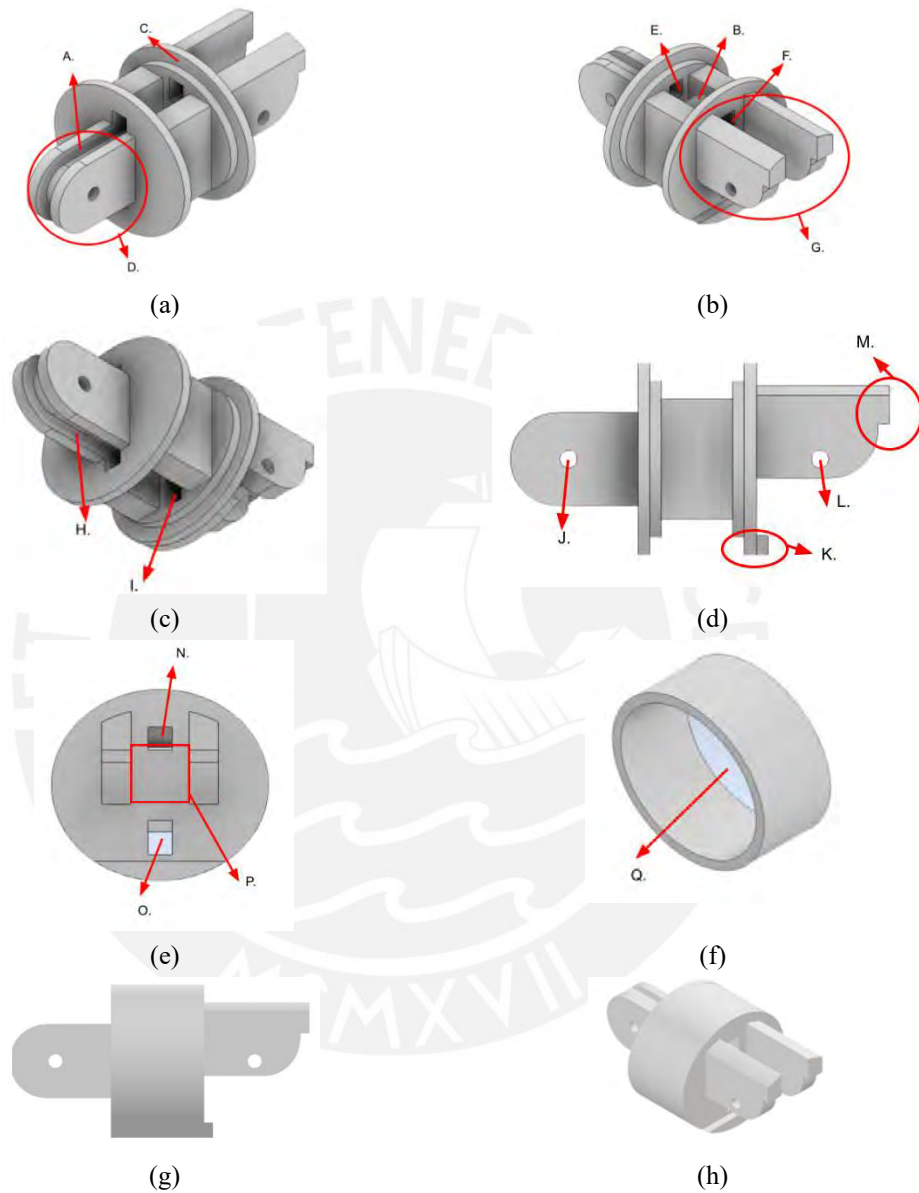


Figura 4.16. Prótesis medial en diferentes vistas de proyección: (a) Vista posterolateral superior de la prótesis medial, (b) Vista anterolateral superior de la prótesis medial, (c) Vista posterolateral inferior de la prótesis medial, (d) Vista lateral de la prótesis medial, (e) Vista frontal de la prótesis medial, (f) Cubierta de la falange medial, (g) Vista lateral de la prótesis con la cubierta, (h) Vista anterolateral superior de la prótesis con la cubierta.

Tabla 4.8. Explicación de las características de la falange medial y su explicación. Tomando como referencia la Figura 4.16

Detalle	Características
A	Canaleta para el paso de los cables tipo B desde el muñón a la falange PIP
B	Viga para anclar los cables tipo B desde la falange PIP a la falange DIP
C	Soporte para la cubierta
D	Pivote de la falange PIP
E	Canaleta para el paso de los cables tipo B desde el muñón a la falange PIP
F	Canaleta para el paso de los cables tipo B desde la falange PIP a la falange DIP
G	Soportes del pivote PIP - DIP
H	Canaleta para el paso de los cables tipo A
I	Canaleta para el paso de los cables tipo A
J	Agujero para el paso de un alambre de metal de 1mm de diámetro del pivote Muñón - PIP
K	Tope que la falange realice un adecuado ángulo de flexión
L	Agujero para el paso de un alambre de metal de 1mm de diámetro del pivote PIP - DIP
M	Tope para evitar que la falange realice una sobre extensión
N	Canaleta para el paso de los cables tipo B desde la falange PIP a la falange DIP
O	Canaleta para el paso de los cables tipo A
P	Espacio para el ingreso del pivote de la falange DIP
Q	Cubierta de la falange PIP

**Falange distal:** En el diseño de la falange distal se usaron las medidas expuestas en Tabla 4.6 de la Sección 4.2.1. La falange distal tendrá las siguientes características:

- Paso de los cables: Por el muñón pasarán los cables A y B para realizar los movimientos de flexión y extensión de la prótesis. Para ello se crearon canaletas para el paso de los cables tipo A y tipo B. Las canaletas para el cable tipo B se muestran en la Figura 4.17a (detalle A), Figura 4.17b (detalle D) y Tabla 4.9. La canaleta para el cable tipo A se muestra en la Figura 4.17c (detalle F y G) y Tabla 4.8.
- Anclaje de los cables: En esta prótesis se anclará el cable tipo B que proviene de la falange medial y el cable tipo A que viene desde la falange medial. La viga para anclar el cable tipo B se muestra en la Figura 4.17b (detalle E) y Tabla 4.9. La viga para anclar el cable tipo A se muestra en la Figura 4.17c (detalle H) y Tabla 4.9.
- Soporte para el pivoteo de la prótesis. Esta parte de la prótesis pivotará con respecto a la prótesis medial para realizar los movimientos de flexión y extensión. Para ello, se creó un pivote en la cara posterior de la falange, como se muestra en la Figura 4.17a (detalle B) y Tabla 4.9; adicionalmente, en la Figura 4.17d (detalle I) y en la Tabla 4.9 se muestra el agujero por donde pasará el alambre de metal de 1mm de diámetro que servirá para permitir el pivoteo de la falange.

- Soporte de la cubierta. Esta prótesis tendrá una cubierta que ocultará el mecanismo interno de la prótesis. El soporte para la cubierta de la prótesis se muestra en la Figura 4.17b (detalle C) y en la Tabla 4.9. En la Figura 4.17g (detalle J) y en la Tabla 4.9 se muestra la cubierta de la prótesis.

El ensamble de la falange distal con la cubierta se muestra en las Figuras 4.16e y 4.16f.

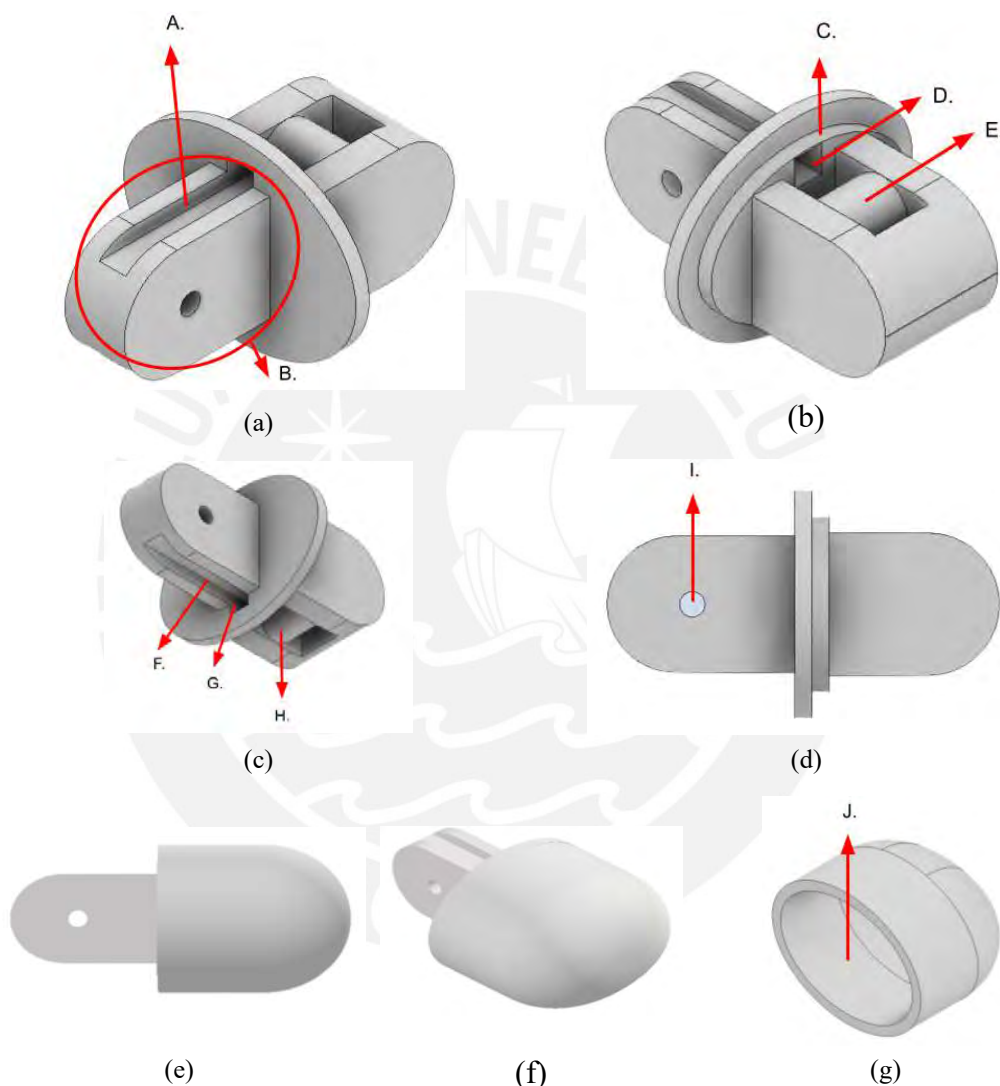


Figura 4.17. Prótesis distal en diferentes vistas de proyección: (a) Vista posterolateral superior de la prótesis distal, (b) Vista anterolateral superior de la prótesis distal, (c) Vista posterolateral inferior de la prótesis distal, (d) Vista lateral de la prótesis distal, (e) Vista lateral de la prótesis distal con su cubierta, (f) Vista anterolateral superior de la prótesis distal con su cubierta, (g) cubierta de la prótesis distal.

Tabla 4.9. Explicación de las características de la falange distal y su explicación. Tomando como referencia la Figura 4.17.

Detalle	Características
A	Canaleta para el paso de los cables tipo B desde la falange PIP a la falange DIP
B	Pivote de la falange DIP
C	Soporte para la cubierta
D	Canaleta para el paso de los cables tipo B desde la falange PIP a la falange DIP
E	Viga para el anclaje del cable tipo B
F	Canaleta para el paso de los cables tipo A desde la falange PIP a la falange DIP
G	Canaleta para el paso de los cables tipo A desde la falange PIP a la falange DIP
H	Viga para el anclaje del cable tipo A
I	Agujero para el paso de un alambre de metal de 1mm de diámetro del pivote PIP - DIP
J	Cubierta de la falange DIP

En la Figura 4.18 se muestra la unión de todas las partes previamente expuestas en modelado 3D.

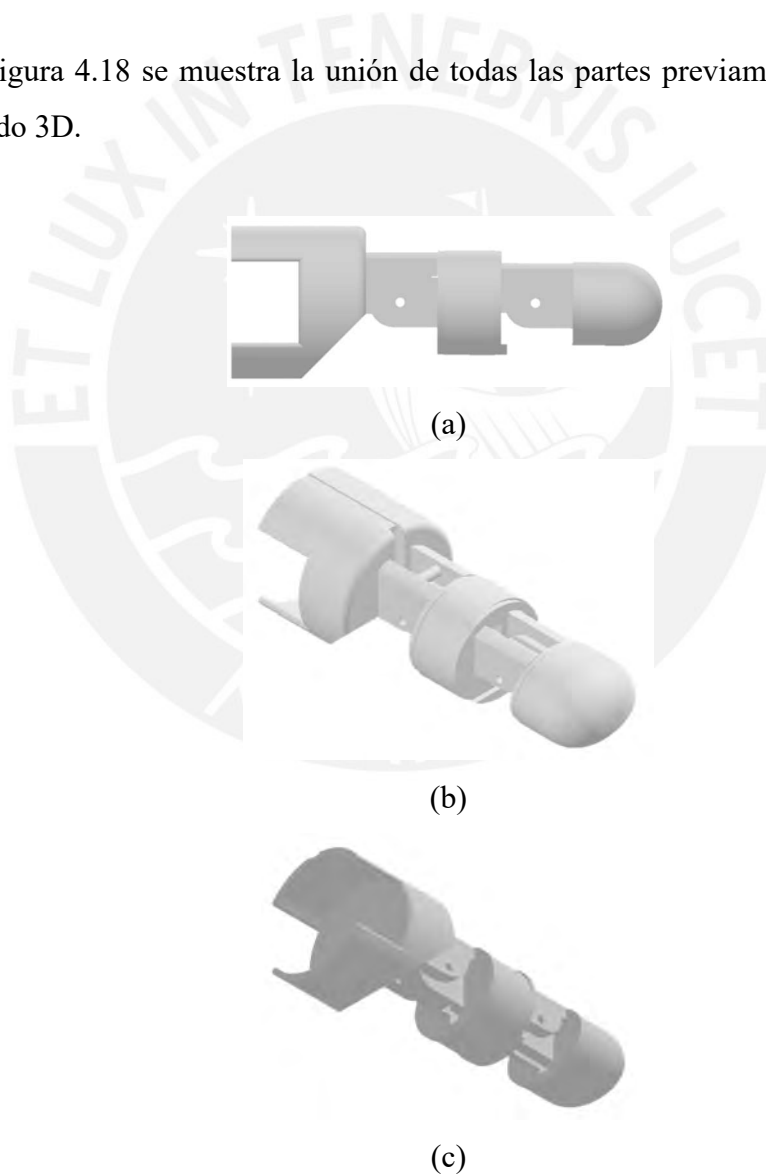


Figura 4.18. Prótesis completa en modelado 3D: (a) Vista lateral de la prótesis con sus cubiertas, (b) Vista anterolateral superior de la prótesis con sus cubiertas, (c) Vista posterolateral inferior de la prótesis con sus cubiertas.

## **CAPÍTULO 5**

### **ENSAMBLE Y PRUEBAS**

En el presente capítulo se definirán las pruebas que se realizará en la prótesis, se explicará el protocolo de pruebas y se definirá que consideraciones se necesitará. Luego de ello, con las consideraciones de la pruebas definidas, se procederá a imprimir y explicar el proceso de impresión 3D de la prótesis diseñada en el Capítulo 4 y los diseños necesarios para realizar las pruebas. Por consiguiente, se ensamblará la prótesis y se mostrará los insumos y herramientas que se requirió para el armado. Finalmente, cuando se tenga la prótesis ensamblada y los protocolos definidos. Se procederá a realizar las pruebas y le creación de las gráficas.

#### **5.1. Proceso de impresión y ensamble.**

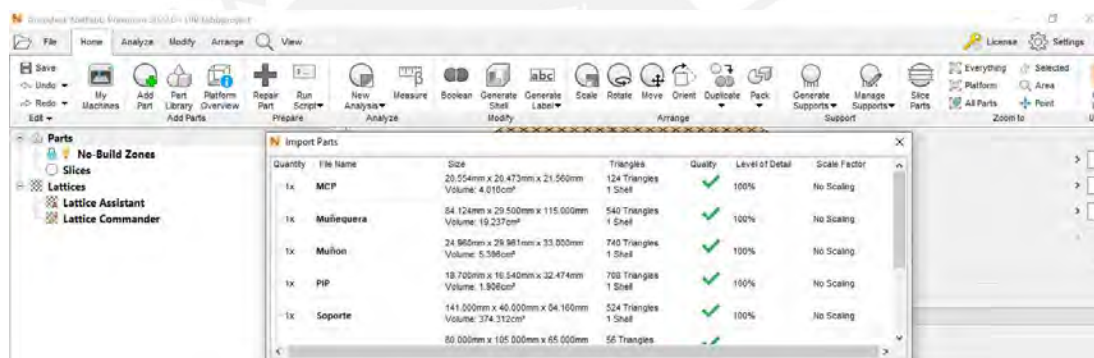
En este sub capítulo se explicará el proceso de impresión de la prótesis, exponiendo los parámetros y consideraciones que se usaron en la impresión, luego se enseñará el proceso de ensamble de la prótesis, explicando los materiales que se usaron para post procesamiento y los pasos para el ensamble de la prótesis.

##### **5.1.1. Impresión 3D.**

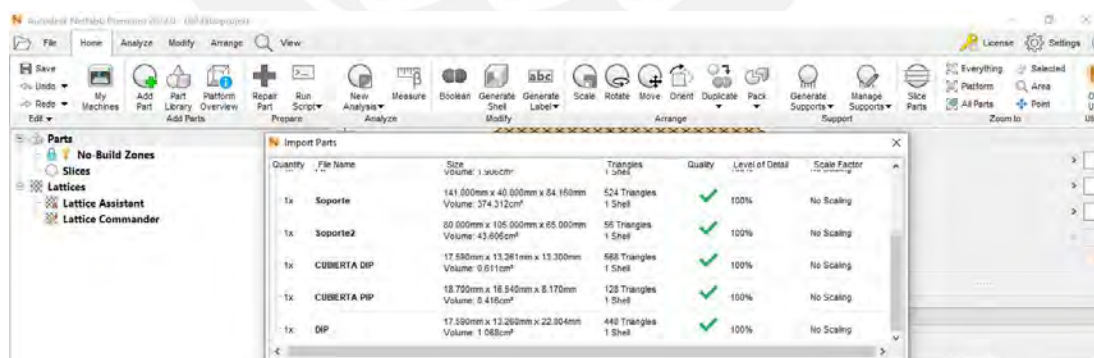
Teniendo ya el primer diseño y las consideraciones listas, se procedió a imprimir la prótesis en 3D, para ello se acudió al laboratorio SALA VEO PUCP, un laboratorio que esta especializado en el diseño y procesos de manufactura aditiva. Sala VEO cuenta cuanto una gran cantidad de impresoras 3D de diferentes tipos y, además, ofrecen servicios de impresión 3D a los alumnos de la universidad, todo ello hace que

SALA VEO sea el lugar ideal para la impresión de la prótesis. Este laboratorio ayudó a definir cuales serían las consideraciones y parámetros a usar para imprimir la prótesis.

El primer paso, luego de tener todos los diseños culminados, es comprobar que no existan errores dentro del diseño hecho en Autodesk Inventor, para ello se usó el software Autodesk Netfabb que es usado para comprobar que el diseño en software de la prótesis no contenga agujeros dentro de la estructura interna y que las paredes de las impresiones tengan un grosor adecuado para la impresión. Para poder analizar la prótesis se deben convertir los archivos IPT a archivos STL, para ello se usó el software Autodesk Inventor para convertir los .En la Figura 5.1 . se muestra el análisis del software a los diseños creados.



(a)



(b)

Figura 5.1. Pre-procesamiento de las impresiones en el Software Netfabb: (a) Pre-Procesamiento de las partes de la prótesis MCP, muñequera, muñon, PIP y soporte, (b) Pre-Procesamiento de las partes de la prótesis soporte 2, cubierta DIP, Cubierta PIP y DIP.



Como se puede ver en la Figura 5.1 el diseño no tiene problemas dentro de su estructura, entonces es posible mandarlo a imprimir.

Luego del paso anterior, se procede con el procesamiento del diseño 3D para la impresión 3D. Para ello se usó el software Ultimaker Cura versión 4.8.1, el cual usa los modelos STL y los divide en varias capas, este proceso se llama Slicing o laminado. Además del slicing, este software permite modificar las parámetros de impresión como la velocidad de impresión, espesor de pared, densidad de relleno, entre otros, pues son relevantes para la calidad de la prótesis. Luego de tener el Slicing, y definidas las configuraciones, el software convierte el slicing en código máquina (Gcode); este Gcode es analizado por la impresora 3D para la fabricación. Se colocó todos los diseños en el software y se realizó el proceso de slicing. Luego de ello se procedió a definir los parámetros de impresión de la prótesis; los parámetros usados se muestran en el Anexo B. En la Tabla 5.1 se explican los parámetros más importantes para la impresión de la prótesis, los que fueron seleccionados por personal de la Sala VEO PUCP.

Tabla 5.1. Parámetros más importantes para la impresión de la prótesis 3D definidos por personal de SALAVEO PUCP.

Parámetro	Valor	Razón
Resolución – altura de capa	0.1 mm	Este parámetro define la precisión de la impresión total. El diseño para esta prótesis cuenta con canaletas en la escala de los milímetros, es por ello que se requiere la mayor precisión posible.
Paredes – cantidad de líneas	3	La cantidad de líneas de la pared define la resistencia que tendrá la prótesis, ya que la finalidad de esta prótesis es demostrar la funcionalidad de la prótesis, solo se configuró 3 líneas para la pared.
Relleno – densidad	15%	El porcentaje de densidad del relleno de la prótesis define la tenacidad que tendrá la prótesis, ya que la finalidad de esta prótesis es demostrar la funcionalidad de la prótesis, solo se configuró un porcentaje de relleno de 15%.
Relleno – Patrón de relleno	Grid	El patrón de relleno es la geometría que tendrá el relleno de la prótesis. Este parámetro es un estándar dentro de SALA VEO.
Velocidad – Velocidad de impresión	60 mm/s	La velocidad de impresión sirve para asegurar que las capas se impriman correctamente y que no se peguen el uno con el otro. Esta velocidad fue definida por personal de SALA VEO considerando el tamaño y complejidad de la impresión.
Soporte - estructura	Tree	El soporte de la prótesis servirá para la impresión 3D. Este soporte solo sirve para imprimir las estructuras que se encuentran al aire, luego de que la impresión termine se removerá todo soporte. Se usó el soporte tipo “Tree” ya que es el ideal para estructuras pequeñas.
Adhesión a la placa de impresión - Tipo	Falda	La adhesión a la placa de impresión es la primera capa que estará en contacto con la placa, este es importante porque encima de esta capa se creará la prótesis. El tipo falda fue escogido por SALA VEO teniendo en cuenta el tipo de estructura.

Luego de definir los parámetros de impresión se procedió a fabricar el diseño. El material que se usó para imprimir la prótesis es PLA de la empresa Smart Materials 3D. El PLA, (ácido poliláctico). Es el material más conocido en la impresión 3D, ya que es un material que no requiere configuraciones complejas o impresoras especiales para ser usado. Se seleccionó este material debido a su versatilidad y costo, ya que permite imprimir la prótesis a un bajo costo y con una buena resolución. El PLA de esta marca se imprime teniendo una temperatura de extrusión entre 200 °C y 220 °C.

En los parámetros de impresión y la temperatura de extrusión se decidió usar la impresora Ultimaker 2+, ya que puede satisfacer los parámetros de impresión que se requiere para esta prótesis. En la Figura 5.2A y la Figura 5.2B se muestra el procesamiento de la impresión de la prótesis en el software Ultimaker Cura y en la Figura 5.2C y la Figura 5.2D se muestra el proceso de impresión de la prótesis

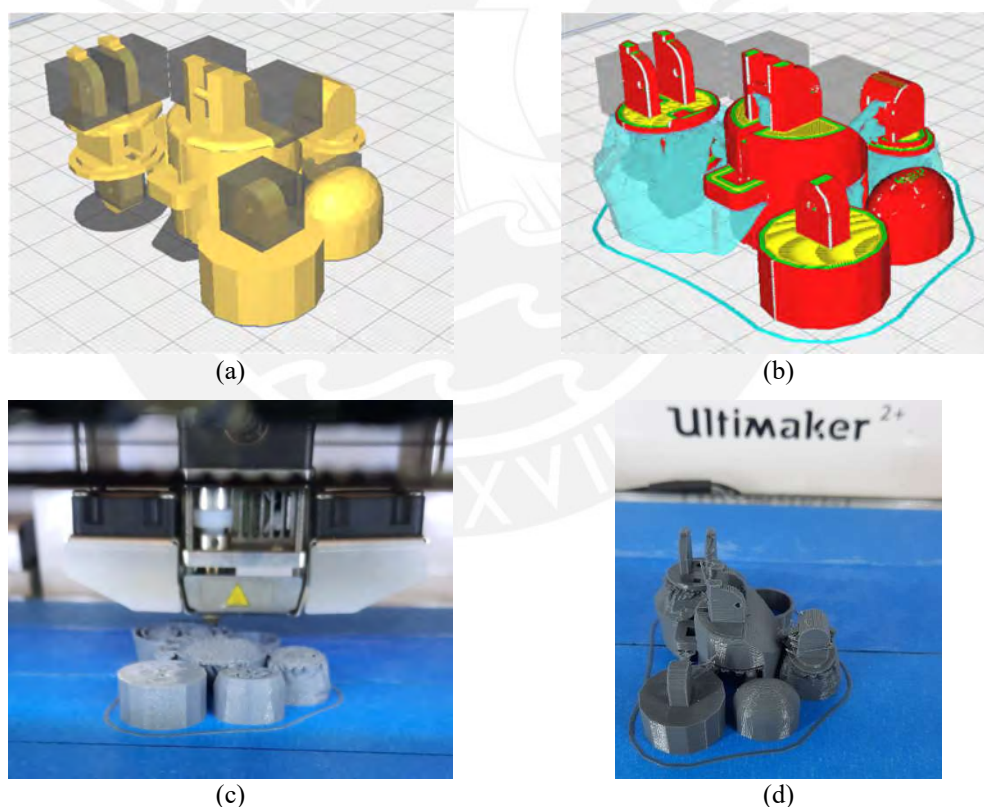


Figura 5.2. Procesamiento digital 3D e impresión de la prótesis: (a) Procesamiento de la prótesis sin soporte en el software Ultimaker, (b) Procesamiento de la prótesis con soporte en el software Ultimaker, (c) Proceso de impresión 3D de la prótesis, (d) Proceso finalizado de la impresión 3D de la prótesis.

### 5.1.2. Post procesamiento y ensamble.

Luego de la fabricación de cada componente de la prótesis por impresión 3D, a estas se les debe realizar un acondicionamiento (post-procesamiento) antes de ensamblarlas. El post procesamiento consiste en retirar los soportes y realizar el pulido a cada componente de la prótesis; para esto se requieren las herramientas de la Tabla 5.2.

Tabla 5.2. Herramientas para el post procesamiento de la prótesis.

Cantidad	Herramienta
1	Espátula
1	Destornillador tipo pala de 1 mm de grosor
1	Lima cuadrada con grosor de 2 mm
1	Lima circular con diámetro de 2 mm
1	Alicate

El post procesamiento fue realizado con ayuda de personal calificado de SALA VEO PUCP y se realizaron los siguientes pasos:

- i. Usando la espátula, retirar los componentes impresos en 3D de la cama de impresión.
- ii. Usando el alicate, retirar los soportes que sean de facil acceso.
- iii. Usando el destornillador tipo pala de 1 mm, retirar los soportes sobrantes.
- iv. Usando la lima cuadrada y circular, lijar las partes donde no se pudo retirar el exceso de soportes que no pudo ser removido.

En la Figura 5.3A se muestran las piezas que se obtienen luego de la impresión 3D, es decir, antes de realizar el post procesamiento. En la Figura 5.3B se muestran las mismas piezas luego de realizar el post procesamiento.



(a)



(b)

Figura 5.3. Post procesamiento de la prótesis impresa en 3D: (a) Componentes de la prótesis impresos en 3D sin remover el soporte, (b) Componentes de la prótesis impresos en 3D luego del post procesamiento.

Contando con los componentes de la prótesis listas, se empezó a realizar el ensamble de la prótesis, para ello se requirió de las herramientas y materiales listadas en la Tabla 5.3. En la Figura 5.4 se muestra las herramientas usadas para el ensamble de la prótesis.

Tabla 5.3. Herramientas necesarias para realizar el post procesamiento de la prótesis.

Cantidad	Herramientas / Materiales
1	Alicate de corte, se muestra en la Figura 5.5 (detalle 6).
1	Alicate de presión, se muestra en la Figura 5.5 (detalle 1).
1	Kit de destornilladores intercambiable, se muestra en la Figura 5.5 (detalle 7).
1	Kit de limas con mango, se muestra en la Figura 5.5 (detalle 2).
50 cm	Alambre metálico de calibre 20 (0.91 mm) , se muestra en la Figura 5.5 (detalle 8).
50 cm	Hilo tipo nylon de grosor 0.5 mm, se muestra en la Figura 5.5 (detalle 9).
50 cm	Hilo elástico de 1 mm de grosor, se muestra en la Figura 5.5 (detalle 10).
1	Engrapadora, se muestra en la Figura 5.5 (detalle 5).
1	Pegamento tipo triz <sup>4</sup> , se muestra en la Figura 5.5 (detalle 4).
1	Rollo de velcro, se muestra en la Figura 5.5 (detalle 3).



Figura 5.4. Herramientas necesarias para el ensamble de la prótesis: alicate de corte, alicate de presión, kit de destornilladores, kit de limas con mango, alambre metálico de calibre 20, hilo tipo nylon de grosor 0.5 mm, hilo elástico de 1 mm de grosor, engrapadora, pegamento tipo triz y rollo de velcro.

El ensamble fue realizado en SALA VEO PUCP con apoyo del personal de este laboratorio. El ensamble se dividió en 5 fases: ensamble de los cables elásticos,

<sup>4</sup> Es un pegamento líquido incoloro de baja viscosidad a base de cianoacrilato de polimerización espontánea, por acción de la humedad del medio ambiente.

ensamble del cable rígido, ensamble de las cubiertas, ensambles del soporte-muñequera y ensamble total. A continuación se explicará el paso a paso de cada fase.

Ensamble de los cables elásticos:

- a. Se empezó por ensamblar el pivot de la falange distal y los soportes de pivot de la falange media, se unió ambas falanges con la viga metálica, ya con el alambre dentro de los agujeros se cortó con el alicate de cortes para regular su tamaño. Finalmente, se aplicó pegamento triz a ambos lados de la viga metálica para asegurar que estos no se salgan de su lugar, se verifica que el pegamento no impida la movilidad de la prótesis. En la Figura 5.5 se muestra el ensamble de ambas falanges.



Figura 5.5. Falange distal y medial ensamblados con la viga metálica.

- b. Luego del paso anterior, se procede a ensamblar el hilo elástico entre la falange distal y la medial. Primero se ancló este hilo en la viga de la falange distal pasando el hilo por todo su perímetro y haciendo un nudo al final, se colocó triz en el nudo para asegurar su durabilidad. Luego, se hizo pasar el hilo elástico por las canaletas con dirección a la falange medial y finalmente, con ayuda de un destornillador tipo estrella de grosor 1 mm, se ensambló el hilo elástico en la viga de la falange medial, pasando el hilo por todo su perímetro, y haciendo un nudo al final del recorrido para asegurar la durabilidad. En la Figura 5.6 se muestra el ensamble del hilo elástico entre la falange distal y la medial.

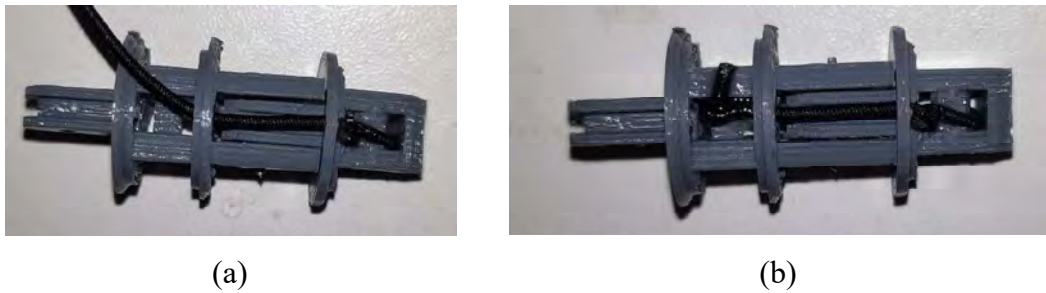


Figura 5.6. Proceso del ensamble del hilo elástico entre la falange distal y falange medial: (a) Hilo elástico anclado en la viga de la falange distal y pasando por sus canaletas, (b) Hilo elástico anclado tanto en la viga de la falange distal y la falange medial.

- c. Luego de los pasos anteriores, se ensambló el pivót de la falange medial y los soportes de pivót del muñó. Ambas partes se unieron con el alambre metálico y, con el alambre dentro de los agujeros, se cortó con el alicate de cortes para regular su tamaño. Finalmente, se aplicó pegamento triz a ambos lados de el alambre para asegurar que estos no se salgan de su lugar; se aseguro que el pegamento no impida la movilidad de la prótesis. En la Figura 5.7 se muestra el ensamble terminado.



Figura 5.7. Muñón ensamblado a la falange medial.

- d. Luego del paso anterior, se procedió a ensamblar el hilo elástico entre la falange medial y el muñón. Primero se ancló este hilo en la viga de la falange media, pasando el hilo por todo su perímetro con ayuda de una espátula tipo pala con

grosor de 1mm y haciendo un nudo al final, se colocó triz en el nudo para asegurar su durabilidad. Luego, con ayuda de un destornillador tipo estrella de grosor 1 mm, se hizo pasar el hilo elástico por las canaletas con dirección al muñón. Finalmente, se ensambló el hilo elástico en la viga del muñón pasando el hilo por todo su perímetro, haciendo un nudo al final del recorrido y asegurando la durabilidad. En la Figura 5.8 se muestra el ensamble del hilo elástico entre la falange distal y la medial.



Figura 5.8. Ensamble del hilo elástico entre la falange distal y el muñón

#### Ensamble de los cables rígidos:

- a. Con la finalidad de ensamblar el hilo rígido, primero se ancló el hilo en la viga ubicada en la falange distal, para ello se pasó el hilo por todo el perímetro de la viga y se realizó un doble nudo al final del recorrido, se complementó con pegamento triz para asegurar la durabilidad del nudo. En la Figura 5.9 se muestra el acople del hilo rígido en la viga de la falange distal.

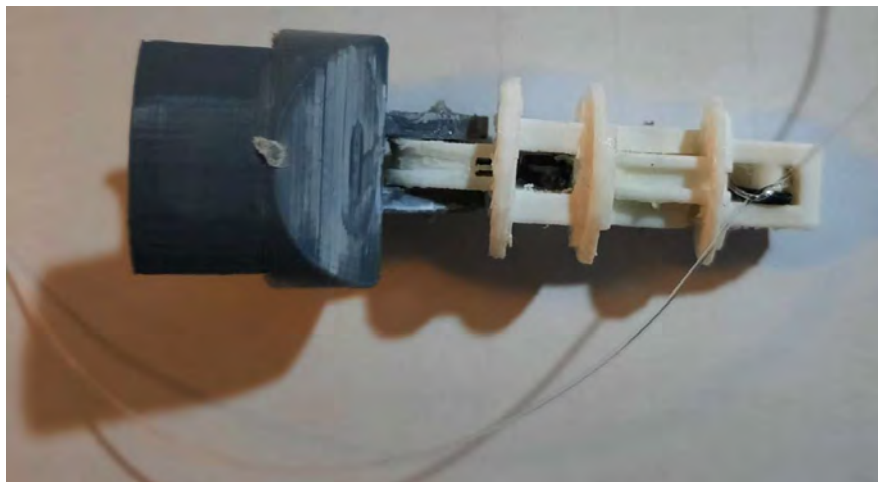


Figura 5.9. Proceso del ensamble del hilo elástico entre la falange distal y el muñón

- b. Luego del paso anterior, se realizó el recorrido del hilo por las canaletas que se crearon pasando por la falange medial, y terminando en el arco para este cable ubicado en la cara superior del muñón. En la Figura 5.10 se muestra el paso del hilo por las falanges.



(a)



(b)

Figura 5.10. Ensamble total del hilo rígido: (a) Hilo rígido ensamblado completamente en toda la prótesis, vista de proyección de la cara inferior, (b) Hilo rígido ensamblado completamente en toda la prótesis, vista de proyección de la cara superior.



#### Ensamble de las cubiertas:

- a. Teniendo la prótesis ensamblada con los hilos elásticos, rígidos y las vigas metálicas, se procedió a ensamblar las cubiertas en la falange medial y la falange distal. En la Figura 5.11 se muestra la prótesis con sus cubiertas ensambladas.



Figura 5.11. Prótesis ensamblada totalmente con las cubiertas

#### Ensamble del soporte-muñequera:

Primero se ensamblaron los velcros a la muñequera, para ello se recortó el ancho de los velcros para que puedan entrar en los agujeros dentro de la muñequera. Teniendo ya los velcros recortados, se procedió a ensamblarlo a la muñequera, con ayuda de la engrapadora se aseguró una de las partes de la muñequera. Luego de tener la muñequera lista, se colocó la muñequera en el soporte de la prótesis y se aseguró usando el velcro. En la Figura 5.12 se muestra la muñequera ensamblada en la prótesis.



Figura 5.12. Muñequera ensamblada en la prótesis.

Ensamble total:

- i. En el ensamble del mecanismo total, primero se colocó la falange MCP a la prótesis. Para ello se posicionó la falange en la cara trasera de la prótesis y se ensambló con pegamento triz. En la Figura 5.13 se muestra la falange MCP ensamblada con la prótesis.



Figura 5.13. Falange MCP ensamblada en la prótesis

- ii. Luego, se ensambló la prótesis con el soporte de la prótesis usando el alambre metálico, con el alambre dentro de los agujeros se cortó con el alicate de cortes, para regular su tamaño. Finalmente, se realizó un dobles en el alambre usando el alicate de presión para asegurar que este se mantenga en su lugar, y además de dar la posibilidad de colocar nuevos diseños de prótesis. En la Figura 5.14 se muestra el ensamble la prótesis y el soporte de prótesis.



Figura 5.14. Prótesis ensamblada al soporte.

- iii. Finalmente, se ancló el hilo rígido de la prótesis al arco de la muñequera, para permitir simular una situación real de la prótesis. En la Figura 5.15 se muestra la prótesis anclada totalmente.



Figura 5.15. Prótesis y soporte completamente ensamblados.

## **5.2. Protocolo experimental para verificación de desempeño cinemático.**

En este subcapítulo se explicará las pruebas que se usarán en la prótesis y luego se explicará el protocolo experimental para contar con un estándar en las pruebas que se harán a la prótesis, además de servir como referencia para futuras pruebas que una persona externa.

### **5.2.1. Pruebas de desempeño.**

Las pruebas que se usarán en la prótesis son para poder verificar el funcionamiento de la prótesis; es decir, que la cinemática del dedo protésico se asemeje al de los dedos normales. Con este fin, se realizarán pruebas usando el software Kinovea, en donde se medirán la velocidades y aceleraciones angulares de las articulaciones MCP, PIP y DIP. Finalmente, para poder realizar una comparación entre los movimientos cinemáticos del dedo índice y la prótesis se realizarán las pruebas a cada dedo.

### **5.2.2. Protocolo experimental de desempeño.**

Se necesita definir un protocolo de pruebas para contar con un estándar para las pruebas ya que se realizarán varias iteraciones y se requiere un repetibilidad en los datos recaudados. Se detallará los materiales a usar, el ambiente donde se hará las pruebas y el protocolo de pruebas que se usará .

#### **5.2.2.1. Materiales.**

En la Tabla 5.16 se muestra los materiales que se usarán para la realización de las pruebas cinemáticas del dedo.

Tabla 5.4. Materiales necesarios para realizar las pruebas cinemáticas.

<b>Materiales</b>	<b>Uso</b>
Celular con cámara de video frontal con una resolución mínima de 30 MP	Se usará para grabar los videos que serán usados para la adquisición de los datos. También se requerirá la luz.
Prótesis parcial de dedo	Se usará la prótesis para realizar las pruebas cinemáticas
Persona	Una persona mediante la aplicación de fuerza a los cables de la prótesis activará el mecanismo de movimiento de este mismo.
Estante para la prótesis	Se usará para colocar la prótesis a una altura que permita el movimiento de flexión y extensión. Se muestra en la Figura 5.1 <sup>a</sup> y la Figura 5.1b.
Muñequera	Se creó una muñequera que servirá para simular la muñequera real de la prótesis. Esta muñequera se muestra en la Figura 5.1c y Figura 5.1d. La muñequera junto con el estante para la prótesis se muestra en la Figura 5.1e y la Figura 5.1f.
Regla	Se usará para medir la distancia entre la cámara y la prótesis, también para medir la altura de la cámara.
Parante de celular	Se usará para colocar el celular a la altura deseada.
Tela negra de 50 cm x 50 cm	Se usará para colocarlo de fondo en el piso y en la pared para evitar data no deseada o elementos no deseados en el video.
Marcadores de color verde	Se usará para tener una referencia de las articulaciones MCP, PIP y DIP.

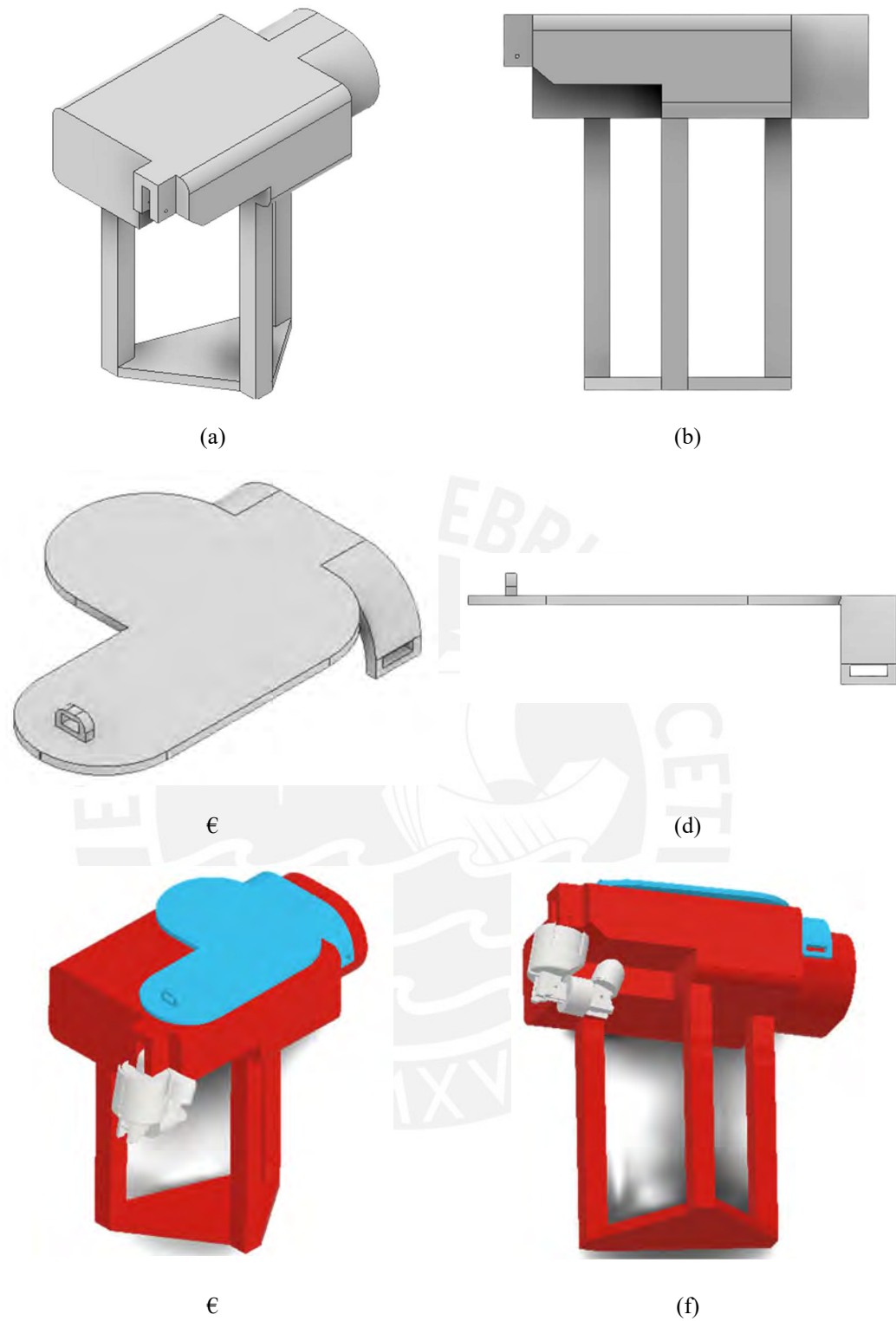


Figura 5.16. Soporte y la muñequera de la prótesis en diferentes vistas de proyección. (a) Vista posterolateral superior del soporte de la prótesis, (b) Vista lateral del soporte de la prótesis, (c) Vista anterolateral superior de la muñequera de la prótesis, (d) Vista lateral de la muñequera de la prótesis, (e) Unión del soporte, muñequera y prótesis ensambladas en una vista anterolateral superior, (f) Unión del soporte, muñequera y prótesis ensambladas en una vista anterolateral inferior.

### 5.2.2.2. Ambiente de pruebas.

El ambiente para realizar las pruebas de la prótesis y de la mano necesitará un ambiente libre de elementos que puedan crear errores en la grabación de los videos. Por ello se requerirá tener una manta de color negro que se colocará tanto en el piso como en la pared, una representación de la manta se muestra en el marcador 1 de la Figura 5.17, luego de ello se posicionará el parante de la prótesis junto con la muñequera de la prótesis lo más cerca a la pared posible, se muestra en el marcador 2 de la Figura 5.17; luego de ello, se colocará la prótesis junto con los marcadores en el parante, marcador 4 y 3 de la Figura 5.17 respectivamente. Finalmente, se posicionará la cámara usando el trípode a una distancia de 10 cm del parante de la prótesis, el marcador 6 y 5 de la Figura 5.17 muestran el trípode y el celular respectivamente.

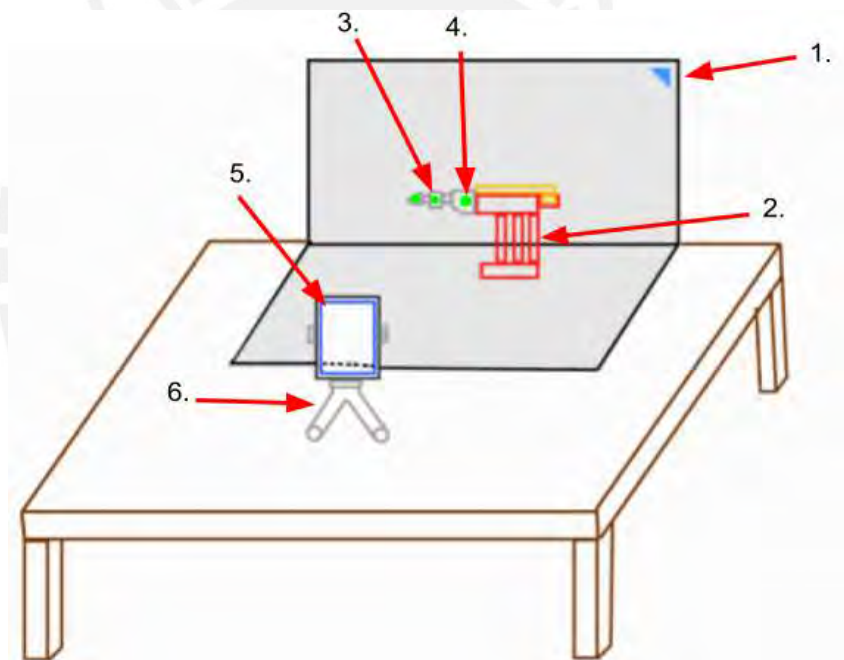


Figura 5.17. Representación a mano alzada del ambiente donde se harán las pruebas de la prótesis. Se muestra la tela negra, parante de prótesis, marcadores de prótesis, prótesis, celular y trípode de celular.

### 5.2.2.3. Procedimiento del protocolo experimental.

Se detallará los pasos que se deben seguir para realizar las pruebas cinemáticas de la prótesis.

- a) Antes de iniciar con las pruebas de la prótesis, se requiere que la tela negra ya se encuentre instalada en la mesa y pared donde se realizará las pruebas. El ambiente donde se realizará las pruebas debe tener una iluminación constante y de un color blanco.
- b) Se ensamblará la prótesis junto con su soporte y se posicionará lo más cerca posible de la pared. El espaciado debe permitir jalar la cuerda rígida para poder activar el movimiento de la prótesis. En caso de la mano, se debe posicionar la mano y con la ayuda de la regla posicionarlo a una altura de 10 centímetros.
- c) Luego de ello, se debe colocar los marcadores de la prótesis en las falanges
- d) Luego, usando la regla, se debe posicionar el trípode de los celulares a una distancia de 10 cm de la prótesis.
- e) Por consiguiente, usar la regla para medir una distancia de 10 cm entre el piso y la cámara del celular.
- f) Como penúltimo paso se empezará a grabar con el celular y una persona aplicará fuerza en los cables de la prótesis para activar el mecanismo de flexión y extensión.
- g) Finalmente, se realizarán 10 grabaciones del movimiento de flexión y extensión de donde se escogerá el video en donde los marcadores sean visibles. Luego se realizarán las correcciones de los fotogramas y se obtendrán los datos y gráficas del movimiento de la prótesis, ello con la finalidad de comparar estos datos con la literatura encontrada.

### **5.3. Análisis de datos.**

Con la prótesis ya ensamblada, se procedió a realizar las pruebas siguiendo el protocolo de pruebas expuestos en el Sección 5.1.2.3. Para ello se usó el software Kinovea. Para realizar el seguimiento del movimiento de la flexión se creó tres ángulos de referencia en las articulaciones MCP, PIP y DIP, estos ángulos serán usados para que el software realice un seguimiento por cada fotograma que tiene el video, se muestra un fotograma con sus respectivos ángulos en la Figura 5.18. Primero se escogió el video cuya resolución sea mejor y que el software pueda seguir el cambio de los ángulos de las articulaciones MCP, PIP y DIP en la mayoría de los fotogramas del video. Luego, en caso los ángulos no se encontrarán correctamente posicionados

se arreglaron manualmente, en esta parte del procesamiento se tuvo problemas en el movimiento de la flexión y extensión ya que estos movimientos fueron rápidos y los fotogramas que se obtuvieron fueron borrosos. Finalmente, se usaron las herramientas del software para conseguir las gráficas de ángulos, velocidad angular y aceleración angular. Teniendo los gráficos procesados se encontraron los datos máximos y mínimos de los ángulos de flexión/extensión, velocidad angular y aceleración angular, estos datos serán comparados con la literatura actual para confirmar la viabilidad del prototipo. No se realizaron análisis estadísticos debido a que se requieren una mayor cantidad de pruebas, el prototipo final de la prótesis y un software que permita un mejor seguimiento de los ángulos de flexión/extensión, de esa forma se minimizaría los errores humanos al momento de corregir manualmente los ángulos.

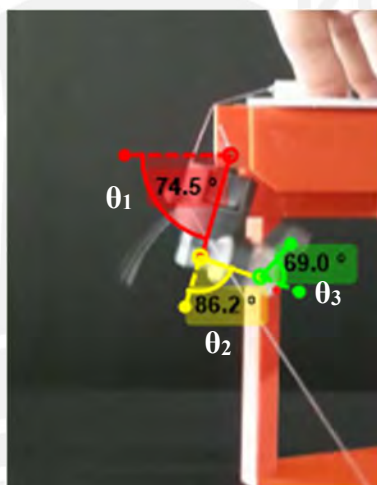


Figura 5.18. Último instante de la flexión de la prótesis,  $\theta_1$  es el ángulo de flexión máximo de la articulación MCP,  $\theta_2$  es el ángulo de flexión máximo de la articulación PIP y  $\theta_3$  es el ángulo de flexión máximo de la articulación DIP.



## **CAPÍTULO 6**

### **RESULTADOS Y OBSERVACIONES**

En el presente capítulo se presentan los resultados de las pruebas realizadas a la prótesis. Luego de los resultados, se realizará una discusión del proceso del presente trabajo y el proceso de obtención de la prótesis. Finalmente, se presentará las conclusiones tomando en cuenta los resultados.

#### **6.1. Resultados.**

Luego de procesar los videos en el software Kinovea, usando las herramientas del mismo software, se obtuvieron las gráficas cinemáticas de cada articulación. Se presentarán las gráficas y resultados dividiendolos ángulos, velocidad angular y aceleración angular.

##### **6.1.1. Ángulos.**

Con respecto a ángulos de flexión y extensión de la articulación MCP, PIP y DIP los datos se obtuvieron del mejor video que se obtuvo de las pruebas siguiendo el protocolo experimental de la prótesis, en la Tabla 6.1 se muestran los angulos máximos y mínimos de las tres articulaciones, en la Figura 6.1 se muestra la gráfica del movimiento angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP juntas.

Tabla 6.1. Ángulos máximos y mínimos de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis.

Articulación	Ángulos de flexión	
	Ángulo máximo	Ángulo mínimo
MCP	84°	6°
PIP	92.2°	15.73°
DIP	76.75°	5.39°

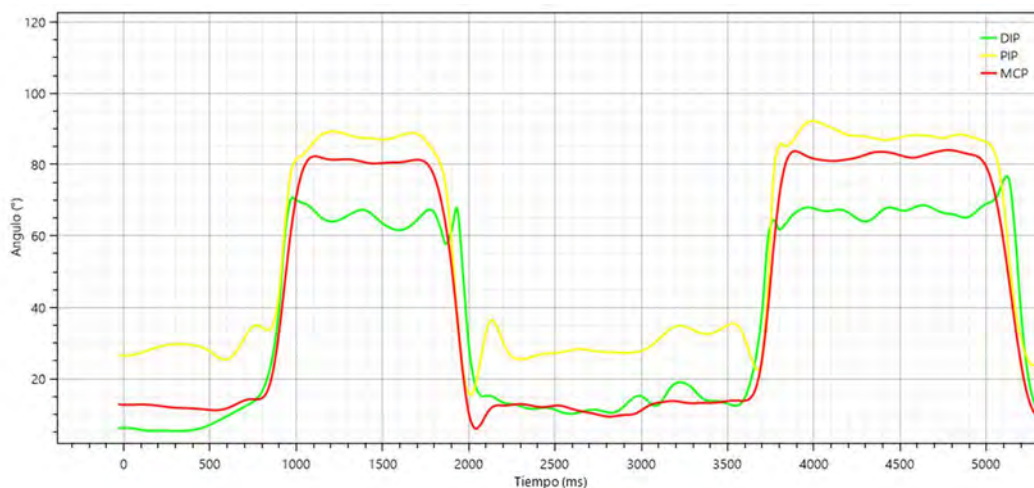


Figura 6.1. Gráficas de los tres ángulos con respecto al tiempo de las articulaciones MCP (rojo), PIP (amarillo) y DIP (verde).

### 6.1.2. Velocidad angular.

Con respecto a la velocidad angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP, en la Tabla 6.2 se muestran las velocidades angulares máximas y mínimas de las tres articulaciones, en la Figura 6.2 se muestra la gráfica de las velocidades angulares de las articulaciones MCP, PIP y DIP juntas.

Tabla 6.2. Velocidad angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis.

Articulación	Velocidad angular ( $\frac{deg}{s}$ )	
	Velocidad angular máxima	Velocidad angular mínima
MCP	468.61	-453.17
PIP	775.1	-547.95
DIP	485.33	-573.62

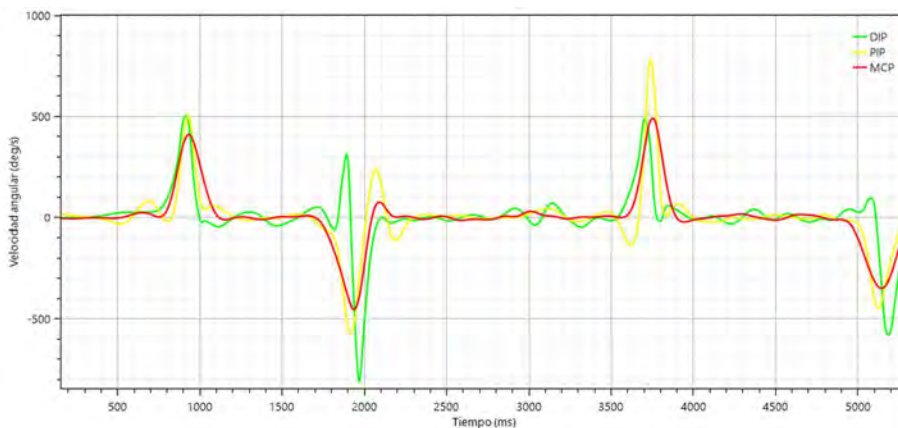


Figura 6.2. Gráficas de la velocidad angular con respecto al tiempo de las articulaciones MCP (rojo), PIP (amarillo) y DIP (verde).

### 6.1.3. Aceleración angular.

Con respecto a la aceleración angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP, en la Tabla 6.3 se muestran las aceleraciones angulares máximas y mínimas de las tres articulaciones, en la Figura 6.3 se muestra la gráfica de las aceleraciones angulares de las articulaciones MCP, PIP y DIP juntas.

Tabla 6.3. Aceleración angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis.

Articulación	Aceleración angular ( $\frac{deg}{s^2}$ )	
	Aceleración angular máxima	Aceleración angular mínima
MCP	5240.68	-4482.56
PIP	11899.49	-10800.75
DIP	6497.83	-10817.45

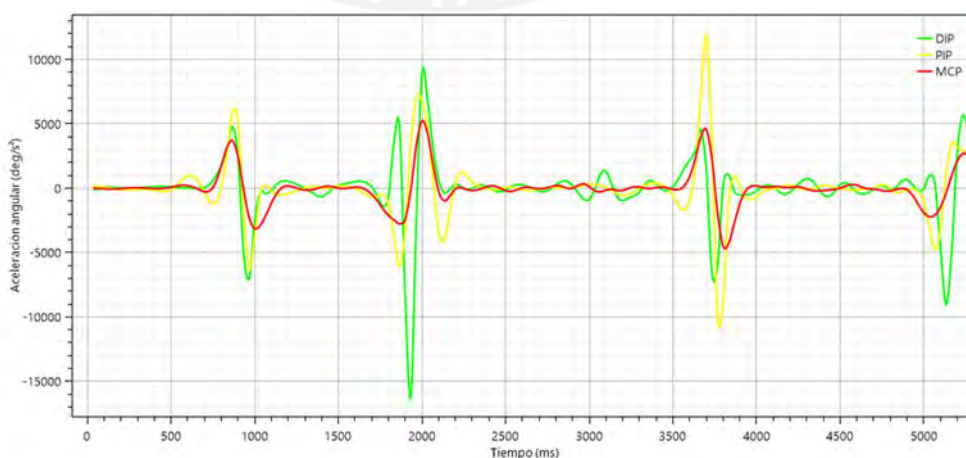


Figura 6.3. Gráficas de la aceleración angular con respecto al tiempo de las articulaciones MCP (rojo), PIP (amarillo) y DIP (verde).

## 6.2. Discusión de los resultados

En la Tabla 6.4 se muestra una comparación entre los valores medidos por Coupier et. al (2016) y los ángulos máximos de las articulaciones MCP, PIP y DIP encontrados en la prótesis. Se puede apreciar que los ángulos de flexión articulaciones MCP y DIP se encuentran dentro de los rangos; sin embargo, el ángulo máximo de la articulación PIP difiere de los rangos máximos de Coupier por  $0.8^\circ$ , ello se puede deberse a la posición de la cámara el cual puede dar la impresión de que la articulación cuenta con un mayor ángulo máximo de flexión; a pesar de ello, esta diferencia es mínima por lo cual esta variación está dentro de los rangos aceptables.

Tabla 6.4. Desplazamiento angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis comparado con lo encontrado por Coupier (2016).

Articulación	Angulo de flexión – extensión		
	Mínimo ( $^\circ$ ) según Coupier et. al (2016)	Máximo ( $^\circ$ ) según Coupier et. al (2016)	Ángulo máximo medido de la prótesis ( $^\circ$ )
MCP	60	86	84
PIP	93	107	92.2
DIP	58	84	76.75

En la Tabla 6.5 y 6.6 se muestran las comparaciones entre la velocidad angular y la aceleración angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP y lo encontrado por Berceanu (2010), respectivamente. Se puede apreciar que tanto la velocidad angular como la aceleración angular no coinciden entre lo encontrado en la prótesis y por Berceanu (2010), ello se debe a dos razones: en la investigación de Berceanu (2010) el desplazamiento angular máximo está por debajo de los valores normales y que el ciclo de movimiento del dedo (flexión y extensión) en la investigación de Berceanu (2010) es de 2.8 s y el de la prótesis es 1.2 s. Por todo ello se puede concluir que el movimiento del dedo no fue completo, lo cual significa que los datos de movimiento tampoco son completos, y que el movimiento fue realizado más lento, por lo que la velocidad y aceleración son menores en comparación a la prótesis. Sin embargo, podemos apreciar que cuando las articulaciones MCP, PIP y DIP realizan el movimiento de flexión y extensión existe una velocidad positiva y negativa respectivamente, las cuales ambas culminan en 0 cuando la prótesis termina el movimiento, lo cual hace sentido ya que en flexión todos los ángulos crecen y en extensión todos los ángulos disminuyen haciendo que la velocidad de flexión sea

primordialmente positiva y la de extensión sea primordialmente negativa y ambas velocidades terminando en 0 cuando la prótesis se detiene. Con respecto a la aceleración podemos apreciar que en flexión y extensión existen tanto una parte de aceleración positiva y negativa en cada movimiento, esto hace sentido ya que las velocidades de flexión y extensión empiezan en 0, luego llegan a su punto máximo y vuelve a 0, lo cual significa que existirá una aceleración positiva y negativa. Por último, los valores de velocidad y aceleración dependerán los siguientes factores: la fuerza con la que se realice el movimiento ya que esto impactará directamente en la velocidad de activación de la prótesis y el cable flexible que se use en la prótesis porque su coeficiente de elasticidad afecta directamente al movimiento de extensión. Por todo lo expuesto, podemos afirmar que el prototipo está dentro de los rangos aceptables de velocidad y aceleración encontrados en la literatura de un dedo índice; sin embargo, se requieren más pruebas con la prótesis terminada para confirmar la completa funcionalidad de la prótesis.

Tabla 6.5. Velocidad angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis comparado con lo obtenido por Berceanu (2010).

Articulación	Velocidad angular de flexión – extensión	
	Velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ) según Berceanu (2010)	Velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ) máxima medida en la prótesis
MCP	50	468.61
PIP	200	775.1
DIP	200	485.33

Observación: Berceanu (2010) también analizó el desplazamiento angular de las articulaciones, en la articulación MCP llegó a un desplazamiento máximo de  $30^{\circ}$  en 1 segundo. Por otro lado, la prótesis llegó a un desplazamiento máximo de  $84^{\circ}$  en 0.2 s, es por ello que existe una diferencia considerable entre las velocidades angulares. Además, el desplazamiento en Berceanu (2010) está por debajo del desplazamiento normal según Coupier et. al (2016), lo cual significa que el movimiento no fue completo y que los datos no son correctos.

Tabla 6.6. Aceleración angular de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis comparado con lo obtenido por Berceanu (2010).

Articulación	Aceleración angular de flexión – extensión	
	Aceleración angular ( $^{\circ}/s^2$ ) según Berceanu (2010)	Aceleración angular ( $^{\circ}/s^2$ ) máxima medida en la prótesis
MCP	200	5240.68
PIP	1000	11899.49
DIP	800	6497.83

Observación: En la investigación de Berceanu (2010) se consiguió una velocidad máxima de  $200^{\circ}/s$  en 0,15 s; por otro lado, en la prótesis se consiguió una velocidad máxima de  $775.1^{\circ}/s$  en 0.05 s. Por ello existe una diferencia considerable entre ambas aceleraciones angulares.

Con los resultados encontrados en la Tabla 6.4 se puede apreciar que tanto el desplazamiento, velocidad y aceleración angular están dentro de los rangos encontrados en la literatura; además, se pueden apreciar en las gráficas que las 3 articulaciones se activan al mismo tiempo, lo cual simula un movimiento natural del dedo índice realizando el movimiento de la flexión.



## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES.

La primera observación es sobre el diseño de la prótesis, pues éste se diseñó tomando un modelo de referencia con medidas de un sujeto de prueba; sin embargo, la antropometría de la mano es diferente para cada paciente, por ello el diseño de la prótesis se debería adaptar para cada paciente. Este problema podría resolverse creando la prótesis de una manera paramétrica usando variables para crear la prótesis, es decir que cuando se cambie el valor de las variables la prótesis cambiará de diseño adaptándose a las medidas antropométricas del paciente, en esta tesis no se realizó un diseño paramétrico debido a que la finalidad fue probar la funcionalidad del diseño mediante pruebas experimentales. Del mismo modo, esta solución permitiría realizar prótesis no solo del dedo índice, si no también de los dedos medio, anular y meñique.

La segunda observación es sobre la transposición del diseño, no se puede usar este diseño para los dedos pulgares ya que su anatomía, antropometría y grados de libertad son diferentes. Ello se podría solucionar con un nuevo diseño de prótesis usando los mismos principios de funcionamiento del diseño original, pero cambiando la anatomía de la prótesis para que se parezca tanto física como funcionalmente al dedo pulgar original.

La tercera observación es referente al alcance del proyecto, por motivos de practicidad el alcance fue probar la funcionalidad de la prótesis cinemáticamente, ya que se contaban con la experiencia y los instrumentos necesarios para realizar este análisis; sin embargo, ello excluye a las pruebas cinéticas que se pudieron realizar a la prótesis que definirían la fuerza de agarre que tiene la prótesis mediante el mecanismo de activación que tiene. Para poder realizar estas pruebas se debería realizar una revisión bibliográfica sobre la medición de la fuerza de agarre en la mano, luego de ello se debería implementar la solución más efectiva y que se ajuste a los requerimientos de la prótesis.

La cuarta observación es referente al procesamiento de los videos de las pruebas cinemáticas, debido a que los movimientos de flexión y extensión fueron rápidos el software no pudo procesar correctamente los fotogramas, generando imágenes

borrosas lo cual dificultó el seguimiento de los puntos de referencia, se resolvió colocando manualmente los puntos de referencia en cada. Otro problema también relacionado a la velocidad de la flexión y extensión prótesis fue que el video solo tomo 4 fotogramas por cada movimiento, ello sesgo los datos de velocidad angular y aceleración angular obtenidos de la prótesis ya que solo se obtuvieron 4 ángulos y al momento de procesar los videos los velocidades y aceleraciones tuvieron valores altos. Estos problemas se podrían resolver contantando con mejores insturmentos para realizar las mediciones como una cámara que tenga un mayor FPS para así capturar más fotogramas del video, y un mejor software de procesamiento para poder tener mayor precisión en el seguimiento de los puntos de referencia de la prótesis. Con ambos combinados se podría lograr resultados más exactos.

La quinta observación es sobre el proceso de pruebas de la prótesis, si bien es cierto se decidió por probar la funcionalidad de la prótesis mediante el análisis cinemático de la flexión y extensión, ello excluyo a los movimientos de abducción y aducción, que son moviemtos también presentes en los dedos. Para ello se deberían realizar pruebas cinemáticas a la prótesis para los movimientos de abducción y aducción de la protesis, para lograr ello se deberá crear una soporte a la protesis que permita tener la prótesis en una posición vertical y también permita el movimeinto de la prótesis.

La sexta observacion es referente a los métodos de fabricación de la prótesis, si bien es cierto el alcance del proyecto fue realizar un pretotipo de la prótesis y el método de fabricación por excelencia para lograr este propósito es impresión 3D; sin embargo, si se planea que la prótesis sea comercial y que se produzca en masa se debería considerar otro tipo método de fabricación ya que la impresión 3D por el momento no cuenta con la velocidad industrial necesaria para crear este tipo de productos. La solución a ello podría ser realizar el metodo de fabricación usando CNC.

La séptima y última observación es sobre las encuestas a los pacientes, no existe feedback real sobre el funcionamiento de la prótesis por parte de los usuarios. Para ello, se debería realizar encuestas a los pacientes que tienen un dedo amputado al nivel de la articulación MCP y que den su opinión sobre la prótesis y su funcionalidad.



## CONCLUSIONES.

Mediante el uso de la metodología VDI 2221 se logró cumplir con el objetivo principal del presente proyecto que es diseñar y pretotipar una prótesis funcional para amputaciones parciales de dedo índice a nivel con amputación al nivel de la articulación MCP. El diseño de la prótesis junto con las consideraciones en el diseño y el pretotipado de la prótesis permitió una correcta funcionalidad de la prótesis.

Mediante el diseño enfocado en la funcionalidad cinemática de la prótesis y en el usuario, fue posible contar con una prótesis cuyo diseño respete las medidas antropométricas de los usuarios y que, además, simule la cinemática de los dedos normales, lo cual no se encuentra en las prótesis revisadas en la literatura. Ello demuestra que existe una oportunidad con respecto al diseño de las prótesis parciales de dedo para que logren contar con un cinemática similar a la del dedo normal.

Mediante las pruebas cinemáticas de la prótesis, se logró demostrar que los ángulos máximos de flexión de las articulaciones MCP, PIP y DIP de la prótesis están dentro de los rangos expuestos por Coupier (2016), dichos ángulos máximos se muestra en la Tabla 4.4. Sólo en el caso del ángulo máximo de la articulación DIP difiere ligeramente de lo expuesto por Coupier, ello se puede deber al posicionamiento de la cámara o al mismo software de procesamiento. Las gráficas de las velocidades angulares y aceleraciones angulares son similares a las encontradas por Berceanu (2010); sin embargo, los valores encontrados de Berceanu (2010) están sesgados debido a que el movimiento de flexión y extensión están incompletos; además, la velocidad y aceleración de la prótesis son dependientes de factores externos como la fuerza con al que se aplique el movimiento y los materiales de la prótesis. En futuras pruebas también se debería hacer pruebas con usuarios sin amputaciones y controlando la velocidad para que estos valores se puedan ser comparados.

Por otro lado, es necesario considerar que para futuras pruebas de la prótesis, se necesita realizar pruebas cinéticas a esta misma, el pretotipo actual de la prótesis demuestra la funcionalidad cinemática, pero para pruebas cinéticas sería necesario

contar con un diseño maduro de la prótesis, como también el prototipo final de este mismo.

Finalmente, el pretotipo ensamblado logro cumplir su función de realizar el movimiento de flexión y extensión, logrando alcanzar los ángulos máximos de  $84^\circ$ ,  $92.2^\circ$  y  $76.75^\circ$  en las articulaciones MCP, PIP y DIP respectivamente simulando un dedo normal y, además, simular el comportamiento cinemático de los dedos.



**BIBLIOGRAFÍA**

- [Asadujjaman, 2019] Asadujjaman, M., Ali Molla, M., & Al Noman, S. (2019). Stature estimation from hand anthropometric measurements in Bangladeshi population. *Journal Of Forensic And Legal Medicine*, 65, 86-91. doi: 10.1016/j.jflm.2019.05.006
- [Berceanu, 2010] Berceanu, C., Tarniță, D., & Filip, D. (2010). About an Experimental Approach Used to Determine the Kinematics of the Human Finger Movement. *Solid State Phenomena*, 166-167, 45-50. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/ssp.166-167.45>
- [Biddiss, 2007] Biddiss, E., & Chau, T. (2007). Upper-Limb Prosthetics. *American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86(12), 977-987. <https://doi.org/10.1097/phm.0b013e3181587f6c>
- [Binvignat, 2012] Binvignat, O., Almagià, A., Lizana, P., & Olave, E. (2012). Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos. *International Journal Of Morphology*, 30(2), 599-606. <https://doi.org/10.4067/s0717-95022012000200040>
- [Bustamante, 2018] Bustamante, M., Vega-Centeno, R., Sanchez, M., & Mio, R. (2018). A Parametric 3D-Printed Body-Powered Hand Prosthesis Based on the Four-Bar Linkage Mechanism. 2018 IEEE 18Th International Conference On Bioinformatics And Bioengineering (BIBE). <https://doi.org/10.1109/bibe.2018.00022>
- [Cerveri, 2007] Cerveri, P., De Momi, E., Lopomo, N., Baud-Bovy, G., Barros, R., & Ferrigno, G. (2007). Finger Kinematic Modeling and Real-Time Hand Motion Estimation. *Annals Of Biomedical Engineering*, 35(11), 1989-2002. <https://doi.org/10.1007/s10439-007-9364-0>
- [Chen, 2014] Chen, F., Appendino, S., Battezzato, A., Favetto, A., Mousavi, M., & Pescarmona, F. (2014). Human Finger Kinematics and Dynamics. *New Advances In Mechanisms, Transmissions And Applications*, 115-122. [https://doi.org/10.1007/978-94-007-7485-8\\_15](https://doi.org/10.1007/978-94-007-7485-8_15)
- [Condy, 2020] Condy, L. (2020). Muscles in The Finger. JOI Jacksonville Orthopaedic Institute. Retrieved 12 September 2021, from <https://www.joionline.net/library/show/muscles-in-the-finger/>.
- [Cotrina, 2005] Cotrina, A., & Bustinza, J. (2005). Perfil epidemiológico de pacientes portadores de amputación de miembro superior atendidos en el Instituto Especializado de Rehabilitación de enero 1999 a diciembre 2004 [Tesis de Pregrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos] Repositorio institucional de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos: [https://cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12672/11028/Cotrina\\_lla.pdf?sequence=3&isAllowed=y](https://cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12672/11028/Cotrina_lla.pdf?sequence=3&isAllowed=y)
- [Coupier, 2016] Coupier, J., Hamoudi, S., Telese-Izzi, S., Feipel, V., Rooze, M., & Van Sint Jan, S. (2016). A novel method for in-vivo evaluation of finger kinematics including definition of healthy motion patterns. *Clinical Biomechanics*, 31, 47-58. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.002>
- [de Leva, 1996] de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal Of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)

- [Denham, 2019] Denham, S., Hawkins, T., Johnson, K., Rhoads, J., & Sims, S. (2019). The Functionality of the Bio-Mechanical Prosthetic Finger When Compared With Results on Standardized and Functional Assessments: A Single-Case Study. *JPO Journal Of Prosthetics And Orthotics*, 31(2), 140-144. <https://doi.org/10.1097/jpo.0000000000000242>
- [Drake, 2020] Drake, c., Mitchell, a., & Vogl, W. (2020). *Gray's Anatomy for students* (4th ed.). Elsevier.
- ["Didrick Medical Inc.", n.d.] Didrick Medical Inc.. Didrick Medical Inc. Retrieved 2 October 2021, from <https://www.x-finger.com/index.html>.
- [Dudek, 2005] Dudek, N., Marks, M., Marshall, S., & Chardon, J. (2005). Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 86(4), 659-663. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.09.003>.
- [Edmuno, 2016] Edmuno, T. (2016). Prosthetic Finger. Free CAD Designs, Files & 3D Models | The GrabCAD Community Library. Retrieved 2 October 2021, from <https://grabcad.com/library/prosthetic-finger-10>.
- [Farro, 2012] Farro, L., Tapia, R., Bautista, L., Montalvo, R., & Iriarte, H. (2012). Características clínicas y demográficas del paciente amputado. *Revista Medica Herediana*, 23(4), 240-243. <https://doi.org/10.20453/rmh.v23i4.845>
- [GROB, 2008] GROB, M., PAPADOPULOS, N., ZIMMERMANN, A., BIEMER, E., & KOVACS, L. (2008). The Psychological Impact of Severe Hand Injury. *Journal Of Hand Surgery (European Volume)*, 33(3), 358-362. <https://doi.org/10.1177/1753193407087026>
- [Habib, 2010] Habib, S., & Kamal, N. (2010). Stature estimation from hand and phalanges lengths of Egyptians. Retrieved 24 August 2022
- [Hale, 2018] Hale, N., Valero, M., Tang, J., Moser, D., & Jiang, L. (2018). A preliminary study on characterisation of finger interface kinetics using a pressure and shear sensor system. *Prosthetics & Orthotics International*, 42(1), 60-65. <https://doi.org/10.1177/0309364617728121>
- [Lamandé, 2012] Lamandé, F., Dupré, J., Talbot, P., Gillet, M., Januscevic, T., & Dréjas-Zielinska, M. (2014). Amputación del miembro superior. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 35(2), 1-20. [https://doi.org/10.1016/s1293-2965\(14\)67307-2](https://doi.org/10.1016/s1293-2965(14)67307-2)
- [Lavana, 2008] Lavana, I.N. (2008). Diseño y construcción de un socket de miembro superior con suspensión ajustable.
- [León, 2007] Prado León, L., Avila Chaurand, R., & Gonzalez Munoz, E. (2007). Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. Universidad.
- [Mendoza, 2021] Mendoza, S. (2021). Conoce al creador del primer brazo biónico con codo articulado en el mundo. *El Peruano*. Retrieved 28 September 2021, from <https://elperuano.pe/noticia/130016-protesis-bionicas-peruanas-unicas-en-el-mundo>.

- [Naked Prosthetics, n.d.] Naked Prosthetics. Naked Prosthetics. Retrieved 2 October 2021, from <https://www.npdevices.com/>.
- [Netter, 2019] Frank H. Netter, M. (2019). Atlas of Human Anatomy (7th ed., pp. 442-461). Elsevier Inc.
- [Ossur, n.d.] Ossur. i-Digits™ Quantum Myoelectric Partial Hand. Ossur.com. Retrieved 2 October 2021, from <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/i-digits-quantum>.
- [Østlie, 2011] Østlie, K., Lesjø, I., Franklin, R., Garfelt, B., Skjeldal, O., & Magnus, P. (2011). Prosthesis rejection in acquired major upper-limb amputees: a population-based survey. *Disability And Rehabilitation: Assistive Technology*, 7(4), 294-303  
<https://doi.org/10.3109/17483107.2011.635405>
- [Partial hand solutions, n.d.] Partial hand solutions. Retrieved 2 October 2021, from <https://partialhandsolutions.com/>.
- [Point designs, n.d.] Point designs. Innovative Prosthetic Manufacturers & Suppliers. Retrieved 2 October 2021, from <http://www.pointdesignsllc.com/>.
- [Rangel, 2016] Rangel, A. (2016). Prosthetic finger. Free CAD Designs, Files & 3D Models | The GrabCAD Community Library. Retrieved 2 October 2021, from <https://grabcad.com/library/prosthetic-finger-11>.
- [Rondinelli, 2014] Rondinelli, R. (2014). Guides to the evaluation of permanent impairment (pp. 454 - 456). American Medical Association.
- [Redacción RPP, 2020] Redacción RPP (2020). ¡Inspirado en Luke Skywalker! Ingeniero peruano crea prótesis de bajo costo. Retrieved 28 September 2021, from <https://rpp.pe/campanas/contenido-patrocinado/inspirado-en-luke-skywalker-ingeniero-peruano-crea-protesis-de-bajo-costo-noticia-1237553>.
- [Rybarczyk, 2008] Rybarczyk, B., & Behel, J. (2008). Limb Loss and Body Image. *Psychoprosthetics*, 23-31. [https://doi.org/10.1007/978-1-84628-980-4\\_3](https://doi.org/10.1007/978-1-84628-980-4_3)
- [The O&P Edge, 2014] The O&P Edge (2014). Design and Fabrication in Upper-limb Prosthetics.
- [Treadwell, 2020] Treadwell, K., Rock, D., & Wyatt, A. (2020). NOVEL MECHANICAL FINGER PROSTHESES. *AANLCP JOURNAL OF NURSE LIFE CARE PLANNING*, 20(2), 53 - 57.
- [Vincent systems, n.d.] Vincent systems. Retrieved 2 October 2021, from <https://www.vincentssystem.de/>.
- [Wiese, 2021] Wiese, F. (2021). Pixed nace para ayudar a personas con discapacidad: Queremos brindarles herramientas para explotar sus habilidades - Fundación Wiese. Fundación Wiese. Retrieved 28 September 2021, from <https://www.fundacionwiese.org/blog/es/pixed-nace-para-ayudar-a-personas-con-discapacidad/>.
- [Wright, 1995] Wright, T., Hagen, A., & Wood, M. (1995). Prosthetic usage in major upper extremity amputations. *The Journal Of Hand Surgery*, 20(4), 619-622. [https://doi.org/10.1016/s0363-5023\(05\)80278-3](https://doi.org/10.1016/s0363-5023(05)80278-3)

[Young, 2019]

Young, K., Pierce, J., & Zuniga, J. (2019). Assessment of body-powered 3D printed partial finger prostheses: a case study. *3D Printing In Medicine*, 5(1). <https://doi.org/10.1186/s41205-019-0044-0>





**ANEXO A.**

**DISEÑOS PRELIMINARES**

## ANEXA A.1. DISEÑO PREMILIMAR 1

Figura A.1. Diferentes vistas del primer diseño de la prótesis.

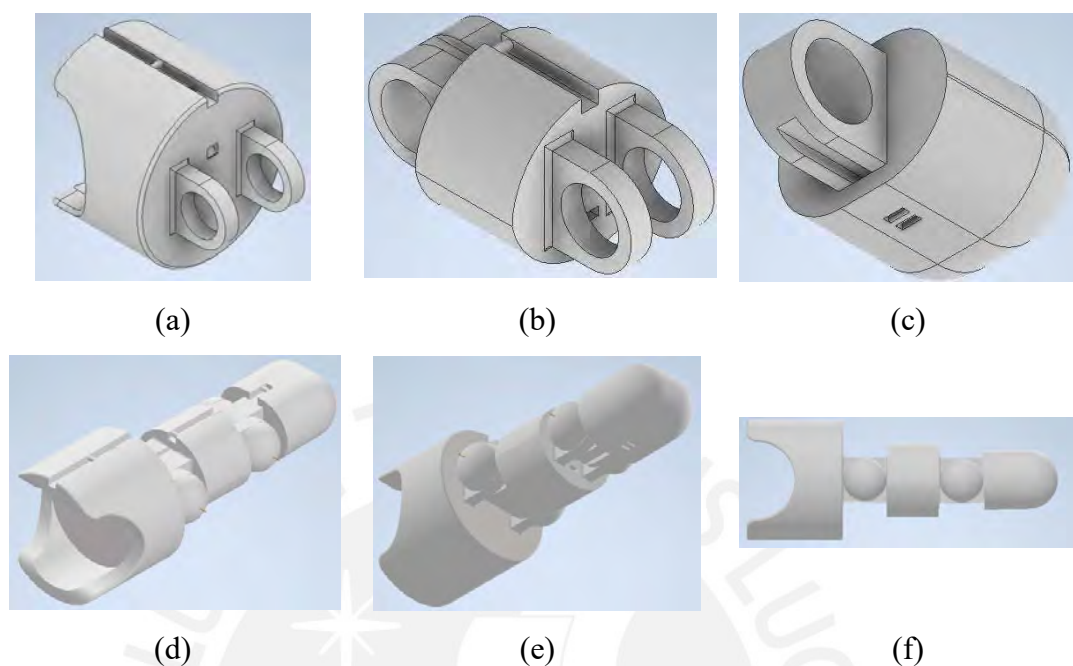


Figura A.1. Primer diseño preliminar de la prótesis: (a) Vista anterolateral superior del muñón, (b) Vista anterolateral superior de la prótesis medial, (c) Vista posterolateral inferior de la prótesis distal, (d) Vista posterolateral superior de la prótesis completa, (e) Vista anterolateral inferior de la prótesis completa, (f) Vista lateral inferior de la prótesis completa.

Este fue el primer diseño que se realizó para la prótesis. En este diseño se consideraron canaletas internas para el paso de los cables, unos pivotes que se anclan a las demas articulaciones para permitir el pivoteo de estas y finalmente unas vigas también impresas en 3D que sirve para unir las falanges. Este diseño tiene las siguiente limitaciones:

- No es posible regular la tensión de los cables elásticos que van en la parte superior de la prótesis.
- No existe control sobre la extensión del dedo.
- No existe control sobre los ángulos de flexión del dedo.
- Los ángulos de flexión no son los adecuados según las consideraciones tomadas.
- Las dimensiones de las canaletas internas no permitían una correcta impresión, saliendo defectuosas o tapadas debido al soporte de la impresión.



- No se consideró un espacio de seguridad en las diseños donde se enclan las falanges y la vigas. Estos al ser diseño muy exactos dificultaba su ensamblaje.
- Las vigas no resultan adecuadas para el anclaje de las falanges ya que no cuentan con la resistencia adecuada y además, debido a su dimensiones, le resta resistencia a los pivotes.

Por las razones previamente expuesta se descartó este diseño.



## ANEXA A.2. DISEÑO PREMILIMAR 2

Figura A.2. Diferentes vistas del segundo diseño de la prótesis.

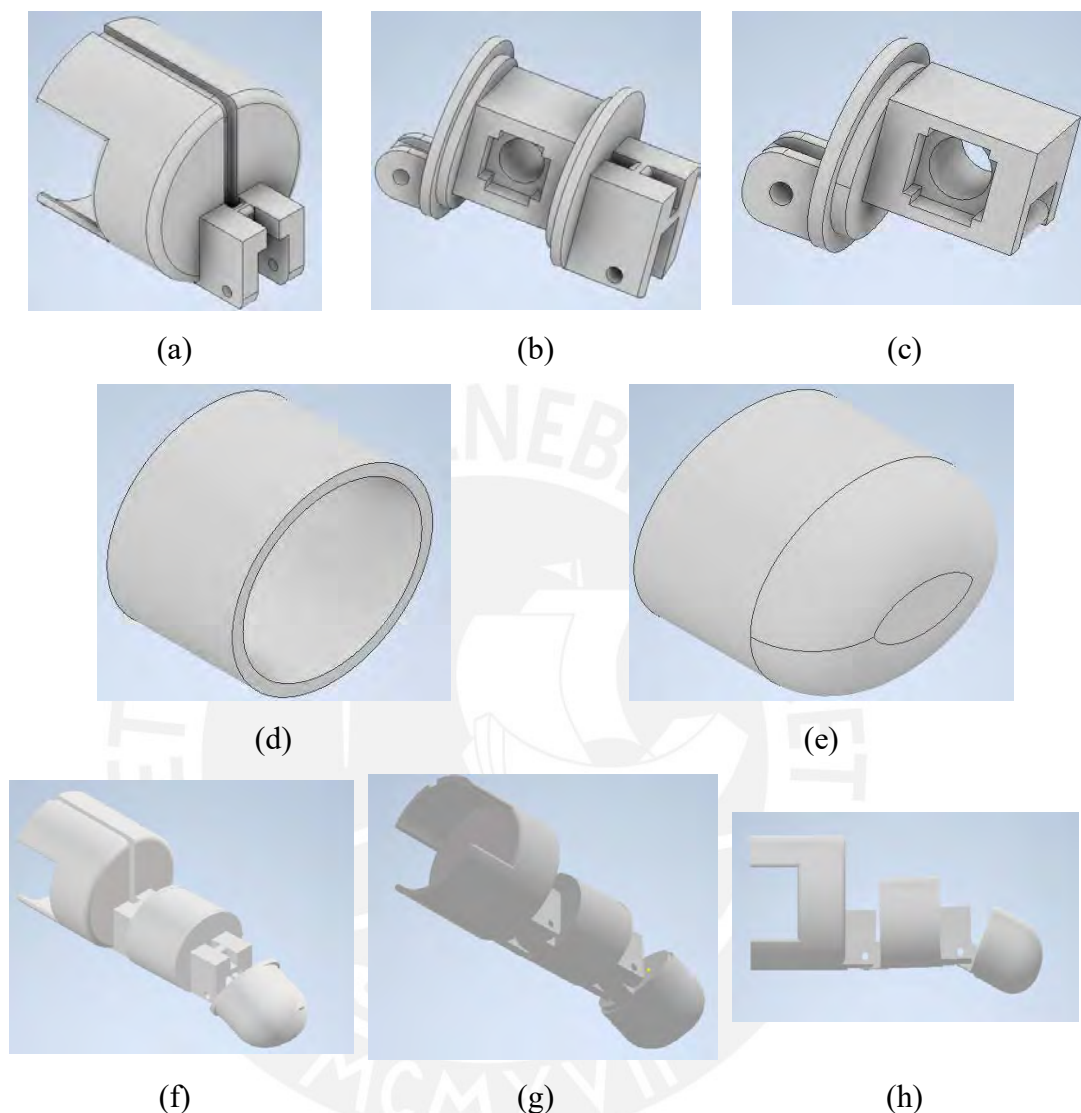


Figura A.2. Primer diseño preliminar de la prótesis: (a) Vista anterolateral superior del muñón, (b) Vista anterolateral superior de la prótesis medial, (c) Vista anterolateral superior de la prótesis distal, (d) Vista anterolateral superior de la cubierta de la prótesis medial, (e) Vista anterolateral superior de la cubierta de la prótesis distal, (f) Vista anterolateral superior de la prótesis completa, (g) Vista posterolateral inferior de la prótesis completa, (h) Vista lateral inferior de la prótesis completa.

En esta prótesis se tomo como referencia los problemas del anterior diseño para ser diseñado. Los cambios más característicos de este son:

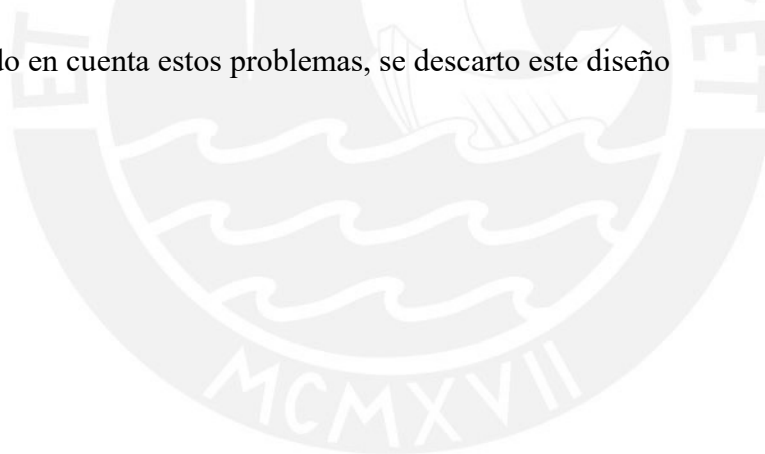
- Canelatas en su mayoría de manera externa.

- Se elimino la viga que unía las falanges, esta será reemplazada por un alambre de metal de 1 mm de diametro.
- Se cambió la posición de los pivotes a la parte inferior de las falanges.
- Las canaletas por donde pasarán los cables irán por dentro de la prótesis.
- Se crearon cubieras para cada falange, ello para cubrir el paso de los cables.
- Se creó un mecanismo interno para poder regular la tensión de los cables elásticos.

A pesar de los cambios realizados, este diseño presento los siguientes problemas:

- Fallas en la funcionalidad, debido a que los pivots se encuentran en la parte inferior de las falanges, los cables no pueden realizar su recorrido con facilidad lo cual dificulta que se realice el movimiento de flexión.
- Fallas en la impresión en las canaletas internas. Se uso canaletas internas para anclar las cables a al mecanismo de regulación, ellos debido a su estructura

Teniendo en cuenta estos problemas, se descarto este diseño





**ANEXO B.**

**PARÁMETROS DE IMPRESIÓN 3D**

En este anexo se verán los parámetros de impresión 3D que se usaron para la impresión total de la prótesis. En la Figura B.1. se puede ver los parámetros de calidad de impresión, en la Figura B.2. se puede ver los parámetros de impresión de las paredes de la prótesis, en la Figura B.3. se puede ver los parámetros de impresión de la parte superior e inferior de la prótesis, en la Figura B.4. se puede ver los parámetros de impresión del relleno de la prótesis, en la Figura B.5. se puede ver los parámetros del material de impresión de la prótesis, en la Figura B.6. se puede ver los parámetros de velocidad de impresión de la prótesis, en la Figura B.7. se puede ver los parámetros de movimiento del extrusor, en la Figura B.8. se puede ver los parámetros de refrigeración de la camilla de impresión, en la Figura B.9. se puede ver los parámetros del soporte de la prótesis, en la Figura B.10. se puede ver los parámetros de la primera capa de la impresión, en la Figura B.11. se puede ver los parámetros de la doble extrusión, en la Figura B.12. se puede ver los parámetros especiales de la impresión.

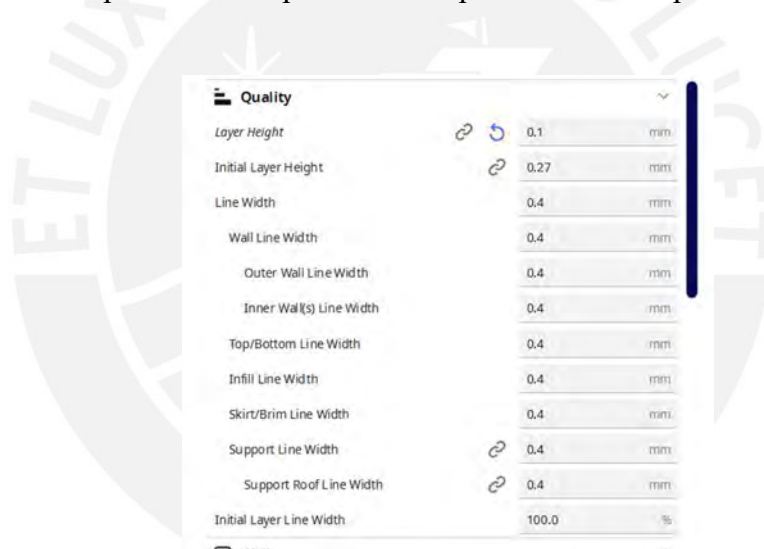


Figura B.1. Parámetros de calidad de impresión



Figura B.2. Parámetros de impresión de las paredes de la prótesis: (a) primera parte de los parámetros, (b) segunda parte de los parámetros.

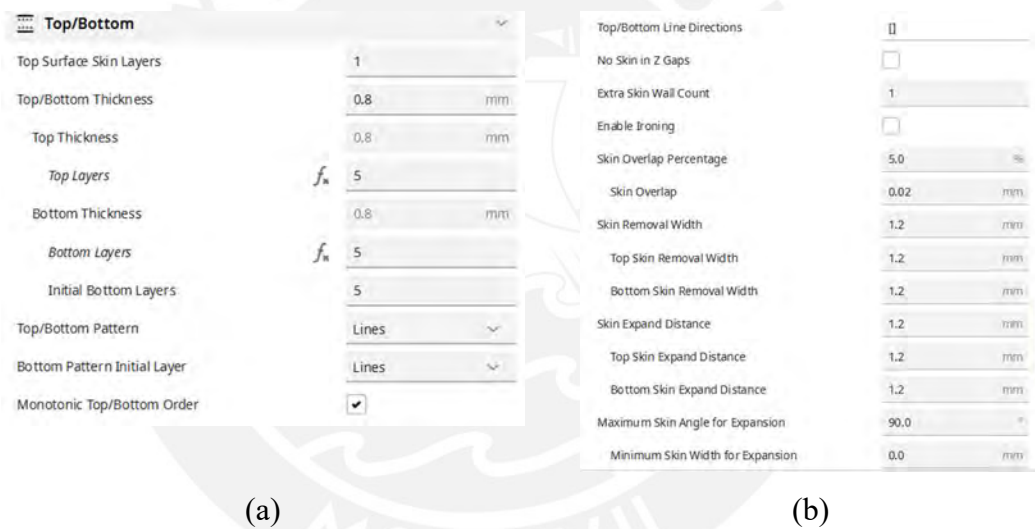


Figura B.3. Parámetros de impresión de la parte superior e inferior de la prótesis: (a) primera parte de los parámetros, (b) segunda parte de los parámetros.



Figura B.4. Parámetros de impresión del relleno de la prótesis: (a) primera parte de los parámetros, (b) segunda parte de los parámetros.

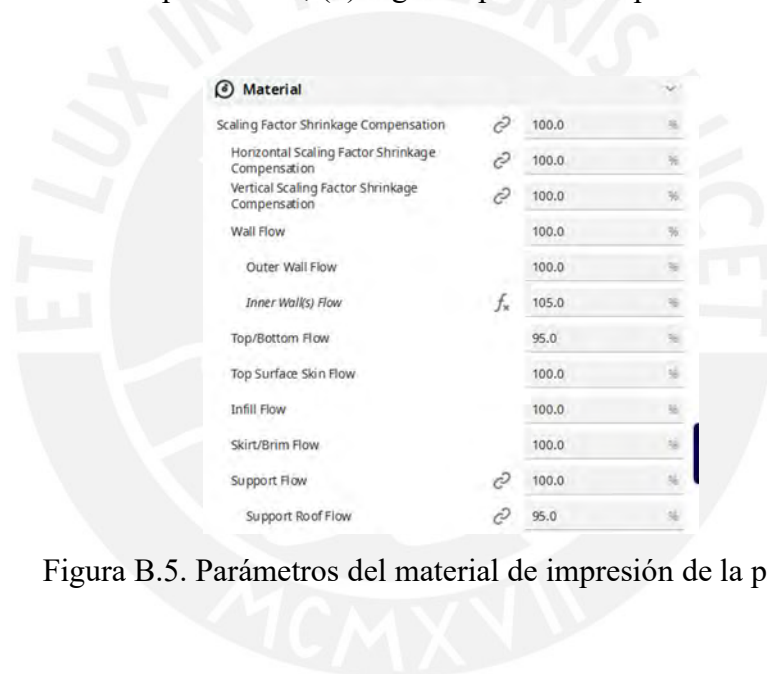
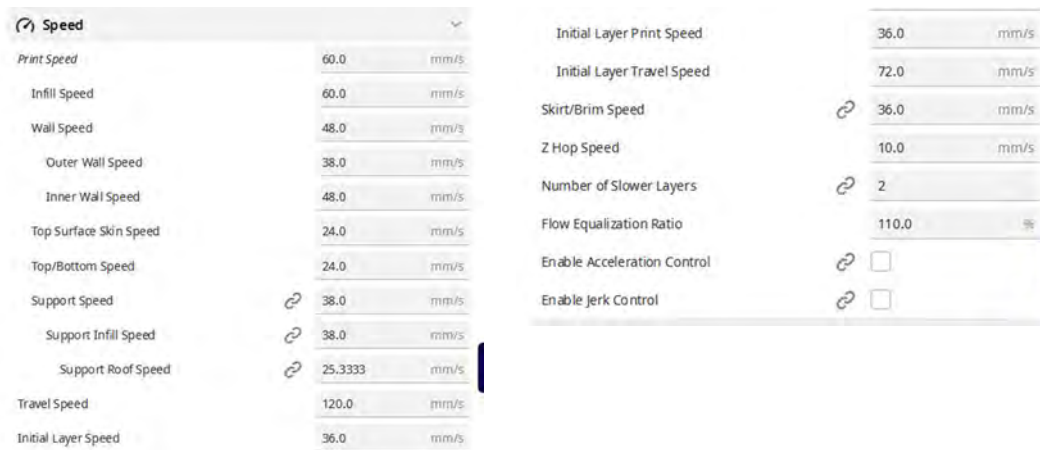


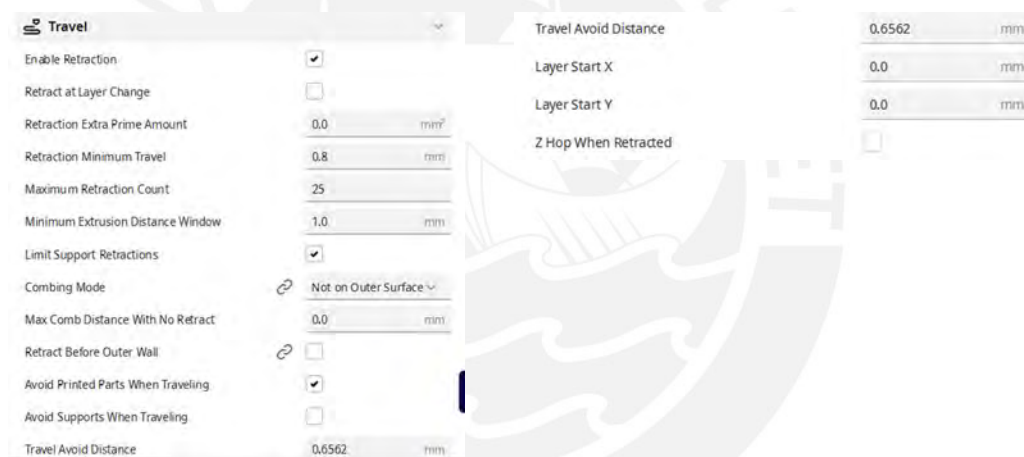
Figura B.5. Parámetros del material de impresión de la prótesis.



(a)

(b)

Figura B.6. Parámetros de velocidad de impresión de la prótesis: (a) primera parte de los parámetros, (b) segunda parte de los parámetros.



(a)

(b)

Figura B.7. Parámetros de movimiento del extrusor: (a) primera parte de los parámetros, (b) segunda parte de los parámetros.



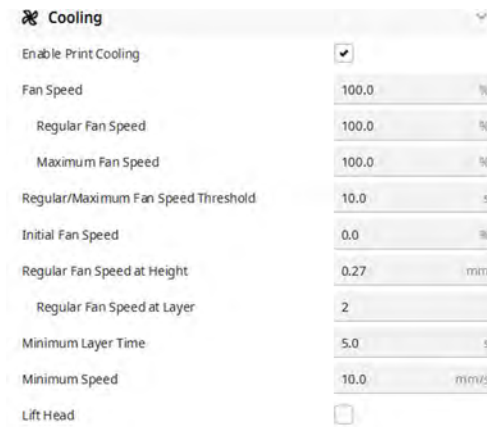


Figura B.8. Parámetros de refrigeración de la camilla de impresión.

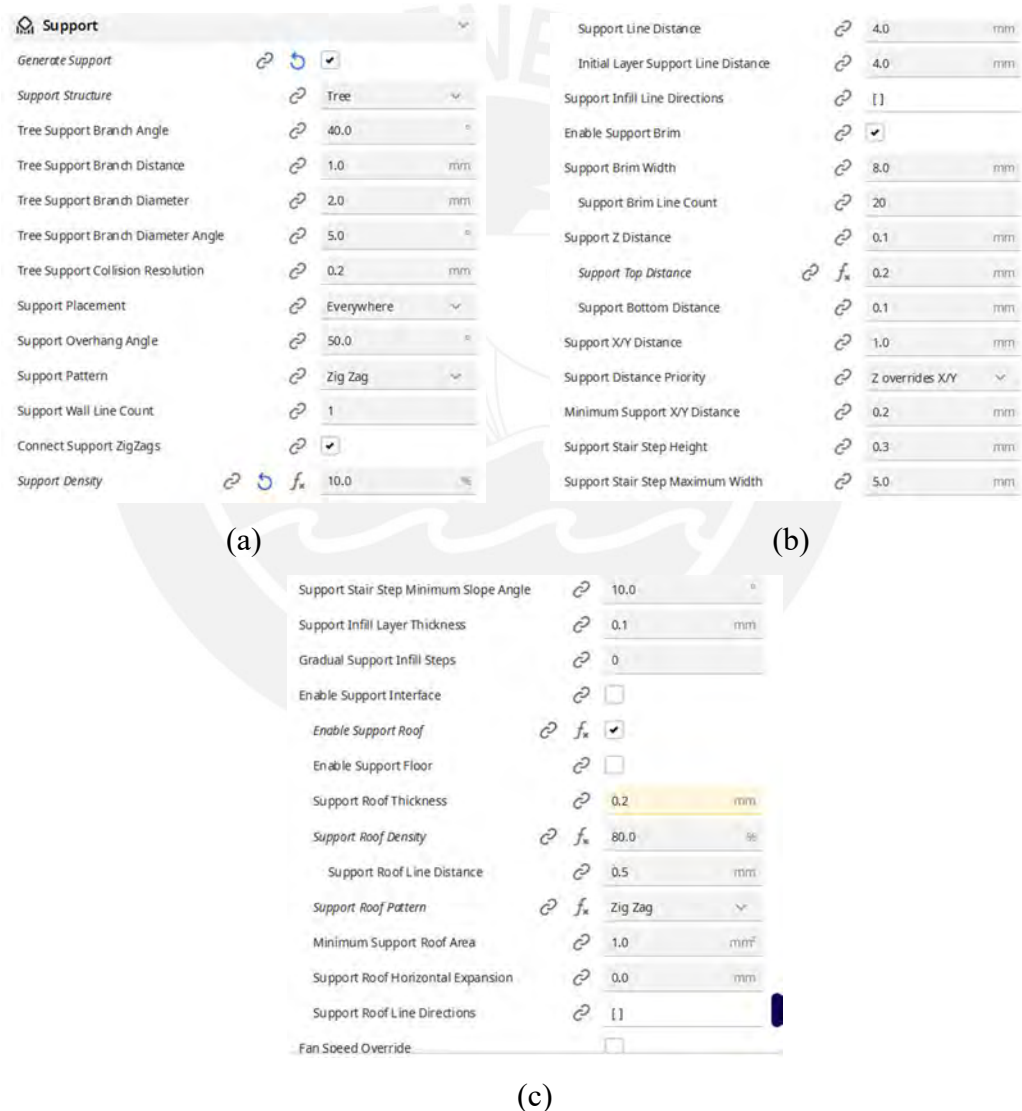


Figura B.9. Parámetros del soporte de la prótesis: (a) primera parte de los parámetros, (b) segunda parte de los parámetros, (c) tercera parte de los parámetros.



Figura B.10. Parámetros de la primera capa de la impresión.

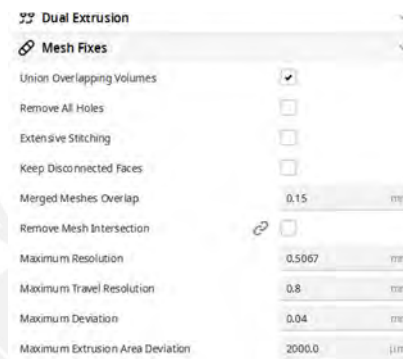
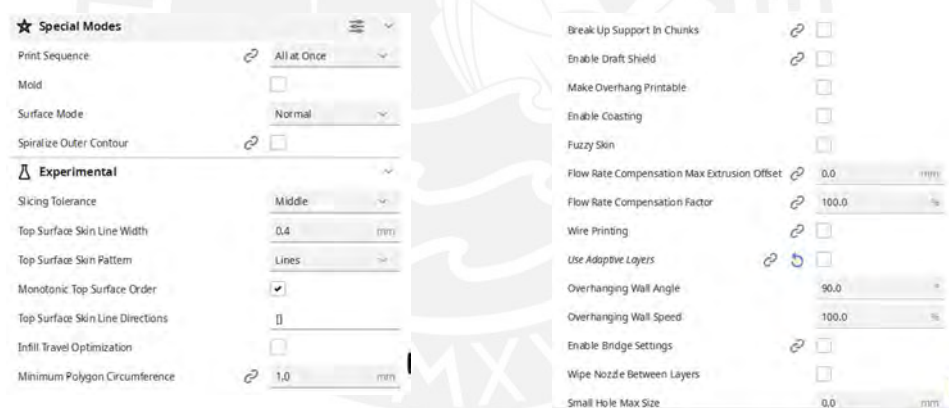


Figura B.11. Parámetros de la doble extrusión.



(a)

(b)



(c)

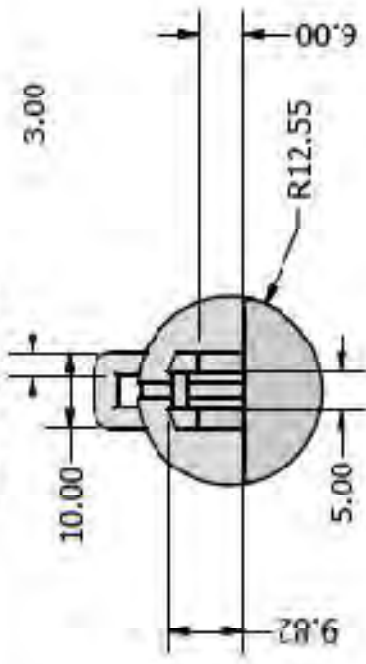
Figura B.12. Parámetros especiales de la impresión: (a) primera parte de los parámetros, (b) segunda parte de los parámetros, (c) tercera parte de los parámetros.



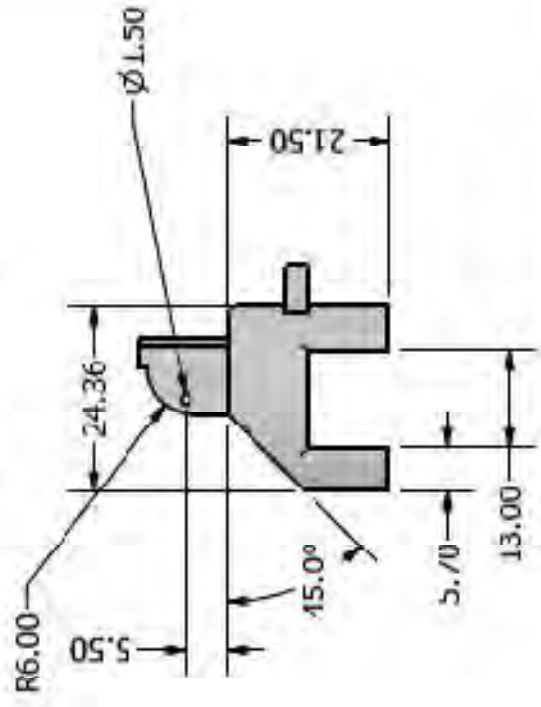
**ANEXO C.**

**PLANOS MECÁNICOS**

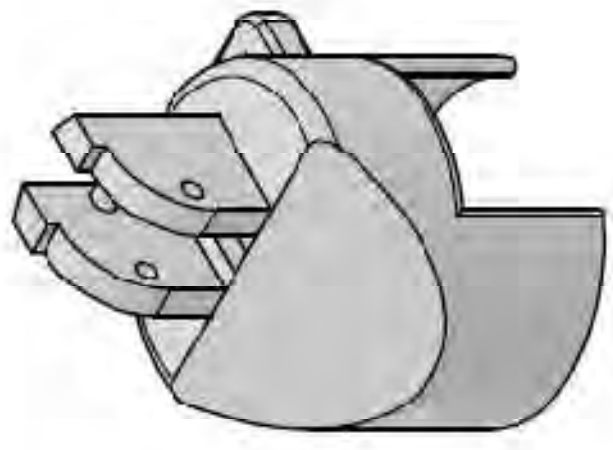
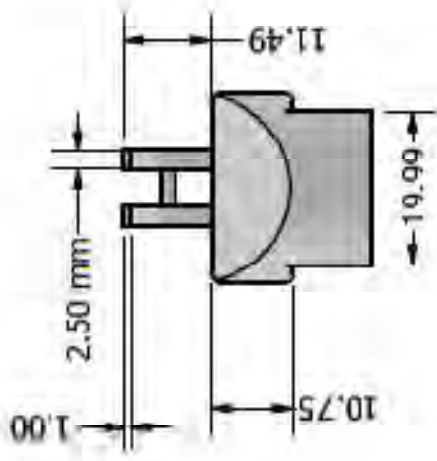
Vista superior



Vista lateral

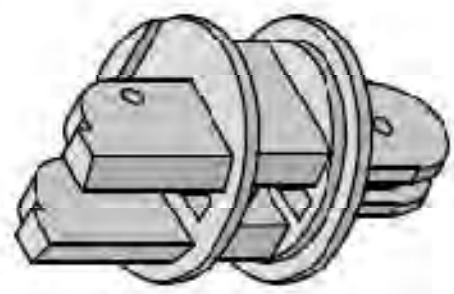
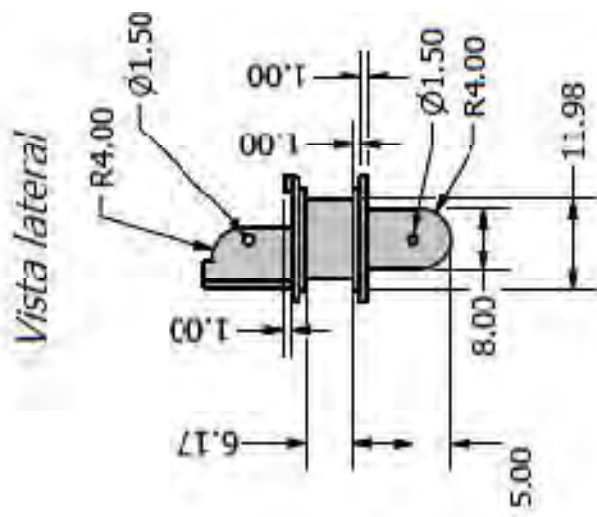
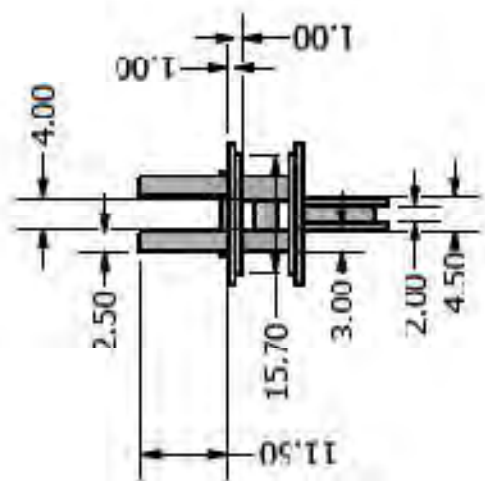
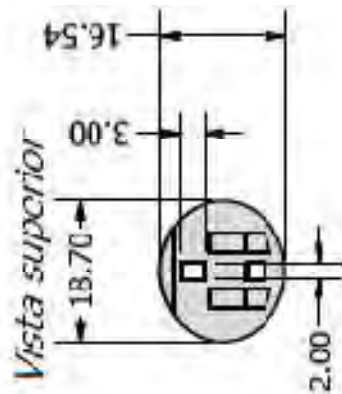


Vista frontal



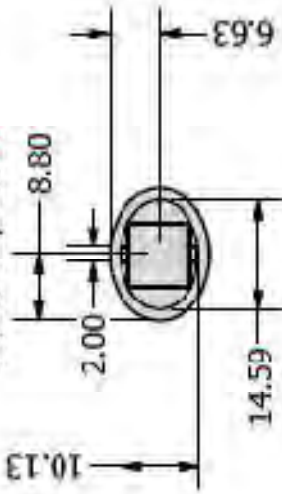
Rendondeos de 1 mm

DIBUJADO	5/05/2024	Pontificia Universidad Católica del Perú	
REVISADO		MCP (prótesis de dedo)	
QA		TITULO	
APG		FAMAM	DWG NO
APROBADO		A4	PLANO ENSAMBLE
		ESCALA	1 / 1
			PÁG. 1 DE 1
		REV	1

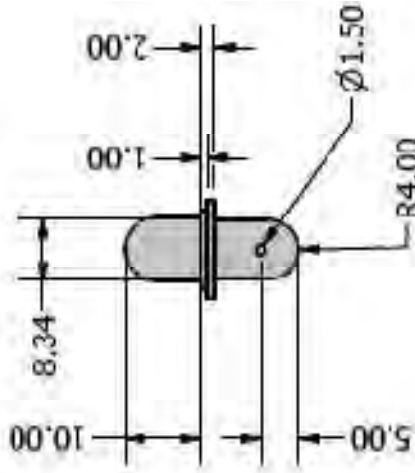


ELABORADO	5/05/2024	Pontificia Universidad Católica del Perú	
REVISADO		TÍTULO	
PROBADO		PIP (prótesis de dedo)	
APROBADO		Escala: 1:1	
		Hoja: 1 DE 1	
		DWG NO plano ensamble	
		REV 1	
		A4	
		PUNTO A	

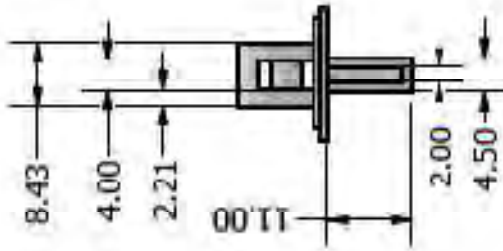
*Vista superior*



*Vista lateral*

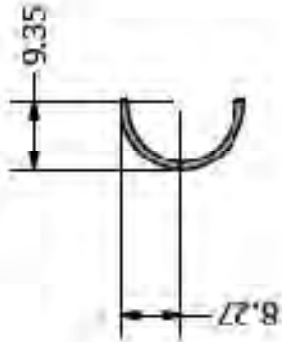
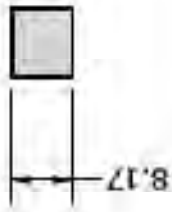


*Vista frontal*



DIBUJADO	5/05/2024	Pontificia Universidad Católica del Perú	
DESIGNADO		DIP (prótesis de dedo)	
REVISADO		TÍTULO	
PA		ANAMU	DWG NO
MFG		A4	plano ensamble
APROBADO		ESCALA	1:1
			HOJA 1 DE 1

*Visla superior*



*Visla frontal*

*Vista lateral*



FECHA DE ENTREGA	5/05/2024
PROFESOR	Cesar Canillo
ALUMNO	MURILLO
PA	
MFG	
APROBADO	

Pontificia Universidad Católica del Perú

TITULO

Cubierta PIP 1 (prótesis de dedo)

TAMANO

A4

DWG NO

plano\_ensamble

REV

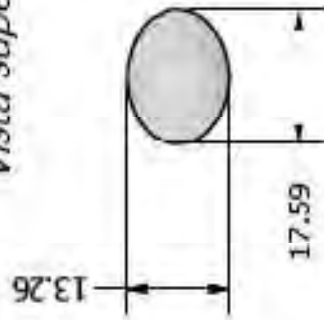
1

ESCALA

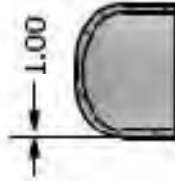
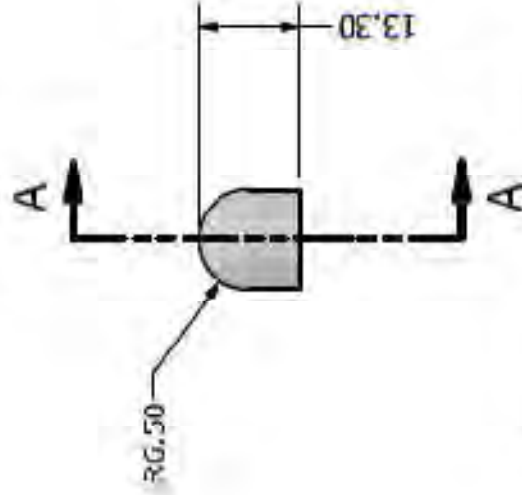
1:1

HOJA 1 DE 1

*Vista superior*

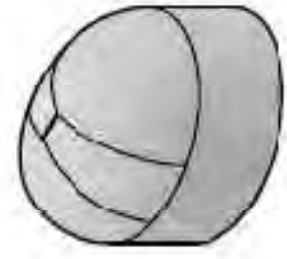


*Vista lateral*



SECTION A-A  
SCALE 1 : 1

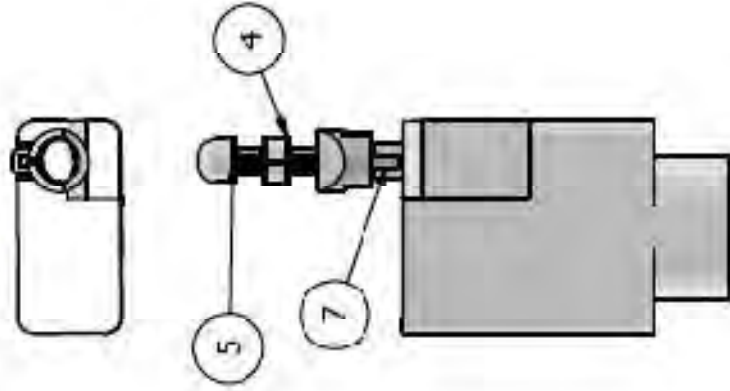
*Vista frontal*



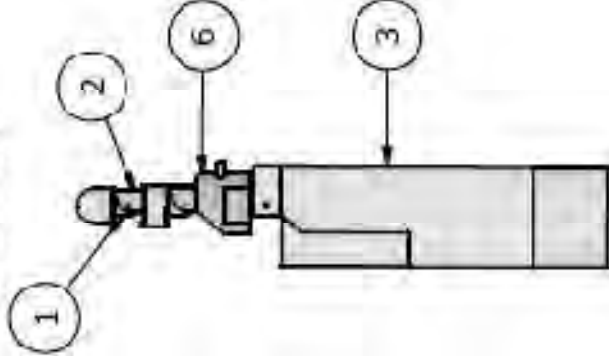
DIBUJADO	5/05/2024	Pontificia Universidad Católica del Perú	
REVISADO		TÍTULO	
PROYECTADO		Cubierta DIP (prótesis de dedo)	
APROBADO		ESCALA	1 : 1
		FANANC	44
		DIVISION	plano ensamble
		REV	1
			HORA 1 DE 1



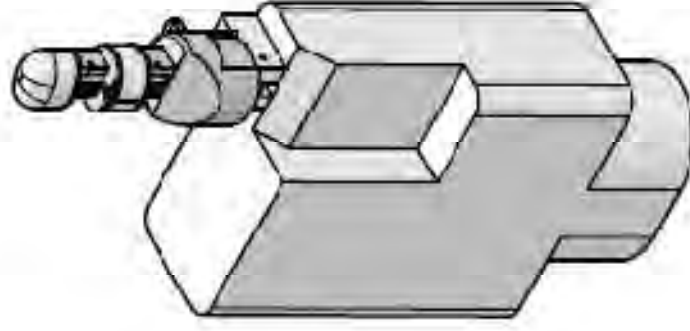
Vista superior



Vista frontal



Vista lateral



Lista de piezas	
Item	Nombre de pieza
1	DIP
2	PIP
3	SopORTE
4	CUBIERTA PIP
5	CUBIERTA DIP
6	MCP
7	Muñon

DISEÑADO	5/05/2024
Revisado	
APROBADO	
TAMANI	A4
ESCALA	1/3

Pontificia Universidad Católica del Perú

TITULO

Ensamble (prótesis de dedo)

DWG NO

plano ensamble

REV

1

HOJA 1 DE 1



**ANEXO D.**

**ESTIMACIÓN DE COSTOS**

En este anexo se realizará una estimación de costos del prototipo del prótesis, este análisis comprenderá costos de diseño, costos de fabricación y costos de ensamble.

#### ANEXA D.1. COSTOS DE DISEÑO.

El costo de diseño será calculado en base a la remuneración mínima vital establecida por la ley peruana de S/. 1,025 mensual por un mínimo 120 horas mensuales, dando así un costo mínimo por hora trabajo de S/. 8.54. Debido a que se requiere tomar medidas antropométricas al paciente y el diseño de su prótesis personalizada se considera 1 semana de fabricación, en la siguiente ecuación se puede ver el cálculo de costo referente al diseño.

$$HORAS HOMBRE (HH) = 30 h$$

$$COSTO DE HORA HOMBE (CHH) = S/8.54$$

$$COSTO DE DISEÑO = HH \times CHH = 30 \times 8.54 = S/256.2$$

#### ANEXA D.2. COSTOS DE FABRICACIÓN.

La cotización de la impresión 3D de la prótesis fue realizada por FABRICUM PUCP que anteriormente era llamado SALA VEO. En Tabla D.1 se ve el costo de fabricación de la prótesis.

Tabla D.1. Costo de fabricación de la prótesis.

<b>Categoría</b>	<b>Costo</b>
Energía	S/. 0.9
Material	S/. 8.10
Servicio	S/. 20
Fallas de impresión	S/. 7.14
<b>Total</b>	<b>S/. 36.14</b>

## ANEXA D.3. COSTOS DE ENSAMBLE

Se presentará en la Tabla D.2 los costos de los materiales necesarios para el ensamble de la prótesis. Los costos de las herramientas serán tomadas de las distintas casas comerciales existentes en Perú con el precio referencial de 2024.

Tabla D.2. Costo de los materiales para el ensamble de la prótesis.

<b>Categoría</b>	<b>Costo</b>
Alicate de corte	S/. 32
Alicate de punta	S/. 15
Destornillador punta plana	S/. 30
Kit de limas	S/. 20
15 cm de hilo nylon	S/. 0.02
6 cm de hilo elástico	S/. 0.20
10 cm alambre número 20	S/. 0.20
20 cm Rollo velcro	S/. 0.20
<b>Total</b>	<b>S/. 97.62</b>

Así, el costo total considerando el diseño, fabricación y ensamble del prótesis parcial de dedo es de S/. 389.96. Este costo es referencial ya que los costos pueden variar dependiendo del año y del país donde se compren los materiales.