

**UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA**



**DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE  
ACCIONAMIENTO MECÁNICO PARA  
AMPUTACIONES TRANSFALÁNGICAS DE LA  
MANO**

**TESIS**

Para optar el título profesional de Ingeniera Mecánica

**AUTORA**

Angella Gabriela Fuentes Collazos (ORCID: 0000-0002-6844-6821)

**ASESOR**

Emir Augusto Vela Saavedra (ORCID: 0000-0002-9397-2452)

Lima – Perú

2022

*Dedicatoria:*

*Dedico esta investigación a mi padre quien siempre ha creído en mí, retándome cada día a más y enseñándome que el único límite que existe es el que yo me proponga. A Gianfranco quien me apoyo la gran parte del camino y me alentó a no desistir de mi meta. Finalmente, al profesor Carlos Ríos, quien me hizo ver la física de otra perspectiva, alentó en mis metas y absolvió cada duda que podría tener.*

*Agradecimientos:*

*Agradezco a Emir Vela, asesor de tesis, quien desde un principio creyó en mi idea y acompañó hasta que la hicimos realidad. A aquellos profesores quienes con paciencia y dedicación me acompañaron en el camino, como el profesor Carlos Rios, Omar Bejarano, Julien Noel, Rolando Vargas, Xyoby Chavez y Juan Carlos Chavez. Finalmente, a mis padres a quienes atribuyo muchos de mis logros, incluyendo este.*

# TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN .....	xvi
ABSTRACT .....	xvii
INTRODUCCIÓN.....	xviii
CAPÍTULO I.....	22
1. MARCO TEÓRICO Y ANTECEDENTES .....	22
1.1. Anatomía de la mano.....	22
1.1.1. Los huesos de la mano .....	22
1.1.2. Articulaciones de la mano.....	23
1.1.3. Capuchón extensor.....	23
1.1.4. Músculos de la mano .....	24
1.2. Biomecánica de la mano.....	25
1.2.1. Movimientos de los dedos .....	26
1.2.2. Ángulos de movilidad de las uniones de las falanges y grados de libertad .....	28
1.2.3. Tipos de agarre de la mano .....	30
1.2.4. Fuerza de los dedos .....	31
1.2.5. Medidas antropométricas de la mano .....	35
1.3. Amputación .....	36
1.3.1. Niveles de amputación del miembro superior .....	36
1.4. Prótesis .....	38
1.4.1. Prótesis pasiva.....	39
1.4.2. Prótesis activa .....	40
1.4.3. Costos de las prótesis mecánicas en Perú .....	50

1.5.	Materiales más usados en prótesis.....	50
1.5.1.	Polímeros de impresión 3D.....	54
1.6.	Análisis cinemático en sistemas de 4 barras.....	55
CAPÍTULO II.....		59
2.	METODOLOGÍA.....	59
2.1.	Diseño conceptual.....	61
2.1.1.	Identificación de requerimientos .....	61
2.1.2.	Generación de conceptos de diseño .....	61
2.1.3.	Selección de proyecto preliminar.....	65
2.1.4.	Selección de proyecto óptimo.....	65
2.1.5.	Análisis cinemático.....	69
2.1.6.	Diseño computacional en Inventor .....	77
2.2.	Validación computacional .....	78
2.2.1.	Validación cinemática en Inventor .....	79
2.2.2.	Análisis estático con Inventor.....	80
2.2.3.	Análisis de esfuerzos en Inventor .....	82
2.2.4.	Análisis de resistencia a la fatiga en Ansys .....	83
2.3.	Estimación de costos .....	88
2.3.1.	Simulación de fabricación .....	88
CAPÍTULO III .....		91
3.	RESULTADOS .....	91
3.1.	Diseño conceptual.....	91
3.1.1.	Análisis cinemático.....	91
3.1.2.	Diseño computacional Inventor .....	94
3.2.	Validación computacional .....	99
3.2.1.	Validación cinemática.....	99

3.2.2.	Análisis estático .....	102
3.2.3.	Análisis de esfuerzos .....	110
3.2.4.	Análisis de fatiga .....	115
3.3.	Estimación de costos .....	120
3.3.1.	Simulación de fabricación .....	120
CONCLUSIONES.....		125
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....		128
4.	ANEXOS .....	136

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1.1.</b> Grados de libertad de los dedos .....	27
<b>Tabla 1.2.</b> Ángulos de movimiento respecto al tipo de movimiento y el dedo .....	29
<b>Tabla 1.3.</b> Ángulos de flexión en el gesto de puño.....	29
<b>Tabla 1.4.</b> Valores de la fuerza de agarre en Kg en función al lado derecho o izquierdo para Hombres.....	32
<b>Tabla 1.5.</b> Valores de la fuerza de agarre en Kg en función al lado derecho o izquierdo para Mujeres .....	32
<b>Tabla 1.6.</b> Valores de la Fuerza promedio y máxima en N de los siete gestos ya descritos .....	33
<b>Tabla 1.7.</b> Medidas longitudinales en mm de la mano derecha de mujeres entre 20 a 50 años.....	35
<b>Tabla 1.8.</b> Medidas longitudinales en mm de la mano derecha de hombres entre 20 a 50 años.....	36
<b>Tabla 1.9.</b> Comparativa del estado del arte de las prótesis mecánicas. ....	47
<b>Tabla 1.10.</b> Costos prótesis activas Perú .....	50
<b>Tabla 2.1.</b> Tabla de requerimientos de la prótesis con los valores ideales .....	61
<b>Tabla 2.2.</b> Matriz morfológica.....	63
<b>Tabla 2.3.</b> Leyenda de la matriz morfológica.....	64
<b>Tabla 2.4.</b> Criterios de evaluación de los conceptos de solución propuestos.....	65
<b>Tabla 2.5.</b> Criterio de evaluación con pesos y valores de satisfacción.....	69
<b>Tabla 2.6.</b> Valores en mm utilizados para la parametrización del mecanismo de la falange proximal.....	76
<b>Tabla 2.7.</b> Valores en mm utilizados para la parametrización del mecanismo de la falange media .....	77
<b>Tabla 2.8.</b> Propiedades filamentos de impresión 3D .....	79
<b>Tabla 2.9.</b> Diámetros por utilizar en la variación del análisis del agarre cilíndrico .....	81
<b>Tabla 2.10.</b> Criterio Skewness de calidad de mallado .....	84
<b>Tabla 2.11.</b> Criterio ortogonal de calidad de mallado .....	85
<b>Tabla 2.12.</b> Valores ingresados al software ANSYS para la creación de la curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés para el material ABS, para un estrés medio de 14.3 MPa.....	86

<b>Tabla 2.13.</b> Coeficiente y exponente utilizados para la ecuación de la curva S-N para el material ABS .....	87
<b>Tabla 2.14.</b> Valores ingresados al software ANSYS para la creación de la curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés para el material PLA, para un estrés medio de 12.8 MPa.....	87
<b>Tabla 2.15.</b> Coeficiente y exponente utilizados para la ecuación de la curva S-N para el material ABS .....	87
<b>Tabla 2.16.</b> Tipos de mallados en impresión 3D, sus tiempos y consumo de material dependiendo de la densidad de relleno .....	89
<b>Tabla 3.1.</b> Valores tentativos para la ubicación de los puntos de coordenadas extraídos de las tablas paramétricas .....	92
<b>Tabla 3.2.</b> Valores obtenidos de MATLAB a partir de la ecuación 2.41 para theta 4 con el rango especificado de theta 2 en radianes.....	93
<b>Tabla 3.3.</b> Medidas de las barras del mecanismo completo para el dedo índice .....	94
<b>Tabla 3.4.</b> Peso de cada falange y de la prótesis completa variando los materiales.....	97
<b>Tabla 3.5.</b> Valores porcentuales que representa cada dedo volumétricamente respecto a toda la mano .....	97
<b>Tabla 3.6.</b> Ángulos de contacto obtenidos para cada diámetro .....	105
<b>Tabla 3.7.</b> Reacciones en los pines y fuerzas de reacción para agarre cilíndrico de 60 mm en N para el caso de análisis 1 .....	108
<b>Tabla 3.8.</b> Reacciones en los pines y fuerzas de reacción para agarre cilíndrico de 90 mm en N para el caso de análisis 1 .....	109
<b>Tabla 3.9.</b> Reacciones en los pines y fuerzas de reacción para agarre cilíndrico de 120 mm en N para el caso de análisis 1 .....	109
<b>Tabla 3.10.</b> Reacciones en los pines y fuerzas de reacción para agarre cilíndrico los tres diámetros en Newtons para el caso de análisis 2.....	109
<b>Tabla 3.11.</b> Resultados obtenidos de la simulación de estrés realizadas en el software Inventor para los 3 diferentes materiales.....	114
<b>Tabla 3.12.</b> Resultados del esfuerzo máximo de Von Mises para una carga de 5kg para cada material comparados con el esfuerzo de fluencia de cada uno .....	115
<b>Tabla 3.13.</b> Resultados promedio que definen la calidad de la malla según los criterios Skewness y ortogonal .....	117



<b>Tabla 3.14.</b> Resultados del análisis de sensibilidad para el análisis de fatiga variando las fuerzas aplicadas para la falange distal para el ABS .....	118
<b>Tabla 3.15.</b> Resultados del análisis de sensibilidad específicos para los valores entre 19 N y 20 N para el análisis de fatiga variando las fuerzas aplicadas para la falange distal para el ABS.....	119
<b>Tabla 3.16.</b> Resultados del análisis de sensibilidad para el análisis de fatiga para las falanges media y proximal para el ABS .....	119
<b>Tabla 3.17.</b> Resultados del análisis de sensibilidad para el análisis de fatiga para las falanges media y proximal para el PLA .....	120
<b>Tabla 3.18.</b> Costo de impresión por pieza en dólares .....	123

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.1.</b> Huesos de la mano .....	22
<b>Figura 1.2.</b> Capuchón extensor y su desempeño en los movimientos de flexión de las falanges.....	24
<b>Figura 1.3.</b> Movimientos de la mano en función a los músculos intrínsecos de esta en la vista palmar .....	25
<b>Figura 1.4.</b> Movimientos de los dedos de la mano humana, abducción, aducción, flexión y extensión.....	26
<b>Figura 1.5.</b> Movimientos del pulgar extensión, flexión, abducción, aducción, oposición .....	27
<b>Figura 1.6.</b> Tipos de agarres existentes de la mano.....	30
<b>Figura 1.7.</b> Dinamómetro T.K.K. 540 Grip-D y Posición del sujeto durante la realización de las mediciones.....	32
<b>Figura 1.8.</b> A. Posición del usuario al realizar los movimientos. B. Vista de planta de la pantalla táctil. C. Fuerzas admitidas a raíz de los gestos realizados .....	33
<b>Figura 1.9.</b> Variación del área de contacto en función al incremento del diámetro del cilindro.....	34
<b>Figura 1.10.</b> A. Área de contacto vs Diámetro del cilindro. B. Fuerza vs Diámetro/Longitud de la mano.....	35
<b>Figura 1.11.</b> Niveles de amputación del miembro superior .....	37
<b>Figura 1.12.</b> Ejemplos de amputaciones transfalángicas.....	38
<b>Figura 1.13.</b> Prótesis pasiva del dedo pulgar de la mano derecha.....	40
<b>Figura 1.14.</b> Mecanismo de accionamiento de barras .....	42
<b>Figura 1.15.</b> A.TITAN Full Finger vista palmar. B. TITAN Full Finger flexionados y posicionados para realizar una labor. ....	43
<b>Figura 1.16.</b> Prótesis mecánica K1 Hand .....	44
<b>Figura 1.17.</b> A. Partial M – Fingers sosteniendo un bloque de madera. B. M- Fingers incluyendo el pulgar. ....	44
<b>Figura 1.18.</b> A. Vista dorsal del X-Tips en el dedo anular. B. Flexión de la prótesis. C. Mecanismo de funcionamiento de la prótesis.....	45
<b>Figura 1.19.</b> Prótesis KNICK FINGER.....	46
<b>Figura 1.20.</b> Prótesis PIP y MCP de la empresa Naked Prosthetics.....	46

<b>Figura 1.21.</b> Prótesis eléctrica Vincent Partial Active 3 y su fuente de energía Vincent Power .....	48
<b>Figura 1.22.</b> A. i-Digits™ Quantum. B. i-Digits Access .....	49
<b>Figura 1.23.</b> Comparación de la resistencia a la tracción y a la fatiga en los materiales .....	53
<b>Figura 1.24.</b> Comparación del límite elástico y el módulo de corte en los materiales..	53
<b>Figura 1.25.</b> Comparación del coeficiente de expansión térmica y a la densidad de los materiales mencionados.....	54
<b>Figura 1.26.</b> Comparación de la resistencia a la fatiga vs resistencia a la fractura de los polímeros más usados en la impresión 3D .....	55
<b>Figura 1.27.</b> Comparación de la resistencia a la tracción vs densidad de los polímeros más usados en la impresión 3D .....	55
<b>Figura 1.28.</b> Movimiento de las falanges de un dedo en el plano X-Y .....	56
<b>Figura 1.29.</b> Sistema de barras para el movimiento de falanges .....	58
<b>Figura 2.1.</b> Mapa conceptual del proceso metodológico a implementar .....	59
<b>Figura 2.2.</b> Entradas y Salidas del sistema de caja negra .....	62
<b>Figura 2.3.</b> Descomposición de la caja negra en las funciones principales.....	62
<b>Figura 2.4.</b> Proyecto preliminar 1 .....	66
<b>Figura 2.5.</b> Proyecto preliminar 2.....	66
<b>Figura 2.6.</b> Proyecto preliminar 3.....	67
<b>Figura 2.7.</b> Medidas de las falanges prostéticas y especificaciones .....	67
<b>Figura 2.8.</b> Vista completa del dorso de la mano con el guante de la prótesis.....	68
<b>Figura 2.9.</b> Esquematización de sistema de 4 barras cruzado .....	70
<b>Figura 2.10.</b> Esquematización de sistema de 4 barras cruzado para el movimiento de la siguiente falange .....	71
<b>Figura 2.11.</b> Procedimiento para realizar simulación cinemática.....	80
<b>Figura 2.12.</b> DCL de un agarre cilíndrico con los 5 dedos de la mano. A. Vista dorsal en vertical. B. Vista palmar en vertical. C. Vista palmar peso sobre los dedos. ....	81
<b>Figura 2.13.</b> DCL agarre cilíndrico usando 2 dedos (índice y pulgar). A. Vista palmar en posición horizontal. B. Vista dorsal en posición vertical. ....	82
<b>Figura 2.14.</b> Procedimiento para realizar simulación de esfuerzos .....	83
<b>Figura 2.15.</b> Proceso de simulación en el software ANSYS. ....	84

<b>Figura 2.16.</b> Proceso de creación de mallado .....	85
<b>Figura 2.17.</b> Curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés en MPa de ABS	86
<b>Figura 2.18.</b> Metodología básica por seguir para el análisis de fatiga en el software ANSYS .....	88
<b>Figura 2.19.</b> Resistencias de los diversos mallados de impresión 3D .....	90
<b>Figura 2.20.</b> Diagrama de flujo a seguir para imprimir una pieza en 3D .....	90
<b>Figura 3.1.</b> Sistema de cuatro barras cruzado .....	91
<b>Figura 3.2.</b> Movimiento del sistema de 4 barras cruzado para la falange proximal en mm .....	93
<b>Figura 3.3.</b> Mecanismo completo para el movimiento del dedo índice.....	94
<b>Figura 3.4.</b> Vistas del <i>cast</i> de la falange proximal desde visualizador de perspectiva. A. Vista isométrica. B. Vista de planta. C. Vista lateral derecha D. Vista trasera. E. Vista inferior. F. Vista lateral derecha con corte medio .....	95
<b>Figura 3.5.</b> Vistas de la falange media desde visualizador de perspectiva. A. Vista isométrica. B. Vista de planta. C. Vista lateral derecha D. Vista trasera. E. Vista inferior. F. Vista lateral derecha con corte medio .....	96
<b>Figura 3.6.</b> Vistas de la falange distal desde visualizador de perspectiva. A. Vista isométrica. B. Vista de planta. C. Vista lateral derecha D. Vista trasera. E. Vista inferior. F. Vista lateral derecha con corte medio .....	96
<b>Figura 3.7.</b> A. Vista alámbrica del cast. B. Vista alámbrica de la falange media. C. Vista alámbrica de la falange distal. ....	98
<b>Figura 3.8.</b> Vistas de la prótesis ensamblada. A. Vista isométrica. B. Vista inferior. C. Vista lateral flexionada. D. Vista lateral posición extendida. ....	98
<b>Figura 3.9.</b> Ángulos obtenidos tras la rotación de la falange proximal en 60° .....	99
<b>Figura 3.10.</b> Sistema de 4 barras cruzadas completo elaborado en Inventor .....	99
<b>Figura 3.11.</b> Trazos del arco de curvatura del movimiento de los puntos críticos del sistema de 4 barras cruzado completo. A. Sistema de movimiento de la falange proximal. B. Sistema de movimiento falange proximal y media. C. Sistema de movimiento completo con las 3 falanges.....	100
<b>Figura 3.12.</b> Superposición del diseño de la prótesis con el mecanismo de 4 barras cruzadas .....	101

<b>Figura 3.13.</b> Trayectorias de los puntos del mecanismo en el diseño de la prótesis. Los bloques de colores representan las falanges: Proximal (Marrón), Media (Verde) y Distal (Azul), y también la Pieza Y-1 (Negro) y Pieza Y-2 (Gris) Las trayectorias se representan por colores como líneas para los puntos: “D” (Azul), “C” (Morado), “E” (Anaranjado), “G” (Verde) y “H” (Lila).....	101
<b>Figura 3.14.</b> Curva de posición vs tiempo para el pin del cast con la falange media y para el pin Y-1 con la falange media.....	102
<b>Figura 3.15.</b> Curva de posición vs tiempo para el pin de la falange media con la falange distal y para el pin Y-2 con la falange distal .....	102
<b>Figura 3.16.</b> Agarre cilíndrico en las diferentes vistas ortogonales .....	103
<b>Figura 3.17.</b> Ángulos de contacto para un cilindro de 60 mm de diámetro .....	103
<b>Figura 3.18.</b> Ángulos de contacto para un cilindro de 90 mm de diámetro .....	104
<b>Figura 3.19.</b> Ángulos de contacto para un cilindro de 120 mm de diámetro .....	104
<b>Figura 3.20.</b> Dimensiones entre los puntos utilizadas para el análisis estático para la falange distal con un diámetro de cilindro de 60 mm .....	105
<b>Figura 3.21.</b> Dimensiones entre los puntos utilizadas para el análisis estático para la falange media con un diámetro de cilindro de 60 mm .....	106
<b>Figura 3.22.</b> Dimensiones entre los puntos utilizadas para el análisis estático para la falange media con un diámetro de cilindro de 60 mm .....	107
<b>Figura 3.23.</b> Resultados del esfuerzo equivalente de Von Mises en MPa para el cast de la falange proximal, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA.....	110
<b>Figura 3.24.</b> Resultados de la simulación para el desplazamiento en milímetros para el cast de la falange proximal, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA.....	110
<b>Figura 3.25.</b> Resultados de la simulación para el factor de seguridad para el cast de la falange proximal, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA .....	111
<b>Figura 3.26.</b> Resultados del esfuerzo equivalente de Von Mises en MPa para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA.....	111
<b>Figura 3.27.</b> Resultados de la simulación para el desplazamiento en milímetros para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA .....	111
<b>Figura 3.28.</b> Resultados de la simulación para el factor de seguridad para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA.....	112

<b>Figura 3.29.</b> Resultados del esfuerzo equivalente de Von Mises en MPa para la falange distal, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA .....	112
<b>Figura 3.30.</b> Resultados de la simulación para el factor de seguridad para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA .....	112
<b>Figura 3.31.</b> Resultados de la simulación para el desplazamiento en milímetros para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA .....	113
<b>Figura 3.32.</b> Mallado en ANSYS para la falange distal .....	115
<b>Figura 3.33.</b> Resultados de la medición de calidad de mallado según el criterio Skewness para la piza de la falange distal.....	116
<b>Figura 3.34.</b> Resultados de la medición de calidad de mallado según el criterio ortogonal para la piza de la falange distal.....	117
<b>Figura 3.35.</b> Resultados de la simulación para el factor de seguridad de la prótesis para el material ABS .....	119
<b>Figura 3.36.</b> Parámetros utilizados en el software.....	121
<b>Figura 3.37.</b> Porcentaje de relleno utilizado y el patrón de impresión ingresado .....	121
<b>Figura 3.38.</b> Temperatura utilizada en el extrusor y en la plataforma.....	121
<b>Figura 3.43.</b> Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión del cast de la falange proximal.....	122
<b>Figura 3.44.</b> Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión de la falange media .....	122
<b>Figura 3.45.</b> Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión de la falange distal .....	122
<b>Figura 3.46.</b> Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión de la pieza Y para la falange distal (Y1) .....	123
<b>Figura 3.47.</b> Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión de la pieza Y para la falange proximal (Y2).....	123

## ÍNDICE DE ANEXOS

<b>Anexo 1.</b> Tabla paramétrica obtenida del software EES para el punto B .....	136
<b>Anexo 2.</b> Tabla paramétrica obtenida del software EES para el punto B .....	137
<b>Anexo 3.</b> Código utilizado en el software EES para hallar las tablas paramétricas.....	138
<b>Anexo 4.</b> Código de MATLAB .....	139
<b>Anexo 5.</b> Código de EES para el análisis estático.....	140
<b>Anexo 6.</b> Dimensiones utilizadas para el desarrollo del análisis estático. A. Medidas para la falange distal con un diámetro de cilindro de 90 mm. B. Medidas para la falange media con un diámetro de cilindro de 90 mm. C. Medidas para la falange proximal con un diámetro de cilindro de 90 mm. D. Medidas para la falange distal con un diámetro de cilindro de 120 mm. E. Medidas para la falange media con un diámetro de cilindro de 120 mm. F. Medidas para la falange distal con un diámetro de cilindro de 1200 mm.....	142
<b>Anexo 7.</b> Resultados del análisis de esfuerzos para la falange distal, las figuras A, B, C pertenecen a PETG mientras que las figuras D, E y F a los resultados de PLA .....	143
<b>Anexo 8.</b> Resultados del análisis de esfuerzos para la falange proximal, las figuras A, B, C pertenecen a PETG mientras que las figuras D, E y F a los resultados de PLA.....	144
<b>Anexo 9.</b> Resultados del análisis estático para el diámetro 3 con un peso de.....	145
<b>Anexo 10.</b> Resultados del análisis de esfuerzos para una carga de 30N.....	146
<b>Anexo 11.</b> Calidad de mallado para cada pieza.....	147

## **RESUMEN**

Existe una creciente demanda de usuarios que han sufrido de alguna amputación transfalángica, los cuales pueden perder hasta el 50% de su capacidad de devengar ingresos por la pérdida de los dedos de la mano. De esta manera, la obtención de una prótesis con el fin de recuperar la capacidad física de los trabajadores; se vuelve imperativa. Por ello, la presente investigación propone el diseño de una prótesis de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas de la mano utilizando una metodología iterativa de diseño basada en la norma VDI 2225 en la etapa de diseño conceptual. Se optó por un mecanismo de 4 barras cruzadas en donde para su dimensionamiento se realizó un análisis cinemático con los softwares EES y MatLab, y para el análisis estático, de esfuerzos y de fatiga, se hizo uso de los softwares Inventor y ANSYS. Como resultado, se obtuvo un mecanismo capaz de realizar los movimientos de flexión y extensión dentro del rango angular de la mano, con una resistencia a la fatiga de  $9.7 \times 10^4$  ciclos a una carga de 19.6 N, además de poder soportar cargas de hasta 5Kg como máximo en agarre cilíndrico. El proceso de fabricación seleccionado fue impresión 3D con filamento de PLA, con un costo máximo estimado de 19.49 USD y un peso máximo estimado de 12.86 gramos para una prótesis del dedo índice.

### **PALABRAS CLAVES:**

Prótesis; Amputación; Transfalángica; Accionamiento mecánico; Diseño; Mecanismo de 4 barras.



# **ABSTRACT**

## **DESIGN AND PROTOTYPE OF AN MECHANICAL ACTUATION PROSTHESIS FOR TRANSPHALANGEAL HAND AMPUTATIONS**

There is a growing demand from users who have suffered from transphalangeal amputations, who can lose up to 50% of their ability to earn income due to the loss of the fingers of the hand. In this way, obtaining a prosthesis to recover the physical capacity of the workers becomes imperative. Therefore, the present research proposes the design of a mechanically operated prosthesis for transphalangeal amputations of the hand using an iterative design methodology based on the VDI 2225 standard in the conceptual design stage. A mechanism with 4 crossed bars was chosen, where for its sizing a kinematic analysis was carried out with the EES and MatLab software, and for the static, stress and fatigue analysis, the Inventor and ANSYS software were used. As a result, a mechanism capable of performing flexion and extension movements within the angular range of the hand was obtained, with a resistance to fatigue of  $9.7 \times 10^4$  cycles at a load of 19.6 N, in addition to being able to withstand loads of up to 5Kg maximum in cylindrical grip. The manufacture process selected was 3D printing with PLA filament, with a maximum estimated cost of 19.49 USD and a maximum estimated weight of 12.86 grams for an index finger prosthesis.

### **KEYWORDS:**

Prosthetic Hand; Amputation; Transphalangeal; Mechanical drive; four-bar mechanism.

# INTRODUCCIÓN

En el censo del 2012, realizado por el Instituto Nacional de Estadística e Informática del Perú (INEI), se informó que 1 millón 575 mil 402 de peruanos contaban con alguna discapacidad [1]. Esta cifra representa un 5.2% del total de habitantes para la fecha censada y que, en contraste con el censo realizado en el 2017, este porcentaje se incrementó hasta el 10.3%, evidenciando que sólo en 5 años, este indicador casi se ha duplicado [2].

Dentro de la población discapacitada, se encuentran las personas que han sufrido de alguna amputación, esta condición es una deficiencia anatómica que disminuye la capacidad funcional del afectado y en consecuencia su rol en la sociedad, sin dejar de lado la afección psicológica que trae consigo. En el Perú, un 22.2% de los casos de amputaciones por accidentes en el trabajo son transfalángicas, y a su vez, el 69.4% de los accidentados no cuentan con un seguro de salud, perteneciendo a un sector informal y al menos protegido [3]. En mayo del 2019, en el boletín estadístico mensual del Perú, se registraron 741 casos de lesiones de la mano (muñeca, palma o dorso y dedos), representando un 24.26% de los casos de lesiones por accidentes en el trabajo. Dentro de estas 3 categorías, las lesiones a los dedos cuentan con 445 casos, ocupando el primer lugar dentro de las 39 categorías presentadas en dicho boletín [4].

Por otro lado, en la compilación de Normas de Seguridad y Salud Ocupacional en el Perú, presentado en el Decreto Supremo 002-72-TR: Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales, se destaca que la pérdida de dos falanges de los dedos índice, medio, anular o meñique, repercuten en un porcentaje de pérdida de la capacidad de devengar ingresos del 11%, 9%, 6% y 6% respectivamente, en una persona; mientras que la pérdida de las 3 falanges de los 4 dedos de una mano repercute en un 50% [5].

Es por ello, que la necesidad del uso y obtención de una prótesis se vuelve prácticamente mandatorio para recuperar la autonomía y ayudar el proceso de recuperación física y psicológica. Además, le daría la oportunidad de poder reintegrarse a la población económicamente activa y continuar con su desarrollo laboral.

Dentro del repertorio de prótesis, se pueden encontrar dos principales tipos: las funcionales, estas devuelven la funcionalidad a él o los miembros perdidos; y las cosméticas, que únicamente restauran la apariencia física del paciente. En el Perú, el costo de una prótesis parcial de la mano puede oscilar desde 1,300 nuevos soles hasta 200,000 nuevos soles para el caso de las prótesis activas y en el caso de las pasivas entre 1,000 hasta 3,500 nuevos soles [6].

Además del elevado costo, los pacientes que presentan amputaciones transfalángicas tienen necesidades y requerimientos bastante específicos dependiendo de cada caso. Esto conlleva al requerimiento de una prótesis personalizada o que de alguna manera pueda adaptarse a sus necesidades particulares, y en el caso que el paciente mantenga ciertos movimientos funcionales, pueda complementarlos. Es por ello que si se consigue una mayor funcionalidad se tiene una elevación del costo por la particularidad que requiera.

Por lo tanto, comprendiendo que durante la fabricación de una prótesis para una amputación transfalángica de la mano, se necesita un alto grado de personalización dada la particularidad de cada caso y además considerando el factor económico del público afectado; la presente investigación propone el diseño de una prótesis activa para amputaciones transfalángicas de la mano, la cual sea accionada mecánicamente; seleccionando los materiales que cumplan los requerimientos ergonómicos, mecánicos y económicos; y que a su vez permita a las personas afectadas recuperar su autonomía perdida.

Así mismo, como resultado se espera tener una propuesta del mecanismo adaptativo para los dedos de la mano; el cual, mediante un análisis de movimiento, previamente validado a través de simulaciones computacionales, cumpla con los requerimientos anteriormente planteados y las expectativas de las personas con dicha condición. Sumándose a los resultados, se presentarán los planos de ensamble y despiece para su futura replicación, agregando también una estimación del costo total de su fabricación.

Finalmente, el resultado de la presente tesis espera tener un impacto positivo en la población que cuenta con esta condición, brindándoles la posibilidad de integrarse plenamente en la sociedad y la oportunidad de retomar sus labores.

## **ALCANCE**

La presente tesis contempla como alcance el diseño de una prótesis activa de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas de la mano (hasta el nivel proximal) de cualquiera de los cuatro dedos principales excluyendo al pulgar, la cual, a nivel económico, deberá seleccionar un proceso de manufactura fácil de replicar y de bajo costo, de esta manera la prótesis podrá encontrarse a un costo por debajo del mercado peruano actual. A su vez, a nivel funcional, deberá realizar los movimientos de flexión y extensión y ser capaz de desarrollar un agarre cilíndrico. Estas características se verán limitadas y condicionadas por diversos aspectos como; el nivel de afección del paciente, los materiales seleccionados y el proceso de fabricación elegido. Finalmente, el diseño excluye la replicación y búsqueda de similitud estética con el cuerpo humano, en otras palabras, la prótesis busca replicar únicamente el movimiento de flexión y extensión y brindar motricidad a las falanges perdidas, mas no suplantar estéticamente la pérdida.

## **MOTIVACIÓN**

Como se describió anteriormente, las lesiones a los dedos son las más recurrentes por accidentes en el trabajo y el sector afectado suele encontrarse en el grupo de personas con un salario base mínimo [2]. Las amputaciones transfalángicas por accidentes de trabajo afectan a un elevado número de personas cada año y si bien la salud y seguridad en el trabajo se ha estado teniendo cada vez más presente en las industrias, aún la brecha sigue siendo amplia. Además, las personas que ya sufrieron de una amputación transfalángica, se han visto en la necesidad de obtener una prótesis, con la finalidad de continuar con sus labores.

Sin embargo, como ya se sabe, cada amputación transfalángica es diferente, lo cual implica la necesidad de una prótesis personalizada y en el mercado nacional, encontrar una prótesis con esas cualidades termina siendo muy difícil y costoso [6]. Esto último las vuelve prácticamente inalcanzable para el sector afectado.

Los altos costos de las prótesis se deben básicamente a tres razones: la fabricación personalizada requiere un largo proceso y de requerir un movimiento mecánico puede durar más de un mes dada las múltiples pruebas necesarias para el correcto ajuste

mecánico; los materiales que se implementan en las prótesis suelen ser costosos y en el caso de las prótesis activas la mayoría de las piezas suelen ser importadas elevando así aún más el costo; el proceso de fabricación suele ser manual provocando que el proceso sea aún más lento.

Es por ello que, el diseño de una prótesis activa para amputaciones transfalángicas que devuelva las principales funciones perdidas y que a su vez se encuentre por debajo del costo del mercado peruano, es de alta importancia.

## **Objetivo general**

Diseñar una prótesis de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas en la mano.

## **Objetivos específicos**

- Diseñar el sistema de una prótesis de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas de la mano que realicen los movimientos de flexión y extensión.
- Seleccionar los materiales adecuados desde un enfoque económico, de resistencia, durabilidad y de adaptabilidad.
- Simular y validar computacionalmente la prótesis diseñada a través de los softwares ANSYS e Inventor.
- Seleccionar el proceso de fabricación y estimar el costo de la elaboración de un prototipo.

# CAPÍTULO I

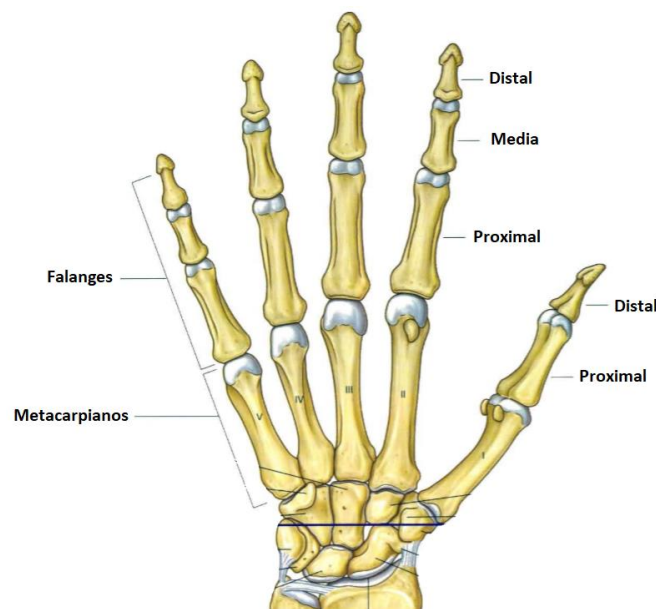
## MARCO TEÓRICO Y ANTECEDENTES

### 1.1. Anatomía de la mano

La mano es la región de la extremidad superior que parte de la articulación de la muñeca y se subdivide en 3 partes: Muñeca, Metacarpo y dedos. Esta, además, cuenta con una superficie anterior, la palma, y una superficie dorsal, el dorso de la mano. Es considerada una herramienta mecánica y sensitiva, es por ello que muchas de las características de la extremidad superior tienen como función facilitar que la mano se disponga en diferentes posiciones en el espacio [7].

#### 1.1.1. Los huesos de la mano

Como se puede apreciar en la **Figura 1.1**, la mano se subdivide en tres grupos de huesos; los huesos del carpo, los cuales constituyen a los huesos de la muñeca, los cinco metacarpianos (I a V), los que constituyen a los huesos del metacarpo, y las falanges, los huesos de los dedos [7].



**Figura 1.1.** Huesos de la mano  
Fuente: Adaptado de [7]

Cada una de las falanges tiene un a base, un cuerpo y una cabeza, situadas distantemente y cada dedo con excepción del pulgar cuenta de tres falanges; la proximal, media y distal. La base de la falange proximal se articula en sus dos terminaciones, la terminación baja con la cabeza del hueso metacarpiano que le corresponde y la de arriba con la falange media, a diferencia de la cabeza de la falange distal la cual no se articula ya que es la terminación de las falanges. Esta última únicamente se aplanan formando una tuberosidad distal con forma de media luna la cual se ubica bajo la almohadilla palmar (la yema de los dedos).

### **1.1.2. Articulaciones de la mano**

De igual manera las articulaciones de la mano se pueden subdividir en categorías dependiendo de la unión de los huesos; articulaciones del carpo, carpometacarpianas, metacarpofalángicas e interfalángicas de la mano.

#### **1.1.2.1. Articulaciones metacarpofalángicas (MCM)**

Estas son las articulaciones presentes entre las cabezas distales de los metacarpianos y las falanges próximas, se les conoce como articulaciones condíleas, las cuales permiten la flexión, extensión, abducción, aducción, circunducción y una rotación limitada. La cápsula de dichas articulaciones se encuentra reforzadas por ligamentos.

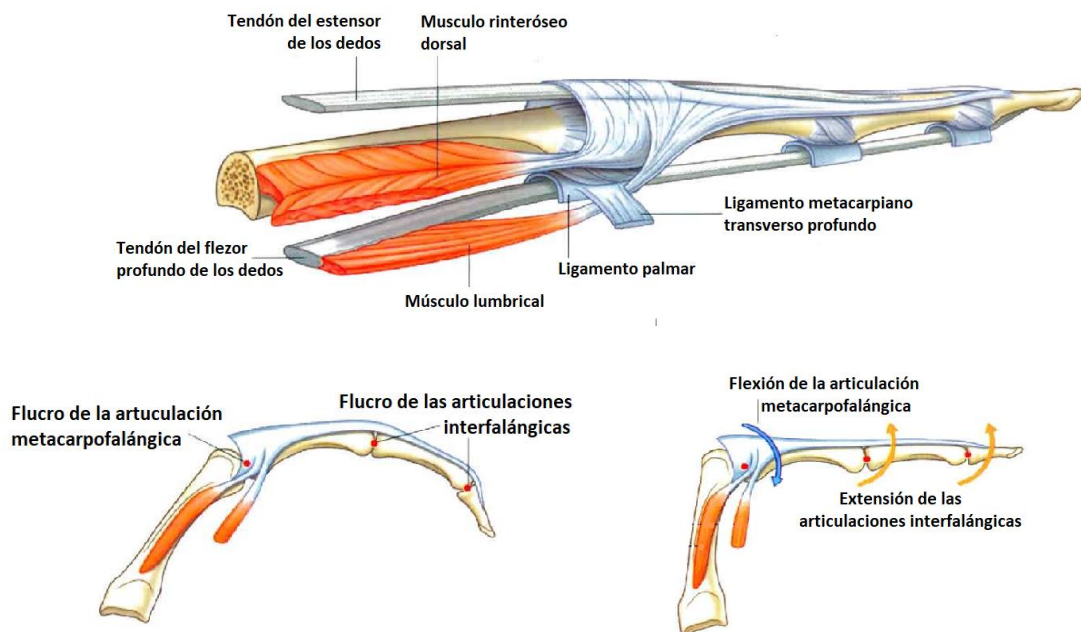
#### **1.1.2.2. Articulaciones interfalángicas (IP)**

Estas son las articulaciones que se dan entre las falanges, es por ello que se subdividen en dos más: la articulación entre la falange proximal y la media se la conoce como PIP y la articulación de la falange distal con la media como DIP.

### **1.1.3. Capuchón extensor**

El complejo comprendido por los tendones del extensor de los dedos y el largo del pulgar que pasan por la cara dorsal de estos, se denomina el capuchón extensor. Los capuchones presentan una forma triangular y cuentan con un vértice el cual está insertado en la falange distal, una zona central que está insertada en la falange media o en la proximal (para el caso del pulgar) y la base triangular recubre la articulación metacarpofalángica insertándose en el ligamento metacarpiano transversal profundo, en el caso del pulgar se inserta en los músculos. Al insertarse en dicha zona, los músculos intrínsecos son responsables de los movimientos complejos de los dedos, estos tan

delicados movimientos que no podrían realizarse únicamente por los tendones flexores y extensores [8].



**Figura 1.2.** Capuchón extensor y su desempeño en los movimientos de flexión de las falanges  
Fuente: Adaptado de [7]

Como se puede apreciar en la **Figura 1.2**, los movimientos complejos de los dedos de flexión y extensión se pueden dar gracias a que el tendón flexor se encuentra unido a los músculos lumbricales y al recubrir el tendón extensor. Esto se puede ejemplificar cuando se escribe la letra T, donde se presenta un trazo ascendente en lo cual se tiene a las articulaciones de interfalángicas extendidas y a la articulación metacarpofalángica flexionada [7].

#### 1.1.4. Músculos de la mano

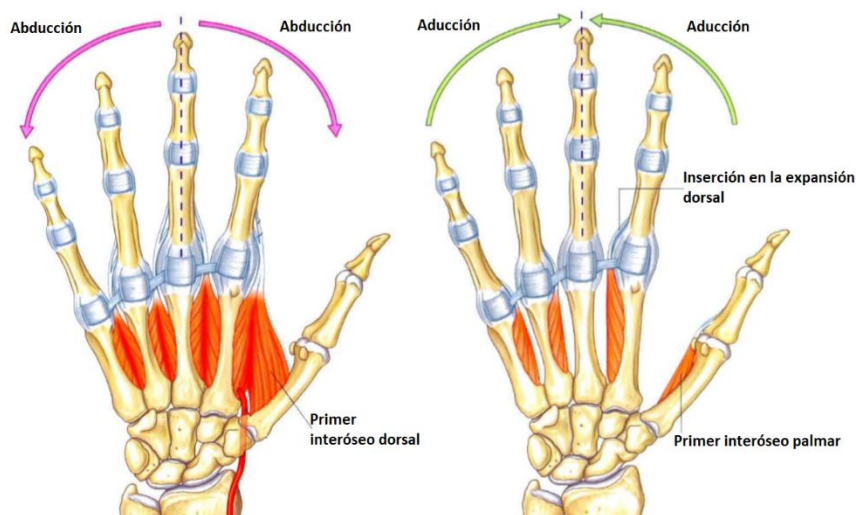
Los movimientos de la mano y la fuerza que esta puede desarrollar dependen de los músculos tanto intrínsecos como extrínsecos de esta. Los músculos intrínsecos se pueden dividir en tres grupos: el primero son los músculos de la eminencia tenar ubicados entre la base del pulgar y la muñeca, permitiendo los movimientos del pulgar, estos son el aductor, flexor corto y el oponente del pulgar. El segundo son los de la eminencia hipotenar, ubicados entre el dedo meñique y la muñeca, permitiendo los movimientos de este dedo, estos son el abductor, flexor y oponente del meñique. Finalmente, el tercer



grupo contabiliza a los músculos cortos, los cuales se encuentran situados en la parte profunda de la palma de la mano, los interóseos, el palmar corto y los lumbricales [7].

Todos estos músculos descritos se encuentran inervados por el ramo profundo del nervio cubital, excluyendo los tres músculos de la eminencia tenar y los dos lumbricales laterales, estos están inervados por el nervio mediano. Los músculos interóseos están situados entre los metacarpianos insertándose en ellos, específicamente en la falange proximal de cada uno de los dedos y en el capuchón extensor, subdividiéndose en dos grupos: dorsales y palmares.

Los músculos interóseos son los encargados de los movimientos de la abducción y aducción de los dedos y colaboran con los complejos movimientos de extensión y flexión generados en el capuchón extensor.



**Figura 1.3.** Movimientos de la mano en función a los músculos intrínsecos de esta en la vista palmar  
Fuente: Adaptado de [7]

## 1.2. Biomecánica de la mano

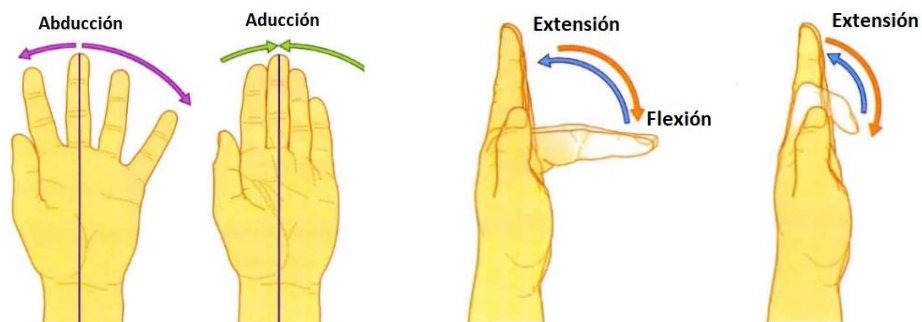
La biomecánica se define como la ciencia que se ocupa de las fuerzas y sus efectos, aplicados a sistemas biológicos [9]. Esta también afirma que la construcción de la mano humana es una de las más complejas, pues cuenta con 29 articulaciones, 27 huesos y más de 30 músculos y tendones que trabajan en conjunto para realizar los rangos

de movimiento (ROM) con los que cuenta esta, desarrollando a su vez la generación de la fuerza [10].

En términos cinemáticos, la mano es una cadena cinemática abierta que inicia en la articulación de la muñeca y termina en la de los dedos. Teniendo 21 grados de libertad (DoF) en la palma y dedos, este número se da combinando las dos clases de DoF, la clase IV – 2 DoF y la clase V – 1 DoF. Teniendo como consideración que todo movimiento menor a 5° o 2 mm de desplazamiento lineal, es despreciado por ser tan pequeño [11]. De los grados ya mencionados, los cuatro dedos cuentan con 4 grados de libertad cada uno, mientras que el pulgar cuenta con 5 grados.

### 1.2.1. Movimientos de los dedos

Los dedos realizan dos tipos de movimientos que se subdividen en dos cada uno, teniendo así los cuatro movimientos de los dedos, aducción, abducción, flexión y extensión. Estos se pueden dar gracias a la articulación metacarpofalángica y a la interfalángica. Como se puede apreciar en la **Figura 1.4** los cuatro dedos pueden desarrollar cuatro grados de libertad con esos cuatro movimientos, teniendo los primeros dos grados en las flexiones interfalángicas, el tercer grado en la flexión en la metacarpofalángica y finalmente el último grado viene de la aducción y abducción. Son los movimientos de flexión y extensión los cuales permiten el desarrollo de la principal función de la mano, el agarre y manipulación de objetos [12].

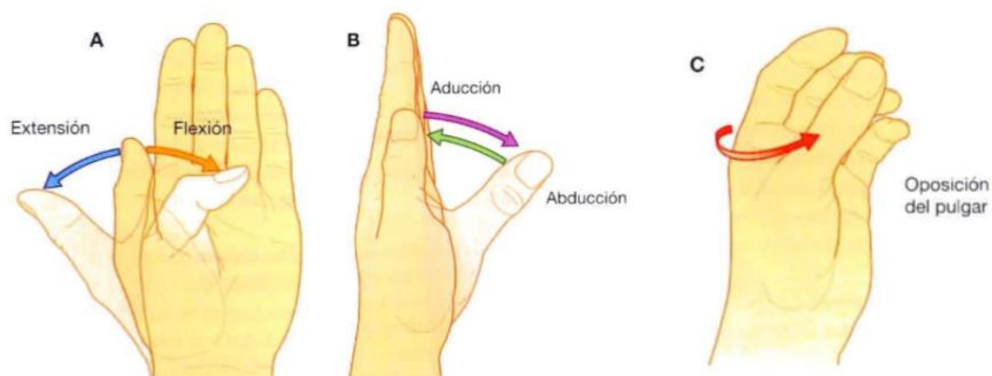


**Figura 1.4.** Movimientos de los dedos de la mano humana, abducción, aducción, flexión y extensión  
Fuente: Adaptado de [7]

Dedo	Movimiento	Articulación	DoF
Índice Medio Anular y Meñique	Flexión – Extensión	Articulación interfalángica proximal (PIP)	1
		Articulación interfalángica distal (DIP)	1
		Articulación metacarpofalángica (MCP)	1
	Abducción – Aducción	Articulación metacarpofalángica (MCP)	1
Pulgar	Flexión – Extensión	Articulación interfalángica proximal (IP)	1
		Articulación metacarpofalángica (MCP)	1
	Abducción – Aducción	Articulación metacarpofalángica (MCP)	1
	Oposición	Articulación Carpometacarpiana (CMC)	2

**Tabla 1.1.** Grados de libertad de los dedos  
Fuente: Adaptado de [11].

En el caso del pulgar, como se ilustra en la **Figura 1.5**, puede realizar un movimiento más aparte de los otros cuatro ya descritos para los otros cuatro dedos, el de oposición. Es este movimiento el cual le da el quinto grado de libertad al pulgar y es además el movimiento más importante y complejo de la mano humana y es además el cual perfecciona los tipos de agarres que puede tener [13]. Todos los movimientos y grados de libertad ya descritos se resumen en la **Tabla 1.1**, Estos dependen de ciertos músculos tanto intrínsecos como extrínsecos de la mano los cuales se describen a continuación:



**Figura 1.5.** Movimientos del pulgar extensión, flexión, abducción, aducción, oposición  
Fuente: Adaptado de [7]

- Extensión, del extensor largo, extensor corto y abductor largo del pulgar.
- Flexión, del flexor largo y corto del pulgar.
- Abducción, del abductor largo y corto del pulgar.
- Aducción, aductor del pulgar y primer interóseo dorsal.
- Oposición, este movimiento tiene lugar en la articulación carpometacarpiana donde forma una “copa” con la palma de la mano. Este es un movimiento complejo dado que, a diferencia de los demás movimientos ya presentados, los cuales solo requieren movimientos de las articulaciones carpometacarpianas y metacarpofalángicas, este en un principio se comporta como una abducción y rotación medial del primer metacarpiano para luego comportarse como una flexión de la articulación metacarpofalángica [8].

### **1.2.2. Ángulos de movilidad de las uniones de las falanges y grados de libertad**

Los cuatro dedos, índice, medio, anular y meñique, comparten iguales ángulos de amplitud en la flexión por separado, estos se pueden ver descritos en la **Tabla 1.2**, donde se ejemplifican en función al tipo de movimiento y desde donde se realizan. En contraste con el pulgar, el cual cuenta con el mayor rango de movimientos de todos los dedos.

Dedo	Tipo de Movimiento		Rango Angular
Índice	Aducción – Abducción		15°
	Flexión – Extensión	Desde falange distal	15° - 90°
		Desde falange media	25° - 90°
		Desde falange proximal	60° - 90°
Medio	Aducción – Abducción		10°
	Flexión – Extensión	Desde falange distal	15° - 90°
		Desde falange media	25° - 90°
		Desde falange proximal	60° - 90°
Anular	Aducción – Abducción		26°
	Flexión – Extensión	Desde falange distal	15° - 90°
		Desde falange media	25° - 90°
		Desde falange proximal	60° - 90°
Meñique	Aducción – Abducción		35°
	Flexión – Extensión	Desde falange distal	15° - 90°
		Desde falange media	25° - 90°
		Desde falange proximal	60° - 90°
Pulgar	Flexión – Extensión		80°
	Aducción – Abducción		35° – 40°
	Oposición		45° - 60°

**Tabla 1.2.** Ángulos de movimiento respecto al tipo de movimiento y el dedo  
Fuente: Elaboración propia basado en [14]

Sin embargo, al realizar el gesto de puño o cerrado de la mano, los ángulos de flexión metacarpofalángica de los cuatro dedos varían ligeramente, estos nuevos valores se pueden encontrar en la Tabla 1.3.

Dedo	Angulo
Índice	100°
Medio	90°
Anular	80°
Meñique	70°

**Tabla 1.3.** Ángulos de flexión en el gesto de puño  
Fuente: Elaboración propia basado en [14]

### 1.2.3. Tipos de agarre de la mano

Como se puede apreciar en **Figura 1.6**, existen seis principales tipos de agarre y cada uno aporta en diferentes puntos la fuerza necesaria para sostener un objeto en específico con la geometría diferente para cada tipo [15]. Estos movimientos, en la tarea rutinaria normal de recoger y colocar objetos, toman aproximadamente de 172 a 200 grados por segundo y la velocidad de flexión de los dedos es aproximadamente 20 a 775 grados por segundo [16].



**Figura 1.6.** Tipos de agarres existentes de la mano  
Fuente: Adaptada de [17]

#### - **Agarre palmar**

El dedo índice, medio y el pulgar se retraen juntos hacia la palma envolviendo al objeto, se desarrolla una fuerza en toda el área de contacto, no únicamente en la punta de los dedos.

#### - **Agarre cilíndrico**

Similar al agarre palmar solo que en este caso se desarrolla para objetos de mayor tamaño donde se requiere mantener la palma más abierta, mayormente los dedos son los que aplican la fuerza.

#### - **Agarre lateral**

El pulgar se encuentra abducido haciendo presión sobre la falange media del dedo índice. Para realizar esta maniobra se requiere un punto estable, es por ello que en la mayoría de los casos se realiza contra el dedo índice.

#### - **Agarre esférico**

Cuando las articulaciones interfalángicas distal y proximal se flexionan aproximadamente  $30^\circ$  y el pulgar se encuentra en posición de abducción palmar de tal manera que las fuerzas son producidas entre los dedos y el pulgar.

- **Agarre de punta**

Este agarre depende de la flexión de la articulación interfalángica proximal del pulgar y de la articulación distal del dedo índice. La punta de los dedos son las encargadas de aplicar la fuerza en el objeto a agarrar.

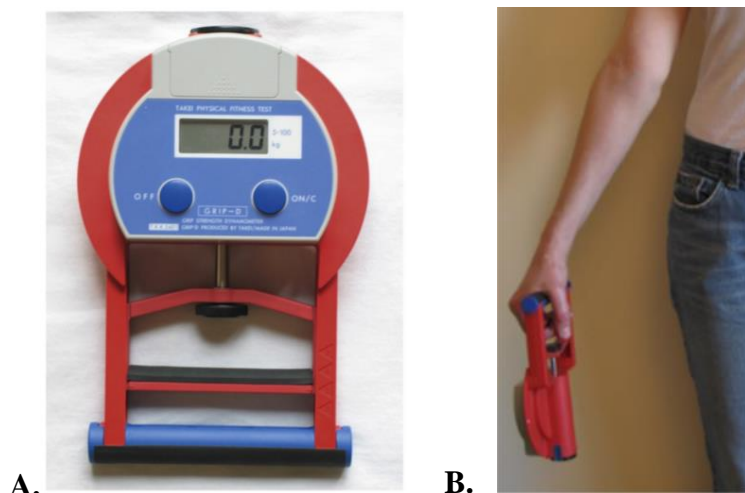
- **Agarre de gancho**

Depende de la flexión de la articulación interfalángica proximal y la extensión de la articulación metacarpofalángica, no requiere del uso del pulgar, dado que para este tipo de agarre la fuerza es producida por la presión de los dedos contra la palma.

#### **1.2.4. Fuerza de los dedos**

La fuerza que puede desarrollar cada dedo es una variable ciertamente relativa, pues esta dependerá de muchas variables como; la posición del brazo, la posición de la muñeca, el tipo de fuerza aplicada, las dimensiones del objeto al cual se fue aplicada la fuerza, edad de la persona, longitud de la mano, entre otras. Se tienen diversos estudios donde se miden principalmente dos tipos de fuerza, el de agarre cilíndrico o de gancho y el de toque o pulso. A continuación, se describen tres estudios resaltantes al respecto.

- **Estudio 1:** En el primer estudio, para efectuar la medición de la fuerza (kg) se utilizó el dinamómetro digital mostrado en la **Figura 1.7 A**. ya que este es considerado como uno de los que cuenta con mayor validez y reproducibilidad. La posición para tomar las medidas se visualiza en la **Figura 1.7 B**, donde el hombro se encuentra ligeramente abducido  $10^\circ$ , el codo extendido completamente, el antebrazo y mano en posición neutral. La apertura del dinamómetro se itero con la finalidad de encontrar la posición más adecuada y además encontrar cómo es que esta variable afectaba en los resultados [18]. Finalmente, los valores obtenidos se ejemplifican en las **Tabla 1.4** y **Tabla 1.5**.



**Figura 1.7.** Dinamómetro T.K.K. 540 Grip-D y Posición del sujeto durante la realización de las mediciones.

Fuente: Adaptado de [18]

Edad	Lado derecho	Lado Izquierdo
20-30	47.78 ± 6.33	44.28 ± 5.9
31-35	51.31 ± 4.13	46.85 ± 3.97
36-40	50.91 ± 7.39	47.08 ± 7.07
41-50	49.32 ± 8.47	46 ± 7.58
51-60	46.33 ± 4.56	42.53 ± 4.47

**Tabla 1.4.** Valores de la fuerza de agarre en Kg en función al lado derecho o izquierdo para Hombres

Fuente: Adaptado de [18]

Edad	Lado derecho	Lado Izquierdo
20-30	29.87 ± 3.43	27.68 ± 4.13
31-35	31.94 ± 5.09	30.47 ± 4.5
36-40	30.29 ± 3.68	28.79 ± 3.44
41-50	30.04 ± 5.33	27.85 ± 4.84
51-60	27.96 ± 4.38	25.92 ± 3.37

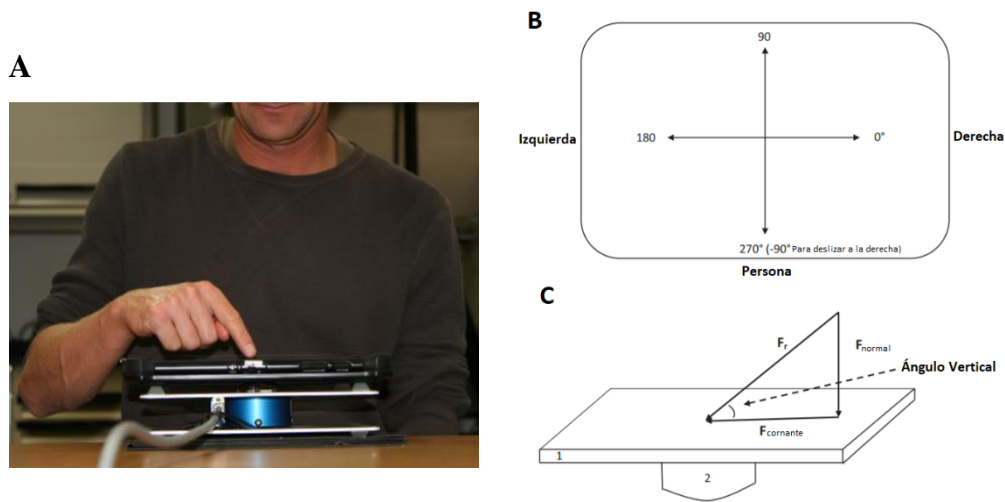
**Tabla 1.5.** Valores de la fuerza de agarre en Kg en función al lado derecho o izquierdo para Mujeres

Fuente: Adaptado de [18]

- **Estudio 2:** Dada la creciente tecnología computacional y como las pantallas táctiles, teclados y demás se han incluido en la vida cotidiana tanto personal como laboral de las personas, este estudio buscó conocer la fuerza de la punta del dedo índice y pulgar en la interacción gestual con las pantallas táctiles. Los gestos se categorizaron en siete



movimientos: “tap”, “pinch”, “strech”, deslizar hacia abajo, deslizar hacia arriba, deslizar hacia la derecha, deslizar hacia la izquierda. Se utilizó una Tablet Galaxy Tab 2, Samsung, con una aplicación customizada (Google, Mountain View, Ca) la cual mostraba un botón cuadrado de 6 x 6 cm en el centro de la pantalla táctil en donde se debían de desarrollar los siete movimientos con un número de repeticiones de 11. La Tablet se encontraba montada en una celda de aluminio capaz de medir las cargas tridimensionales aplicadas además de los torques. Se utilizó una matriz de calibración la cual operaba con el transductor, con el apoyo del software MATLAB, para recolectar la data [19]. Finalmente, en la **Tabla 1.6** se recopila la data obtenida de dicho estudio.

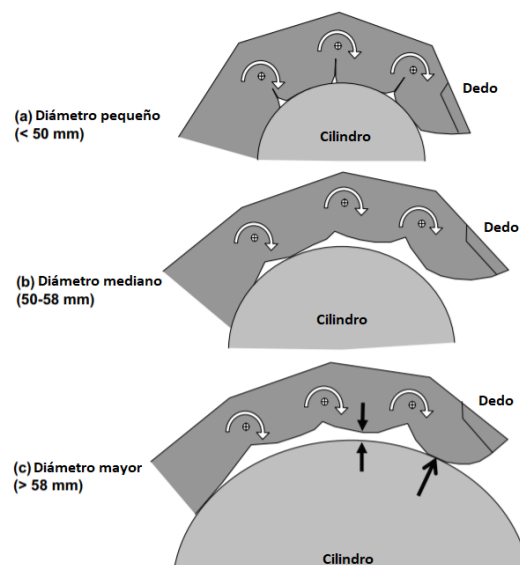


**Figura 1.8.** A. Posición del usuario al realizar los movimientos. B. Vista de planta de la pantalla táctil. C. Fuerzas admitidas a raíz de los gestos realizados  
Fuente: Adaptado de [19]

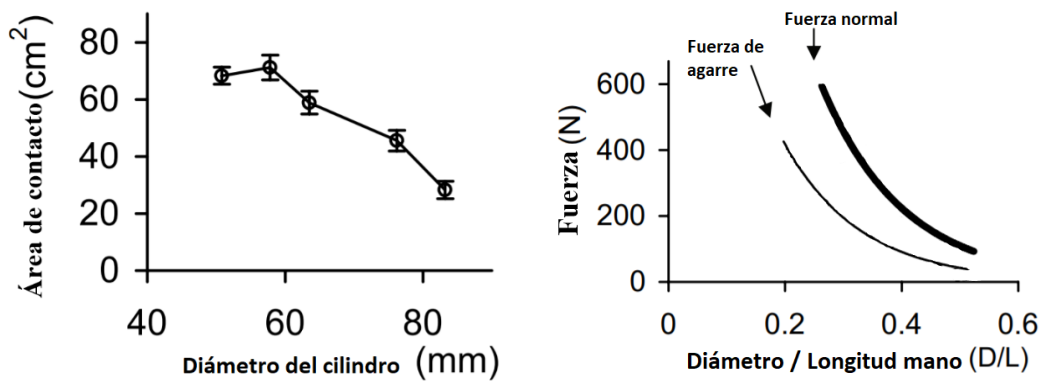
Tipo de fuerza	Tap	Pinch	Strech	Deslizamiento hacia			
				Abajo	Izquierda	Derecha	Arriba
<b>Fuerza resultante</b>							
Promedio	0.5	1.47	2.05	1.01	1.03	0.79	1.18
Máximo	3.33	3.78	6.70	2.45	3.44	2.35	3.34
<b>Fuerza de corte</b>							
Promedio	0.13	0.27	0.37	0.79	0.78	0.62	0.9
Máximo	0.28	0.62	0.73	1.4	1.5	1.25	1.9

**Tabla 1.6.** Valores de la Fuerza promedio y máxima en N de los siete gestos ya descritos  
Fuente: Adaptado de [19]

- **Estudio 3:** En este estudio además de presentar la fuerza de agarre, se indicó el área de contacto en el agarre cilíndrico, para ello se utilizó una herramienta cilíndrica para medir las fuerzas y el área de contacto y además, como estas dos varían en función al diámetro del cilindro. Para ello se midió el área de la mano con la ayuda de fotos y el programa Photoshop. Para medir la fuerza, se colocaron almohadillas previamente calibradas cubiertas de 954 sensores en la superficie de cada cilindro, estos sensores contaban con un área de  $5.08 \times 5.08 \text{ mm}^2$ . La fuerza normal se calculó por la suma de todas las fuerzas normales (presión normal  $\times$  área del sensor) aplicadas en todos los sensores que se activaron a lo largo de la almohadilla. El área de contacto se estimó a través de la multiplicación del tamaño del sensor y el número de sensores que registraron presión [20]. Finalmente, los resultados remarcables para el presente estudio se muestran en la **Figura 1.10**.



**Figura 1.9.** Variación del área de contacto en función al incremento del diámetro del cilindro  
Fuente: Adaptado de [20]



**Figura 1.10.** A. Área de contacto vs Diámetro del cilindro. B. Fuerza vs Diámetro/Longitud de la mano  
Fuente: Adaptado de [20]

### 1.2.5. Medidas antropométricas de la mano

La antropometría o cineantropometría se define como “el estudio del tamaño, proporción, maduración, forma y composición corporal, y funciones generales del organismo, con el objetivo de describir las características físicas, evaluar y monitorizar el crecimiento, nutrición y los efectos de la actividad física” [21]. En la ergonomía, las medidas antropométricas cumplen un rol fundamental, pues para diseñar cualquier artilugio se deben considerar las diferencias entre las características del cuerpo humano del sector a aplicar. En el caso específico de las medidas de las manos, estas varían dependiendo de la edad, el género y hasta su rubro laboral.

A continuación, en las Tabla 1.7 y Tabla 1.8 se describe un estudio realizado sobre las medidas antropométricas de las falanges de un país similar al Perú, este cuenta con una muestra de 1196 personas Chilenas [22].

Dedo	Falange proximal	Falange medio	Falange distal
Índice	43 ± 12	27 ± 6	22 ± 3
Medio	47 ± 13	31 ± 6	23 ± 4
Anular	43 ± 13	34 ± 7	26 ± 4
Meñique	40 ± 17	26 ± 6	23 ± 4
Pulgar	36 ± 6	-	28 ± 4

**Tabla 1.7.** Medidas longitudinales en mm de la mano derecha de mujeres entre 20 a 50 años  
Fuente: Adaptado de [22]

Dedo	Falange proximal	Falange medio	Falange distal
Índice	49 ± 12	31 ± 7	24 ± 4
Medio	54 ± 14	36 ± 8	26 ± 4
Anular	44 ± 12	30 ± 7	23 ± 3
Meñique	35 ± 10	22 ± 5	20 ± 3
Pulgar	41 ± 7	-	32 ± 5

**Tabla 1.8.** Medidas longitudinales en mm de la mano derecha de hombres entre 20 a 50 años  
Fuente: Adaptado de [22]

### 1.3.Amputación

La amputación es sinónimo de pérdida de un miembro o extremidad, esta puede ser superior o inferior, la cual puede tener diversas causas, las cuales pueden estar englobadas en tres principales: lesión accidental, heridas graves producto de un accidente en las cuales el miembro no puede ser salvado o consecuencia de intentos fallidos; enfermedad congénita, tumores cancerígenos en los huesos, problemas de circulación sanguínea, deformidades congénitas, cáncer avanzado, gangrena, diabetes; operación quirúrgica.

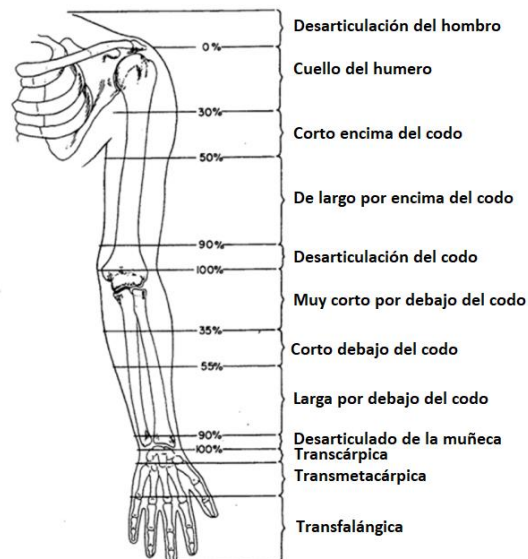
Estudios epidemiológicos manifiestan que del 68 al 78 % del total de las amputaciones traumáticas de la extremidad superior, alrededor del 90% de los casos son de amputaciones parciales de la mano [23]. Asimismo, se estimó que para el presente año se tendría una cifra de aproximadamente 2,2 millones de personas con dicha condición únicamente en Estados Unidos [24].

La amputación parcial de la mano trae consigo diferentes alteraciones tanto a nivel fisiológico, funcional como psicológico, empobreciendo el desempeño corporal del paciente. Asimismo, la inminente pérdida de la capacidad laboral y con ello una carga económica directa e indirecta tanto al paciente como a la sociedad [25]. El presente trabajo contempla el estudio para amputaciones transfalángicas del miembro superior.

#### 1.3.1. Niveles de amputación del miembro superior

Las amputaciones se subdividen en niveles dependiendo desde qué articulación ha sido retirado el miembro, haciendo un enfoque a la extremidad superior se tienen doce

niveles esquematizados en la **Figura 1.11** teniendo como último nivel la amputación parcial de la mano la cual casi siempre es de origen traumático y como consecuencia de un accidente en el trabajo. Al momento de realizarse la amputación, siempre se trata en la medida de lo posible de rescatar la mayor cantidad de estructura ósea y muscular, esto también considerando la posibilidad del uso futuro de una prótesis.

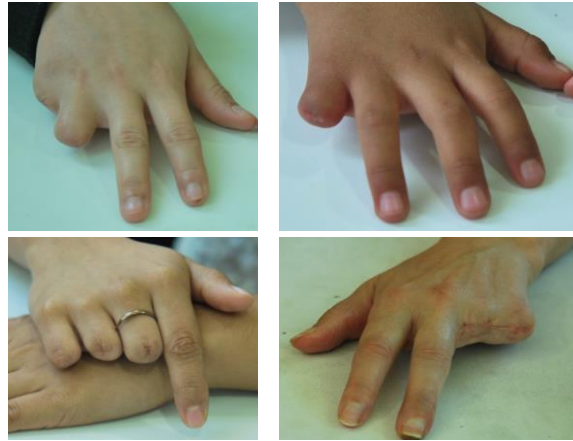


**Figura 1.11.** Niveles de amputación del miembro superior  
Fuente: Adaptado de [26]

Dentro de la amputación parcial de la mano, se encuentran las amputaciones transfalángicas y dentro de estas se consideran tres principales tipos:

- Amputación parcial o total del pulgar
- Amputación parcial o total de los dedos conservando el pulgar
- Amputación parcial o total de todos los dedos

La amputación parcial de los dedos o amputaciones transfalángicas viene a ser la separación de una o más falanges de un mismo dedo o más dedos, pudiendo dejar únicamente al metacarpiano. Como se puede visualizar en la **Figura 1.12**, este tipo de amputaciones varían de paciente en paciente pues el número de falanges extraídas es independiente para cada paciente. Es por ello que el desarrollo de una prótesis para amputaciones transfalángicas debe de realizar el accionamiento de cada dedo de manera independiente y de manera personalizada.



**Figura 1.12.** Ejemplos de amputaciones transfalángicas  
Fuente: Adaptado de [27]

Cabe mencionar que la reincidencia de la amputación parcial de la mano viene a ser tres veces más en hombres que en mujeres y además el riesgo es 4.9 veces mayor en personas zurdas que diestras [28]. Y por otro lado, la amputación incluso de una falange, resulta en una pérdida tanto funcional como psicológica y por ejemplo la pérdida del pulgar representa una repercusión del 40% de la funcionalidad de la mano [16]. En las actividades cotidianas como la fuerza de agarre, escribir, girar una llave, abrir un depósito se verían altamente afectadas y con ello la disminución de la calidad de vida.

#### **1.4. Prótesis**

Una prótesis tiene como finalidad la reparación artificial de un órgano o porción de este dado una presente ausencia o pericia. La Organización Mundial de la Salud la define como “Dispositivo de aplicación externa que se usa para reemplazar total o parcialmente una parte de un miembro ausente o deficiente” [29]. Estas permiten a las personas con deficiencias físicas o limitaciones funcionales puedan tener una vida sana, productiva, independiente y digna, que puedan ser incluidas en la educación, mercado de trabajo y vida social. Sin el uso de estas, las personas que cuentan con una deficiencia física notoria, suelen quedar excluidas, aisladas y atrapadas en la pobreza, esto incrementa la carga de morbilidad y discapacidad [30]

La prótesis para amputaciones transfalángicas tienen como finalidad el proporcionar algunas (la mayor cantidad posible) de las funciones perdidas, mas no

reemplazar el miembro faltante, teniendo como principal objetivo mejorar la calidad de vida de los pacientes que han sufrido de alguna amputación.

El desarrollo y fabricación de prótesis parciales de la mano no es algo reciente, por hechos históricos se puede registrar que el primer equipo que se ha categorizado como prótesis de mano se desarrolló en el año 2000 A.C [31]. En el año 1912, el médico inventor Dorrance fabricó el garfio, este lograba abrir y cerrar activamente mediante movimientos de la cintura, ello con la finalidad de lograr que su paciente amputado pudiese retomar sus labores [32]. Ya en la actualidad, se tienen diversos tipos de prótesis, cada uno más sofisticado que el anterior, brindando cada vez más posibilidades y semejanza al miembro perdido. Los países con mayor desarrollo tecnológico en el campo de las prótesis para amputaciones parciales o totales de la mano son Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón [33].

Hasta la actualidad, no se ha logrado inventar una mano protésica que cumpla con los 21 grados de libertad con las que cuenta la mano humana. Las más avanzadas diseñadas en toda América y en Japón han logrado desarrollar prótesis con rangos de 7 a 11 grados de libertad como máximo. En adición, la mayoría de las prótesis comerciales existentes en el mercado únicamente cuentan con 3 grados de libertad como mucho, las cuales únicamente logran completar 4 de los movimientos más comunes [34].

#### **1.4.1. Prótesis pasiva**

Las prótesis pasivas o también conocidas como prótesis cosméticas, únicamente reparan la apariencia del miembro perdido, sin proporcionar ningún movimiento activo de sus partes. Estas prótesis buscan emular en la medida de lo posible la apariencia física del miembro perdido, desde textura, colores y medidas. En el proceso de diseño, pueden ser pre posicionadas en posiciones específicas, dándole la posibilidad de sostener objetos muy livianos y aparentar naturalidad, suelen ser ligeras y dependiendo del grado de detalle, más económicas en comparación con las activas [35].

Mayormente están fabricadas con tres principales materiales; PVC rígido, látex o silicona, estos son seleccionados por su principal cualidad maleabilidad y liviano, además de requerir menor mantenimiento.

## Dianceht

Empresa mexicana líder en prótesis cosméticas, éstas son realizadas a medida y de manera artesanal, de esta manera imitan en la medida de lo posible la parte del cuerpo perdida como se puede ejemplificar en la **Figura 1.13**. Las prótesis pueden contar con toda la información del usuario como hasta su huella digital. Estas prótesis pueden ser pre-posicionadas en diversas formas dependiendo del requerimiento del usuario [27].



**Figura 1.13.** Prótesis pasiva del dedo pulgar de la mano derecha  
Fuente: Adaptado de [27]

### 1.4.2. Prótesis activa

A diferencia de las ya descritas, las prótesis activas proporcionan cierta movilidad, dependiendo del grado de complejidad y su principio de accionamiento se pueden dividir en dos categorías; de accionamiento mecánico y de fuente externa de energía. Dentro de esta última categoría se encuentran las prótesis eléctricas, mioeléctricas y neumáticas; sin embargo, son estas las que, al demandar de más equipos y piezas para proporcionar su accionamiento, incrementan el peso de la prótesis.

Sabiendo que el peso promedio de la mano, desde la falange distal hasta la muñeca, es aproximadamente 400 gramos [16], se desarrollaron prótesis con pesos similares; sin embargo, estas han sido rechazadas dado que los usuarios las han catalogado como “muy pesadas” [36]. Esto se debe básicamente a que los métodos de fijación entre la prótesis y el usuario agravan los efectos del peso. El tener una prótesis muy pesada genera malestar, incomodidad y fatiga en el usuario y consigo su futuro rechazo. En un estudio donde se buscaba hallar qué tan crucial era esta característica en las prótesis, se pudo hallar que en la escala del 0 al 100 donde 0 es “menos importante”, y 100 “lo más importante”, el peso de la prótesis terminó en el número 70 [37].



No se tiene un valor exacto para el peso máximo de una prótesis, pues este depende del tamaño requerido de la prótesis y las capacidades restantes en la mano del usuario. Se puede marcar como límite el peso promedio de la mano ya mencionado anteriormente; no obstante, este a pesar de aproximarse a un número teórico ideal, no termina siéndolo, es así que los investigadores Kay y Rakic marcaron el límite en 370 gramos como máximo [38].

Por otro lado, otro factor importante a considerar en las prótesis activas es la semejanza con los accionamientos de la mano humana, uno de estos es el tiempo de cerrado y apertura de la mano, un estudio sugiere que el tiempo recomendable es aproximadamente 0.8 segundos y en movimientos relativamente lentos valores de 1.0 a 1.5 segundos es adecuado [39].

#### **1.4.2.1. Prótesis de accionamiento mecánico**

Las prótesis de accionamiento mecánico, o también llamado “*body powered*” en inglés, obtienen su señal mecánica del movimiento de un miembro del cuerpo y es por ello que únicamente cumplen funciones básicas de la mano humana, como la apertura y cerrado (flexión y extensión) y en cuestiones de la función principal de la mano, la de agarre, se encuentran limitadas a objetos relativamente grandes y de preferencia no tan pesados, obteniendo ciertos movimientos imprecisos [35].

En el caso del movimiento de los dedos, el principio de accionamiento más usado en las prótesis de accionamiento mecánico se da a través del uso de cables y poleas. Las poleas actúan como punto de apoyo y son ubicadas en las articulaciones, sobre ellas pasa un cable, el cual por uno de sus extremos debe estar fijo a la falange distal, mientras que el otro extremo del cable se encuentra conectado a la salida del sistema de actuación [40]. De esta manera, cuando una carga es aplicada, producto de un movimiento corporal, el cable tensará y jalará la falange distal, teniendo la polea como punto de apoyo, el dedo procederá a realizar una flexión. Cuando la carga es retirada, este vuelve a su posición extendida.

En cuestión de mantenimiento, las prótesis de accionamiento mecánico podrían llegar a ser unas de las más sencillas y económicas, dado que la mayoría de las reparaciones requeridas consisten únicamente en el cambio de los cables y realineación

de los dispositivos terminales. No obstante, su principal desventaja viene a ser la posible presencia de incomodidad por los cables o el movimiento ligeramente restringido, así como el espacio funcional.

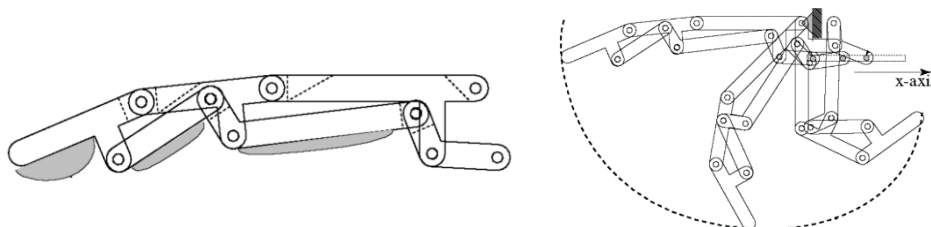
Los mecanismos más utilizados en el desarrollo de prótesis mecánicas son 3, estos son descritos a continuación:

- **Mecanismo de cables y poleas:**

Este mecanismo es uno de los más utilizados dado que es uno de los más antiguos en el campo de las prótesis. Los cables buscan reemplazar los tendones y ligamentos mientras que las poleas las articulaciones. Los cables pasan a lo largo de lo que vendrían a ser las falanges (puede ser tanto por el interior como por el exterior), de tal manera que cuando la acción de flexión es realizada, estos se vean tensionados provocando la flexión de las falanges. Estos cables deben ser lo suficientemente resistentes para soportar la fuerza ejercida por la acción de flexión y a su vez a la fatiga. Para que la posición de flexión regrese a su posición estable, la carga debe retirarse; en otras palabras, si fueron accionadas con la flexión de la muñeca, esta debe retirar dicha posición [41].

- **Mecanismo de barras:**

Este mecanismo de transmisión cuenta con piezas rígidas (barras), las cuales se encuentran conectadas en puntos de pivoteo, de esta manera a través de un conjunto de mecanismos de barras se consigue el movimiento de un dedo. Al ser una sola estructura, la flexión se da en las 3 articulaciones al mismo momento, esto hace que las conexiones entre la falange media y distal se encuentren totalmente flexionadas antes que la conexión entre la media y la proximal. En la **Figura 1.14** se puede visualizar el mecanismo de barras más utilizado [42], [43].



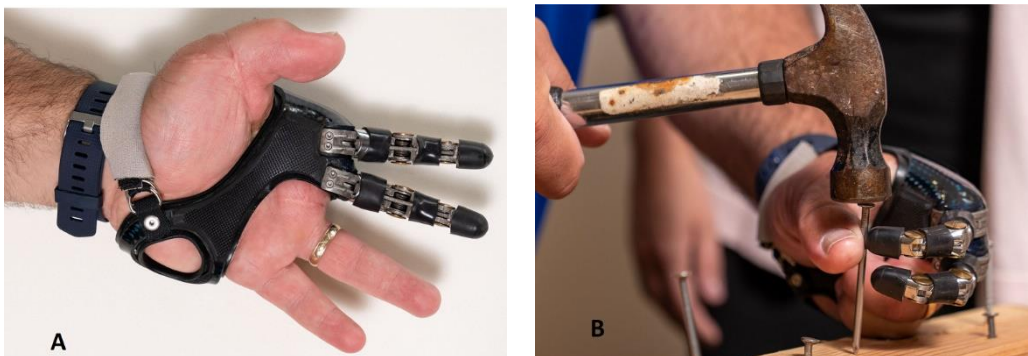
**Figura 1.14.** Mecanismo de accionamiento de barras  
Fuente: Adaptado de [42]

- **Mecanismo de engranajes:**

Este mecanismo es más utilizado en prótesis donde la posición se mantiene fija, pues requieren de mayor fuerza prensora por parte de los dedos. Se tiene un mecanismo articulado por engranajes con una única dirección de avance, una vez movida su posición no retroceden por más que la carga aplicada ya no se encuentre presente. Se requiere de otro mecanismo de alivio, donde el enganche al engranaje (el que provoca la detención) es liberado, regresando las falanges a su posición original.

### **TITAN Finger**

Las prótesis TITAN finger vienen en dos presentaciones, las “full fingers” y las “*partial finger*”, donde su principal diferencia es el número de falanges que proporcionan. Estas están realizadas de acero inoxidable con piezas de titanio. Su principal característica es la cantidad de fuerza que puede resistir dado su principio de operación, dado que para que estos dedos puedan ser flexionados requieren de una fuerza exterior, una vez retirada la fuerza, la posición se mantendrá. Para regresarla a su posición natural (extendida), únicamente se debe jalar el accionador. Son ideales para trabajos donde la posición de los dedos no debe variar, como el operar ciertas maquinarias [44], [45].



**Figura 1.15.** A. TITAN Full Finger vista palmar. B. TITAN Full Finger flexionados y posicionados para realizar una labor.

Fuente: Adaptado de [45]

### **K1 hand**

El diseñador Evan Kueste en colaboración de 3D Systems desarrolló la prótesis K-1 hand, esta es reconocida por poseer un diseño tanto elegante como antropomórfico,

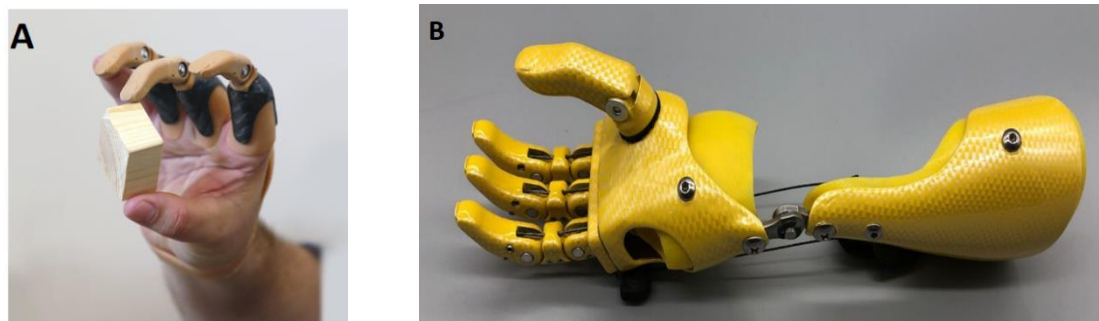
como se puede apreciar en la **Figura 1.16**Figura 1.16, el cual canaliza los movimientos de la muñeca y antebrazo a unos cables que recorren cada dedo accionando su movimiento. Este equipo se encuentra fabricado de un material liviano derivado del PVC y en su diseño a comparación de la M - Finger, todos los cables se encuentran empotrados y protegidos tanto para fines estéticos como para también brindar una mejor experiencia al usuario, dando la opción de usar un guante sobre la prótesis [46].



**Figura 1.16.** Prótesis mecánica K1 Hand  
Fuente: Adaptado de [46]

## M – Fingers

Al igual que las prótesis TITAN, estas presentan dos versiones dependiendo del número de falanges que proporciona, M – Fingers y Partial M – Fingers. Son diseñadas a partir de un molde personalizado se realiza el anclaje a la mano o fracción de falange proximal restante, este es construido a base de fibra de carbono. Cubierto de un material flexible rodea la muñeca, la cual es el punto de apoyo y proporcionado de la fuerza para realizar los movimientos de agarre. La **Figura 1.17**Figura 1.17 muestra la principal diferencia entre sus dos versiones y en el caso de la **Figura 1.17 B** se entiende que su accionamiento es con cuerdas desde la muñeca [47], [48].



**Figura 1.17.** A. Partial M – Fingers sosteniendo un bloque de madera. B. M- Fingers incluyendo el pulgar.

Fuente: Adaptado de [48]

## X – Tips

Dan Didrick patentó su diseño de prótesis mecánica “X-Finger” este evolucionó hasta el diseño que se puede visualizar en la **Figura 1.18** en la cual únicamente se presenta el modelo de X- Tips. Esta prótesis es adaptable a las necesidades del usuario y hasta puedes seleccionar el color de esta, además tiene la posibilidad de adquirir un cobertor de silicona el cual asemeja una apariencia humana. Está fabricada de acero inoxidable y su accionamiento puede llegar a ser casi tan rápido como el de los dedos humanos, es por ello que los militares británicos y de Estados Unidos son los que más han utilizado estas prótesis [49].



**Figura 1.18.** A. Vista dorsal del X-Tips en el dedo anular. B. Flexión de la prótesis. C. Mecanismo de funcionamiento de la prótesis  
Fuente: Adaptado de [40]

## Knick Finger

La prótesis más económica, su diseño simple es fabricado con impresión 3D, su accionamiento al igual que K1 hand, es con cable y poleas. Diseñado por Nick Brookins en el software OpenSCAD, el código cuenta de 1400 líneas y se encuentra disponible en la web thingiverse. Ideal para amputaciones interfalángicas donde se conserva la falange proximal, ya que desde ahí se tiene el cabezal posicionador y es además la flexión de esta falange la que acciona su movimiento. Su principal desventaja es el encaje en la falange distal, ya que este para tener el encaje ideal pasa por un proceso de prueba y error modificando el código [50].





**Figura 1.19.** Prótesis KNICK FINGER  
Fuente: Adaptado de [50]

### Naked Prosthetics

PIP y MCP drivers son los productos diseñados para las amputaciones transfalángicas con los que cuenta esta empresa. La principal diferencia es el nivel de amputación y al igual que el nombre el “driver PIP” viene a ser para amputaciones PIP, de igual manera para el “driver MCP”. Los movimientos de aducción y abducción también son posibles de realizar dado su punto de pivoteo en el dorso de la mano. La fuerza es obtenida de la combinación de la articulación rígida de acero inoxidable impulsada por la falange restante (la proximal) y la conexión en el dorso de la mano. Es capaz de desarrollar la fuerza de agarre similar a la de un usuario sin amputación. La prótesis cuenta con un material de silicona en lo que vendría a ser la yema de los dedos, mejorando el agarre y evitando el deslizamiento [51], [52].



**Figura 1.20.** Prótesis PIP y MCP de la empresa Naked Prosthetics.  
Fuente: [51], [52]

Modelo		Material	Mecanismo de accionamiento	Nivel de amputación
TITAN	Parcial	Acero inoxidable con piezas de titanio	Engranaje (accionamiento externo)	Amputación a nivel proximal (PIP)
	Full			Amputación de las 3 falanges (MCP)
K1 Hand	-	Polímeros de impresión 3D	Cables y poleas	Amputación de las 3 falanges (MCP)
X – Tips	-	Acero inoxidable, polímeros y bandas de algodón	Mecanismo de barras	Amputación a nivel proximal (PIP)
M – Finger	Parcial	Base de fibra de Carbono y materiales flexibles	Cables y poleas	Amputación a nivel proximal (PIP)
	Full			Amputación de las 3 falanges (MCP)
Naked Prosthetics	PIP	Acero Inoxidable, titanio, jebe de silicona y nylon medico 12	Mecanismo de barras	Amputación a nivel proximal (PIP)
	MCP			Amputación de las 3 falanges (MCP)
Knick Finger	-	Polímeros de impresión 3D	Cable	Amputación a nivel proximal (PIP)

**Tabla 1.9.** Comparativa del estado del arte de las prótesis mecánicas.  
Fuente: Elaboración propia.

#### 1.4.2.2. Prótesis eléctricas

A diferencia de las prótesis mecánicas, estas necesitan del uso de una fuente de energía externa, en su mayoría baterías recargables, pues su principio de funcionamiento se basa en el uso de motores eléctricos, los cuales pueden ser controlados por medio de servo-controladores. El accionado de la apertura y cierre de los dedos, es dado a través de señales obtenidas de sensores, esto hace que la mayoría de prótesis eléctricas posean la capacidad de agarre prensil elevado [16], [53].

Si bien son de manejo sencillo, rápido accionamiento y más eficientes, tienen como principal desventaja el tiempo de vida de las baterías, pues a mayor tiempo mayor peso y costo, además de los finos sensores requeridos los cuales tienen un alto costo de mantenimiento. Tienden a ser frágiles y no deben de ser expuestos a ambientes hostiles.

## VINCENT PARTIAL 3 ACTIVE

Desarrollada por Vincent Systems, Vincent Partial 3 Active son prótesis para dedos, donde el usuario puede seleccionar los que necesite. Su fabricación de una combinación de acero inoxidable y una aleación de alta resistencia de magnesio – aluminio, vuelven esta prótesis robusta, pero a la vez ligera. Cada dedo puede ser accionado independientemente dado que cada uno cuenta con su motor independiente. Para su adaptación a prótesis completa, es necesario adquirir aparte la fuente de baterías VINCENT power las cuales se pueden visualizar en la **Figura 1.21**. La cual puede llegar a tener una capacidad hasta de 2580mAh [54].



**Figura 1.21.** Prótesis eléctrica Vincent Partial Active 3 y su fuente de energía Vincent Power  
Fuente: Adaptado de [54]

### 1.4.2.3. Prótesis mioeléctricas

Parten del principio de las prótesis eléctricas dado que también es accionada por motores eléctricos y demandan de una batería, pero sus señales eléctricas provienen de señales musculares las cuales son obtenidas a través de pequeños electrodos. Estas señales deben ser amplificadas, procesadas y filtradas para obtener un control fino de la prótesis, es por ello que este tipo de prótesis es una de las más usadas en el mercado, pues brindan un mayor grado estético, control fino sobre el accionado de la prótesis y elevado porcentaje de precisión y fuerza [33].

No obstante, al igual que las prótesis eléctricas, tienden a ser muy pesadas, requieren de baterías y su costo es aún más elevado.



## ÖSSUR Touch Bionics

Esta empresa desarrolla diversas prótesis con la finalidad de mejorar el estado de vida de las personas que han sufrido alguna lesión o pérdida de algún miembro. En el caso particular de la pérdida transfalángica cuenta con dos modelos de prótesis, i-Digits Access y i-Digits™ Quantum, en la **Figura 1.22** se puede apreciar la diferencia entre estos.



**Figura 1.22.** A. i-Digits™ Quantum. B. i-Digits Access  
Fuente: Adaptado de [55], [56]

Esta prótesis se puede adaptar dependiendo de las necesidades del usuario, pudiéndose reemplazar de 1 a 5 dedos. Además, cuenta con hasta 32 tipos de empuñaduras automatizadas, lo cual permite que cada dedo se mueva de manera independiente y a su vez funcione en conjunto con los demás dedos restantes. Finalmente, cuenta con una función de aumento de velocidad hasta en un 30% [55], [56].

### 1.4.2.4. Prótesis neumáticas

Su principio de accionamiento, al igual que su nombre, es neumático, haciendo uso de un fluido, comúnmente aire o dióxido carbónico (CO<sub>2</sub>), comprimido el cual es obtenido a través de un compresor. Su principal cualidad es la fuerza y rapidez con la cual puede desarrollar los movimientos, su peso a comparación con las eléctricas o mioeléctricas es mucho menor.

Tiene como desventaja su alto costo en el mercado y alto costo de mantenimiento, pues sus componentes que implementan el control y funcionamiento deben ser muy sofisticados [57].

### 1.4.3. Costos de las prótesis mecánicas en Perú

En el Perú las prótesis mecánicas se pueden conseguir en ortopedias especializadas como OSF ortopedias Santa Fe o ciertas empresas dedicadas a realizarlas como por ejemplo Pixed Corp. o Prótesis Humanas Perú. En la **Tabla 1.10**, se puede ver una comparativa de los costos aproximados para las prótesis mecánicas en el Perú por un estudio realizado por un Tesista en el 2018.

Ortopedia	Tipo de prótesis	Nivel de amputación	Costo
DESERET E.I.R.L.	Mano mecánica	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	S/ 5,000 (El encaje protésico es aparte)
Virgen del Carmen	Mano mecánica y Tipo Gancho	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	S/3,800 (El encaje protésico es aparte)
Ortopedia FG. Moderna E.I.R.L.	Mano mecánica	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	S/. 13000 (incluye encaje protésico)

**Tabla 1.10.** Costos prótesis activas Perú

Fuente: Adaptado de: Bustamante, Malky: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada

### 1.5. Materiales más usados en prótesis

Como se vio en la **Tabla 1.9**, los materiales utilizados en las prótesis varían de una en otra, manteniendo tres criterios: comodidad, durabilidad y replicabilidad (económico). En función a ello se puede clasificar los materiales más usados en 5 categorías, los cuales se describirán a continuación. Además, se pueden ver en las **Figura 1.23**, **Figura 1.24** y **Figura 1.25** la comparativa de las propiedades mecánicas extraídas de [58] de los materiales mencionados.

#### - Laminado de plásticos:

Este tipo de laminado en específico se utiliza para brindarle ciertas propiedades mecánicas a ciertos textiles, con la finalidad de mejorar su funcionalidad y reducir costos.

Los tipos más usados son el acrílico, epoxi y poliéster. Las propiedades mecánicas incrementadas son la resistencia a corte y tracción, rigidez y tenacidad. Este proceso se puede controlar, por lo que en una misma pieza se pueden tener secciones con mayor grosor de laminado y otras no. Pudiendo de esta manera controlar también el peso de la prótesis. Su desventaja es que suele ser un proceso manual, además de que una vez realizado el laminado, este no puede modificar su forma [59].

- **Materiales termoplásticos:**

Estos materiales suelen venir en láminas las cuales son muy usadas en este campo por su practicidad en la realización de conexiones y componentes estructurales de la prótesis. Dentro de estos se tienen dos principales tipos, el polipropileno (PP) y el polietileno (PE); donde el PP es un material con una alta rigidez es por ello que suele utilizarse en la fabricación de los soportes de las conexiones, mientras que el PE es un material con una densidad relativamente baja, lo cual hace que el peso de la prótesis sea menor, es por ello que es usado para la elaboración de las conexiones. Su principal ventaja y a la vez desventaja es su propiedad termo-activa pues en contacto con altas temperaturas puede cambiar su forma, facilitando los ajustes personalizables; pero también privándolo de la cercanía de las altas temperaturas para deformaciones no deseadas [60].

- **Materiales blandos:**

Los materiales blandos o también conocidos como siliconas son los más usados como material de relleno y también en la fabricación de prótesis pasivas. En las prótesis activas son muy utilizadas como material de separación entre la prótesis y el miembro, ofreciendo un relleno o sello en las zonas donde existe alto índice de rozamiento, lo cual termina lacerando la piel del usuario. Otros materiales que actúan de manera similar a la silicona son el uretano y el gel de aceite mineral [61].

- **Metales:**

Como se puede apreciar en la Tabla 1.9, los metales más usados en la fabricación de prótesis son el aluminio, el acero inoxidable y el titanio. A pesar de ser materiales con un alto índice de resistencia, tienden a ser muy pesados. Es por ello que únicamente son usados en pequeñas piezas que necesitan de mayores propiedades mecánicas que otras. Dentro de los metales ya mencionados, el aluminio es la alternativa más ligera más no tan

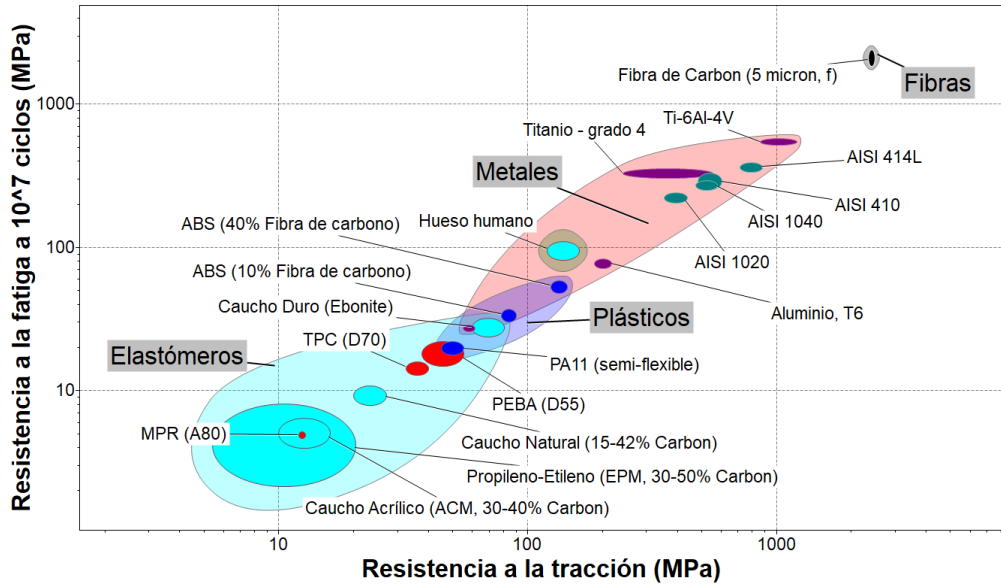
resistente como el acero, mientras que el titanio es tanto resistente como ligero; sin embargo, su precio es elevado [60].

- **Aleaciones y materiales compuestos:**

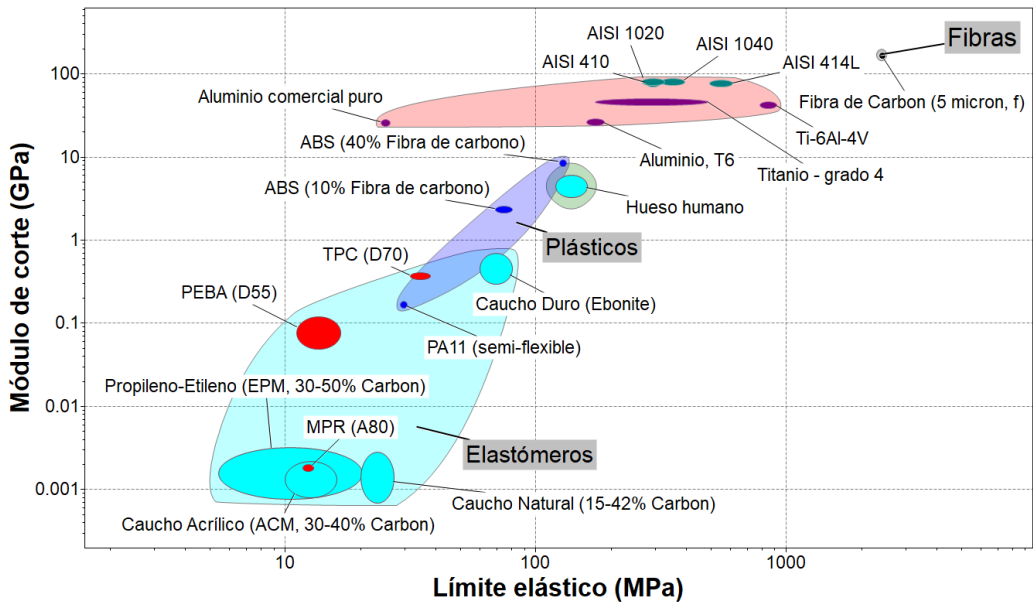
Las aleaciones metálicas más usadas se encuentran hechas a base de hierro, cobalto y titanio. Los elementos presentes en las aleaciones se encuentran disueltos como soluciones sólidas, estas tienen la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas. Las principales propiedades que se mejoran son la resistencia a la corrosión, tracción y compresión [62].

Las aleaciones a base de titanio, la Ti-6Al-4V es la más utilizada dado su buen balance entre sus propiedades mecánicas, su resistencia a la corrosión, su alto desempeño a altas temperaturas y su bajo costo de manufactura. Además, cuenta con un mayor límite a la fatiga bajo situaciones de corrosión en comparación con los aceros inoxidable o el titanio puro. Son muy usadas en el campo de la ortopedia, pues el titanio cuenta con una alta biocompatibilidad, desde la interacción entre el material y los tejidos, su degradación resultante de la abrasión y los factores mecánicos [63].

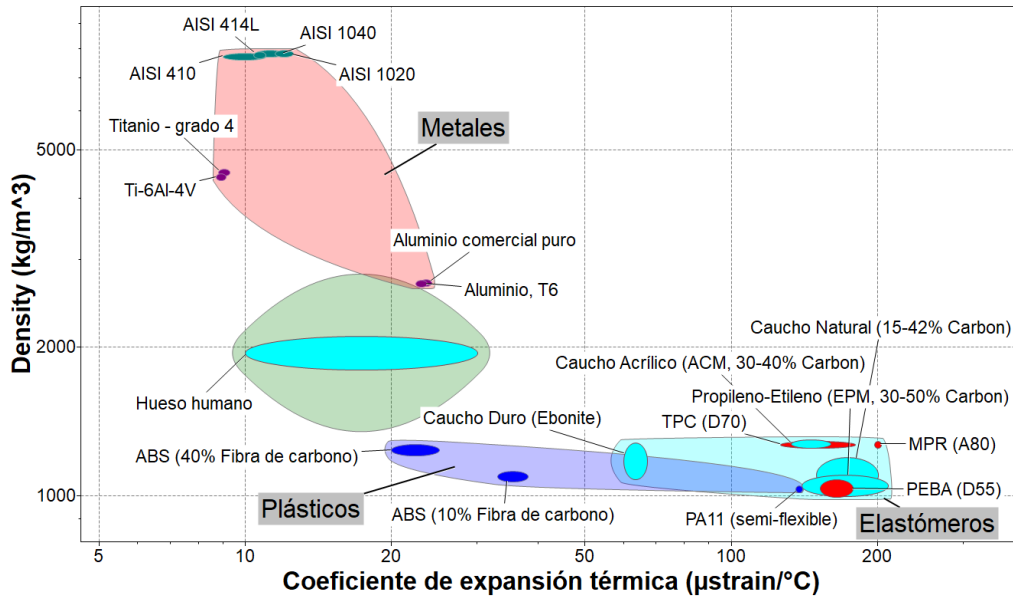
De los materiales compuestos uno de los más usados por sus grandes propiedades es la fibra de carbono, sustancialmente por su alta capacidad de soportar cargas y ser ligero a la vez. Las propiedades de dicho compuesto vienen a ser: su elevada resistencia mecánica, química, alta rigidez, alto módulo elástico, baja densidad, tolerancia a altas temperaturas y bajo coeficiente de expansión térmica. Sus componentes de reforzamiento le permiten tener un alto valor de resistencia a la tensión y compresión específica. Sin embargo, su refuerzo de fibra demanda un proceso de manufactura es relativamente largo además sus materiales termoestables dificultan el proceso de fabricación de piezas [60], [64].



**Figura 1.23.** Comparación de la resistencia a la tracción y a la fatiga en los materiales  
Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design



**Figura 1.24.** Comparación del límite elástico y el módulo de corte en los materiales  
Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

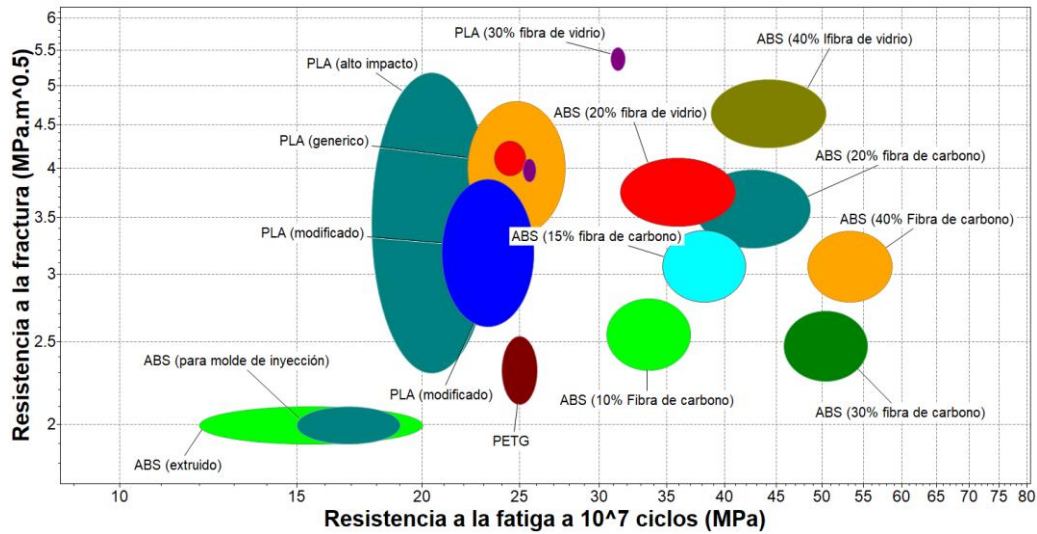


**Figura 1.25.** Comparación del coeficiente de expansión térmica y a la densidad de los materiales mencionados

Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

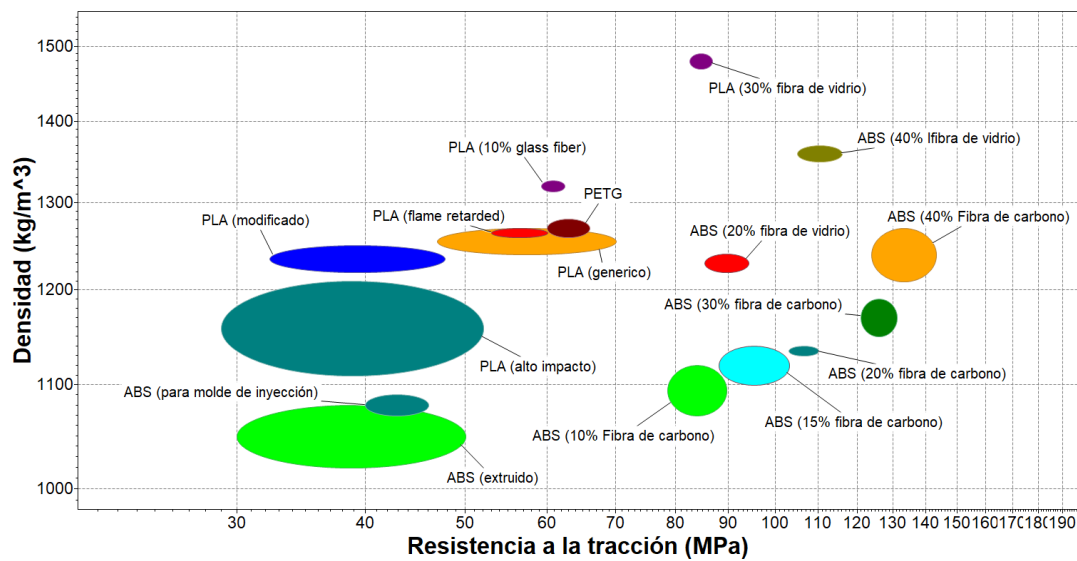
### 1.5.1. Polímeros de impresión 3D

Cuando se busca realizar una prótesis de bajo costo y que a su vez cuente con geometrías pequeñas y complejas, la opción de impresión 3D como proceso de manufactura es la ideal. En la actualidad los materiales utilizados para la impresión 3D han ido mejorando y añadiendo tecnología de mejora en sus propiedades mecánicas. Por ello es importante evaluar las diversas variedades de un mismo material; por ejemplo, el ABS puede contener filamento de vidrio o de carbono en su composición y dependiendo del porcentaje de contenido de estos filamentos sus propiedades pueden mejorar drásticamente en comparación del ABS genérico. En la **Figura 1.26** se puede ver como para el caso del ABS para molde de inyección su resistencia a la fractura se encuentra alrededor de 2 MPa mientras que el ABS con 40% de fibra de vidrio posee una resistencia de hasta 5 MPa. Si bien sus propiedades mecánicas pueden aumentar brindándole mejoras en términos de resistencia, es importante considerar el incremento de la densidad, lo cual se muestra en la **Figura 1.27**, pues a mayor densidad el peso de la prótesis se ve incrementado.



**Figura 1.26.** Comparación de la resistencia a la fatiga vs resistencia a la fractura de los polímeros más usados en la impresión 3D

Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design



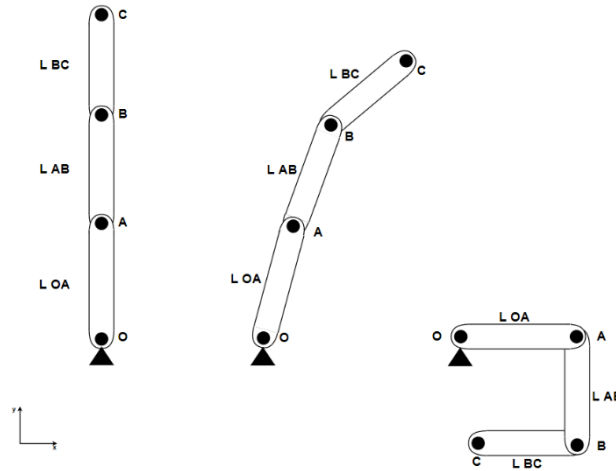
**Figura 1.27.** Comparación de la resistencia a la tracción vs densidad de los polímeros más usados en la impresión 3D

Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

### 1.6. Análisis cinemático en sistemas de 4 barras

Se analizarán los movimientos de flexión y extensión de las falanges en un plano X-Y, para ello se describieron sus movimientos en un plano trigonométrico teniendo movimientos en solo 3 de los 4 cuadrantes. Visualizando la **Figura 1.28**, se describen como elementos rígidos que cumplen una combinación de movimientos de traslación y

rotación. De ahí se parte para la formulación de las ecuaciones que describen su movimiento en función a la longitud de la falange y el ángulo de flexión.



**Figura 1.28.** Movimiento de las falanges de un dedo en el plano X-Y  
Fuente: Elaboración propia

$$V_A = V_O + \omega \times r_{A/O} \quad \text{Ec. (1.1)}$$

$$V_B = V_A + \omega \times r_{B/A} \quad \text{Ec. (1.2)}$$

$$V_C = V_B + \omega \times r_{C/B} \quad \text{Ec. (1.3)}$$

$$r = l_x \cos\theta i + l_x \sin\theta j \quad \text{Ec. (1.4)}$$

$$\omega = \frac{\theta \text{ rad}}{t \text{ s}} \quad \text{Ec. (1.5)}$$

Donde:

$\theta$ : Ángulo de rotación en grados sexagesimales

$V$ : Velocidad vectorial

$\omega$ : Velocidad angular en rad/s

$r$ : Longitud de la falange vectorial

$l_x$ : Longitud de la falange en metros

$t$ : Tiempo de cerrado de la mano en segundos

Para hallar la velocidad angular se usará el valor de 0.8 segundos, ya que este es el tiempo de cerrado de la mano [39]; por otro lado, se entiende que las velocidades están en función al ángulo de rotación  $\theta$  y de la **Figura 1.28** se puede describir que para cada



unión se tiene diferentes ángulos, entonces se puede describir su movimiento con la siguiente relación:

$$A: 0 \leq \theta \leq 90^\circ \quad \text{Ec. (1.6)}$$

$$B: 0 \leq \theta \leq 180^\circ \quad \text{Ec. (1.7)}$$

$$C: 0 \leq \theta \leq 270^\circ \quad \text{Ec. (1.8)}$$

Para evaluar su comportamiento en los tres ejes, se puede utilizar la notación de Denavit-Hartenberg esta es una metodología para describir el movimiento cinemático de una serie de transformaciones a través de uniones sucesivas de una cadena cinemática. Una cadena cinemática está compuesta por una serie de uniones conectadas entre sí por articulaciones [65]. De aquí, en [66] formulan las siguientes ecuaciones para describir la posición de las falanges en coordenadas cartesianas siendo  $p_x$  la coordenada i,  $p_y$  la coordenada j y  $p_z$  la coordenada k.

$$p_x = L_3 s_{234} + c_1(L_2 c_{23} + L_1 c_2) \quad \text{Ec. (1.9)}$$

$$p_y = L_3 s_1 s_{23} + s_1(L_2 c_{23} + L_1 c_2) \quad \text{Ec. (1.10)}$$

$$p_z = L_3 c_{234} + L_3 s_{23} + L_1 s_2 \quad \text{Ec. (1.11)}$$

Donde:

$L_1$ : Longitud de la falange proximal en metros

$L_2$ : Longitud de la falange media en metros

$L_3$ : Longitud de la falange distal en metros

$c_i$ :  $\cos\theta_i$

$s_i$ :  $\sin\theta_i$

$i$ : (1,2,3,4) correspondiendo a MCP aducción/abducción, MCP, PIP y DIP

flexión/extensión

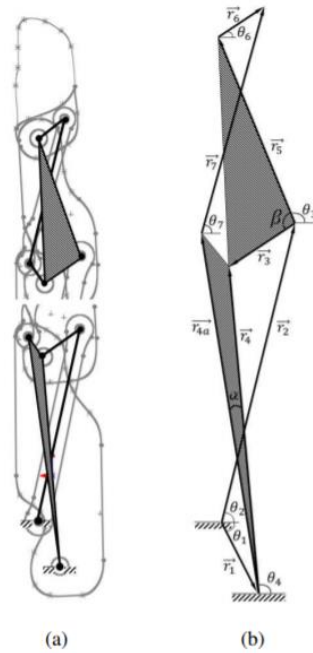
$c_{ij}$ :  $\cos(\theta_i + \theta_j)$

$s_{ij}$ :  $\sin(\theta_i + \theta_j)$

$c_{ijk}$ :  $\cos(\theta_i + \theta_j + \theta_k)$

$s_{ijk}$ :  $\sin(\theta_i + \theta_j + \theta_k)$

Una vez descrito el comportamiento de las falanges como un sistema y comprender su accionar en función a la rotación en la acción de flexión, se estudiará el sistema de barras descrito en [67]. Donde se tiene como punto de apoyo los puntos de inicio y final del vector  $r_1$  tal como se puede visualizar en la **Figura 1.29**



**Figura 1.29.** Sistema de barras para el movimiento de falanges  
Fuente: Adaptado de [67]

$$r_1 \cos \theta_1 + r_4 \cos \theta_4 = r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 \quad \text{Ec. (1.12)}$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_4 \sin \theta_4 = r_2 \sin \theta_2 + r_3 \sin \theta_3 \quad \text{Ec. (1.13)}$$

$$r_1 \cos \theta_1 + r_{4a} \cos \theta_{4a} + r_7 \cos \theta_7 = r_2 \cos \theta_2 + r_5 \cos \theta_5 + r_6 \cos \theta_6 \quad \text{Ec. (1.14)}$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_{4a} \sin \theta_{4a} + r_7 \sin \theta_7 = r_2 \sin \theta_2 + r_5 \sin \theta_5 + r_6 \sin \theta_6 \quad \text{Ec. (1.15)}$$

Donde:

$$\theta_5 = \theta_3 - \beta$$

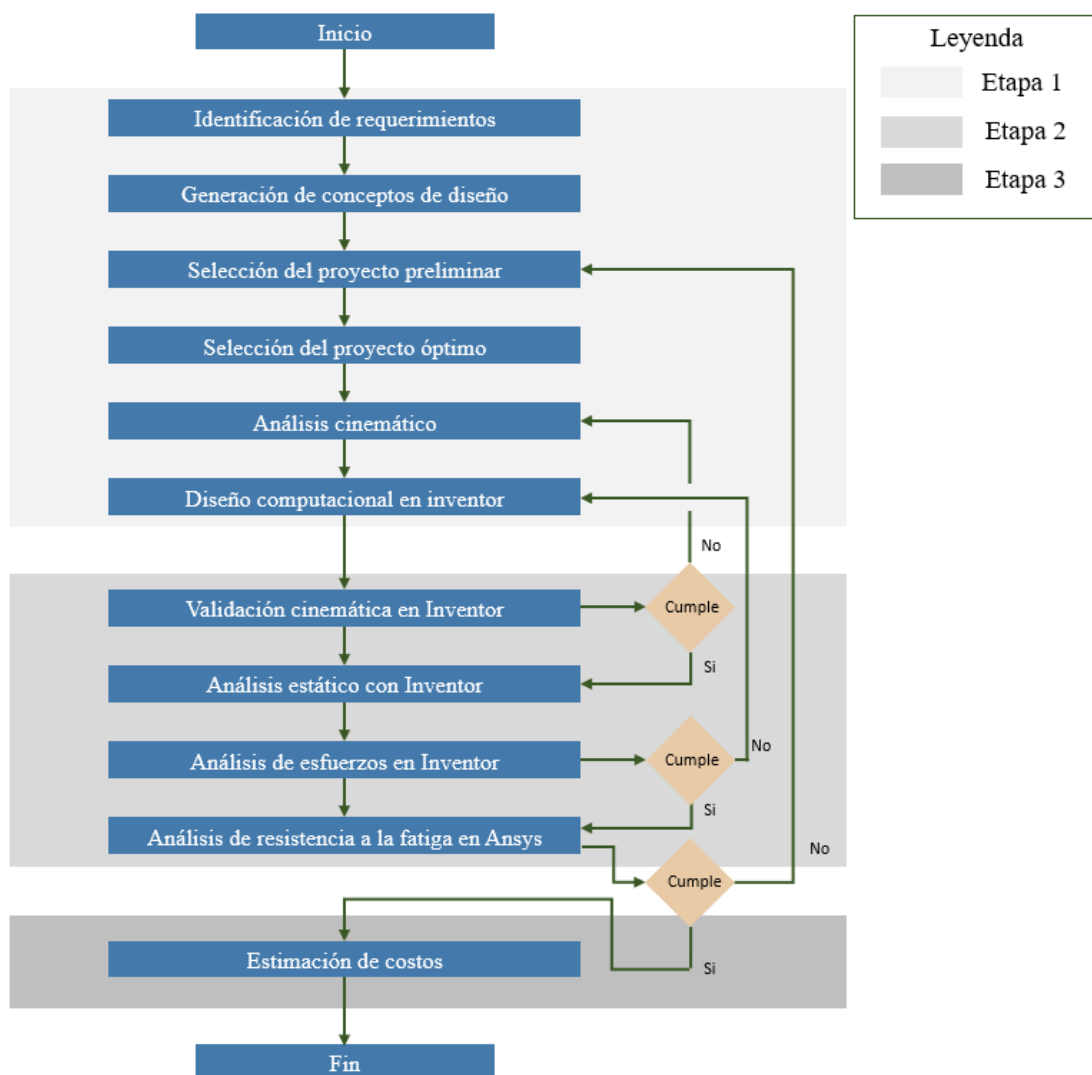
$$\theta_{4a} = \theta_4 + \alpha$$

$\alpha$  &  $\beta$  : Constantes

# CAPÍTULO II

## METODOLOGÍA

La presente tesis plantea una metodología de diseño iterativa “*frond-end process*” la cual fue elaborada por Ulrich y Eppinger en su libro “Diseño y desarrollo de productos” [68]. A partir de dicha metodología se elaboró la **Figura 2.1** donde se describe el flujo de actividades a realizar dividido en 3 principales etapas.



**Figura 2.1.** Mapa conceptual del proceso metodológico a implementar  
Fuente: Elaboración propia basado en [68]

Como primera etapa del proceso se tiene el diseño conceptual de la propuesta, el cual abarca desde la identificación de los requerimientos que debe de cumplir la prótesis, hasta el diseño computacional en el software Inventor. En esta, se evaluarán las alternativas para cada función que debe desarrollar la prótesis, generando combinaciones y junto con ello los conceptos de solución. Luego, a través de un proceso de valoración se definirá el proyecto óptimo, que en concepto cumple todo lo deseado, el cual procederá a ser analizado cinemáticamente para definir las dimensiones del mecanismo y con ello poder finalmente diseñar la prótesis en el software Inventor y poder así pasar a la siguiente etapa.

La segunda etapa comprende la validación computacional, en la que se realizará una validación cinemática del mecanismo y de la prótesis en sí en el software Inventor. Seguido de ello y habiendo corroborado su correcto funcionamiento, se procederá a realizar un análisis estático con la ayuda de Inventor, este análisis permitirá conocer las reacciones en los puntos de apoyo. A continuación, se procederá a realizar un análisis de esfuerzos también en el software Inventor, este punto otorgará una confirmación de los espesores seleccionados en la etapa de diseño. Finalmente, se realizará un análisis de resistencia a la fatiga, puesto que los dedos de la mano están en constante uso y movimiento. Esto alude a la realización de un número elevado de ciclos en corto tiempo, por lo que el diseño y selección de materiales debe tener un valor de resistencia a la fatiga elevado. En caso el valor obtenido de la simulación no sea el adecuado, se regresará a la etapa anterior a realizar los cambios necesarios.

Finalmente, la última etapa abarca la estimación de costos del proceso de selección seleccionado, donde primero se procede a simular la impresión 3D del diseño para seguido de ello poder medir el tiempo de impresión y cantidad de material requerido para la fabricación de la prótesis. Con ello se podrá tener una primera aproximación de costos de la fabricación de un prototipo funcional del diseño y evaluar si se encuentra por debajo de los que se encuentran en el mercado peruano.

## 2.1. Diseño conceptual

### 2.1.1. Identificación de requerimientos

La función principal de la prótesis es emular el movimiento de las falanges perdidas y ser capaz de desarrollar las características descritas en el capítulo anterior. De esta manera se planteó la **Tabla 2.1** donde se visualizan los requerimientos planteados y la métrica de los *Outputs*. En su elaboración también se consideró el estudio realizado acerca de las prioridades del usuario sobre las prótesis de miembros superiores [37].

Requerimientos		Valor ideal	Referencia
Ángulo de Flexión Extensión	Desde falange distal	15° - 90°	[14]
	Desde falange media	25° - 90°	[14]
	Desde falange proximal	60° - 90°	[14]
Fuerza de agarre	Hombres	47.24 ± 4.39 kg	[18]
	Mujeres	29.08 ± 3.01 kg	[18]
Longitud falanges	Falange proximal	30 mm	[22]
	Falange media	20 mm	
	Falange distal	25 mm	
Peso		≤ 370 g	[38]
Tiempo de cerrado		0.8 s	[39]

**Tabla 2.1.** Tabla de requerimientos de la prótesis con los valores ideales  
Fuente: Elaboración propia

### 2.1.2. Generación de conceptos de diseño

La metodología utilizada plantea la abstracción de ideas, empezando por entender que es lo que se desea obtener del artílugio a diseñar. Por lo cual se realizó el ejercicio de la caja negra como se visualiza en la **Figura 2.2**, donde en primera instancia, se desconoce lo que ocurre en su interior (el proceso de funcionamiento) pero se conocen las entradas y salidas. De esta manera, una vez delimitado el diseño, se procede a la segunda parte de la abstracción desarrollada en **Figura 2.3**, donde se desvela la caja negra en pequeñas sub-cajas negras, siendo estas las funciones que debe realizar el artílugio.



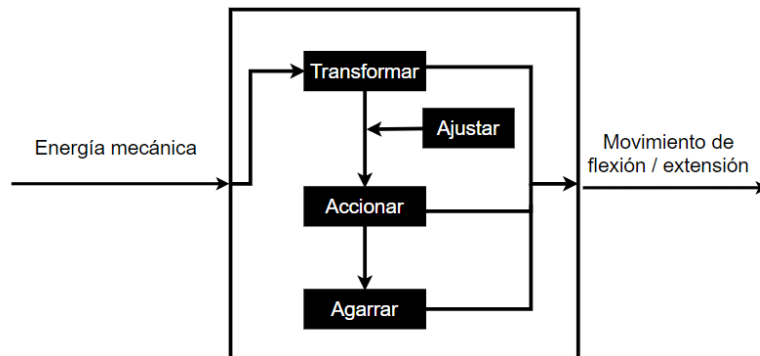
**Figura 2.2.** Entradas y Salidas del sistema de caja negra  
Fuente: Elaboración propia

- **Entradas:**

- Energía: Es la energía empleada para poder realizar en este caso la acción de flexión o extensión de las falanges. Esta energía será mecánica y provendrá del movimiento de una articulación del cuerpo.

- **Salidas:**

- Movimiento: Es la acción de flexión o extensión de las falanges faltantes.



**Figura 2.3.** Descomposición de la caja negra en las funciones principales  
Fuente: Elaboración propia

- **Funciones:**

- Transformar: Transformar la energía mecánica de la flexión de una articulación en energía rotacional de las falanges.
- Accionar: Accionar el movimiento de flexión o extensión de las falanges.
- Ajustar: Tener un ajuste adecuado en el miembro residual del usuario y en la articulación encargada de la realización del movimiento, asegurando una buena realización de las funciones previamente descritas y a su vez, la calidad de experiencia adecuada para el usuario.
- Agarrar: Realizar la función de agarre cilíndrico pudiendo sostener objetos de diversas geometrías y pesos.

## Matriz morfológica

La matriz morfológica describe las posibles opciones de conceptos de diseño, en esta se evalúan alternativas para cada una de las funciones ya descritas en el apartado anterior. Se plantearon como máximo tres opciones por función, para después proceder a realizar combinaciones, visualizadas como flechas de colores diferentes. Teniendo como resultado los conceptos de diseño a ser evaluados, con la finalidad de desarrollar los proyectos preliminares.

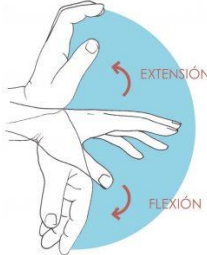
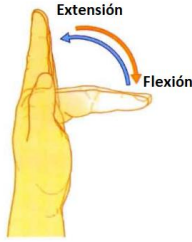

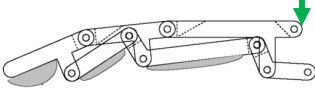










Función	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Transformar	Flexión de muñeca 	Flexión de falange 	-
Accionar	Cables 	Sistema 4 barras 	Engranajes 
Ajustar	Correas 	Molde <i>Perfect Fit</i> 	Guante 
Agarrar	Siliconas 	-	Polea auto bloqueante 

Tabla 2.2. Matriz morfológica  
Fuente: Elaboración propia

CS	Color	Descripción
1		Utiliza la flexión de la muñeca para realizar la flexión de las falanges media y distal, esta energía es transferida a través de cables tensados desde la muñeca hasta el final de la falange distal. Para ajustar la prótesis y desarrollar el movimiento de manera adecuada se tiene un recubrimiento de toda la mano. A su vez para proteger los cables y tener un movimiento suave se tiene una coraza estilo guante. Finalmente, para el buen desarrollo de la función de agarre, se tendrán poleas o engranajes auto bloqueantes en las conexiones cable-falange.
2		Opta por la flexión de la falange restante (proximal), accionando el movimiento también por cables; los cuales, en este caso, también deben de estar fijos desde alguna parte de la mano o muñeca más no dependerán del movimiento de esta. Por el hecho de no requerir el movimiento de la muñeca, no se requerirá una coraza de recubrimiento, dejando así la opción de ajustarla con correas o bandas elásticas. Para la función de agarre, también se propuso las poleas auto bloqueantes.
3		A diferencia del concepto anterior y del primero este propone un sistema de cuatro barras el cual es un arreglo de conexiones diseñadas de tal manera que, al provocar la rotación o traslación de una de ellas, este conducirá al movimiento de las demás, obteniendo así una emulación del movimiento de las falanges. Para ello se puede tener un molde o ajuste "Perfect Fit" el cual, así como su traducción, se ajusta casi perfecto al muñón de la falange proximal. Al no depender de cables, se puede recubrir la prótesis de un material antideslizante como una silicona, mejorando de esta manera el agarre cilíndrico.
4		El ultimo concepto solución únicamente varia del anterior en su sistema de accionamiento, pues este utiliza un conjunto de engranajes como transmisión para el movimiento.

**Tabla 2.3.** Leyenda de la matriz morfológica  
Fuente: Elaboración propia



### 2.1.3. Selección de proyecto preliminar

Habiendo formulado los conceptos solución de las combinaciones realizadas en la matriz morfológica, se procedió a evaluarlos buscando que cumplan de la mejor manera los criterios descritos en la tabla de requerimientos. Si bien en esta etapa todavía no se contaba con los valores para cada criterio técnico y económico para compararlos con los de la **Tabla 2.1**, se calificó cada concepto haciendo una estimación en función a la opción seleccionada para cada función a realizar.

Esta calificación se colocó en la **Tabla 2.4**, en la cual se describen todos los criterios utilizados en el descarte. Esta se llenó utilizando la rúbrica de evaluación presente en la norma VDI 2225.

N°	Criterios técnicos y económicos	Conceptos Solución (C.S.)			
		1	2	3	4
1	Peso	1	3	4	2
2	Función (Flexión y extensión)	3	2	4	1
3	Durabilidad	2	1	4	3
5	Seguridad	4	4	3	3
6	Mantenimiento	4	2	3	1
7	Costo de fabricación	1	3	4	1
8	Tamaño	1	3	4	4
10	Fabricable	4	3	3	1
	<b>Suma total</b>	20	21	<b>29</b>	16

Puntaje de 0 a 4 (escala de valores según VDI 2225)  
 0= No satisface, 1= Aceptable , 2= Suficiente, 3= Bien, 4= Muy bien

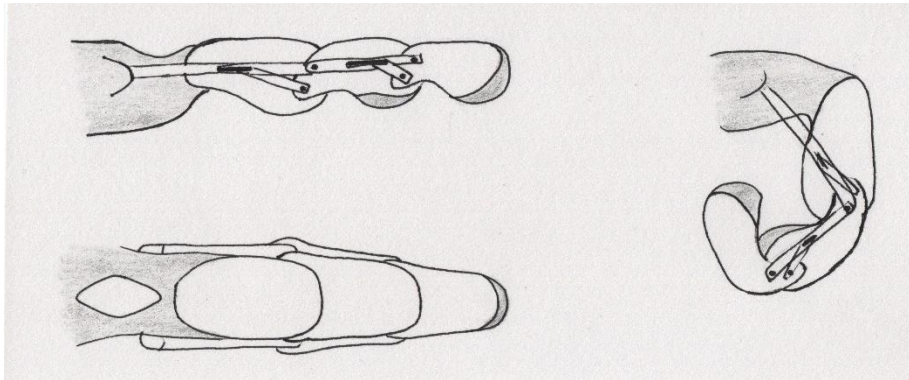
**Tabla 2.4.** Criterios de evaluación de los conceptos de solución propuestos  
 Fuente: Elaboración propia basado en [68]

De la tabla anterior el concepto solución 3 obtuvo el puntaje más alto y por ende este procedió a ser el proyecto preliminar. Cabe mencionar que a partir de este concepto se generaron 3 versiones, tres opciones de proyectos preliminares, los cuales nuevamente pasaron por un criterio de selección el cual se describe y realiza en el siguiente apartado.

### 2.1.4. Selección de proyecto óptimo

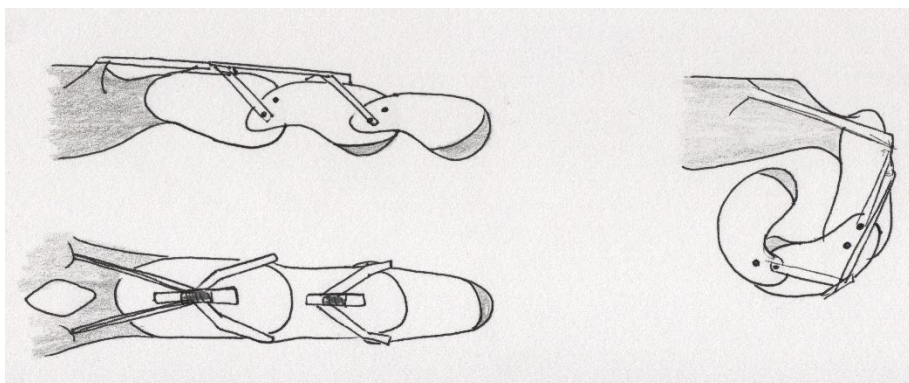
Como primer de proyecto preliminar se tiene un mecanismo donde al flexionar la falange proximal, dos barras tensoras alineadas a los laterales del dedo retendrán el

movimiento de la barra posicionada en el dorso de esta falange, ocasionando su movimiento lineal en dirección al nudillo. Tal como se puede visualizar en la **Figura 2.4**, la barra se encuentra unida a una pieza en forma de “Y” la cual tiene una unión tipo pin con la siguiente falange, la media, obteniendo así con su movimiento traslacional, la rotación de la falange media. El mismo mecanismo se aplica para la falange distal.



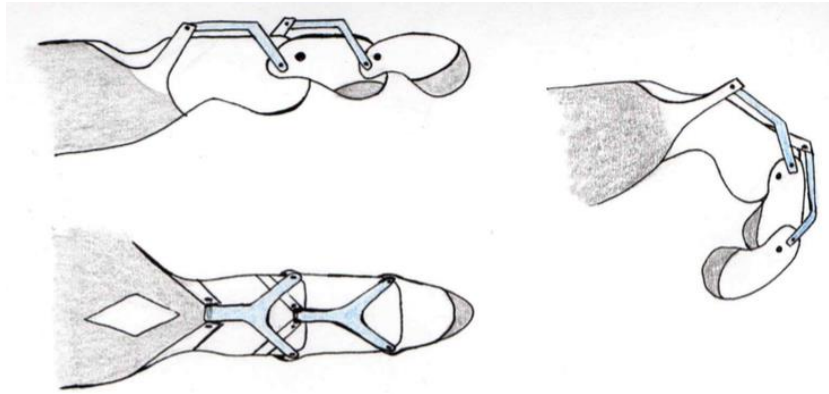
**Figura 2.4.** Proyecto preliminar 1  
Fuente: Elaboración propia

En el segundo proyecto preliminar las barras ya no se encuentran a los laterales sino en el dorso de la mano y el dedo, formando una figura arácnida en su vista de planta. Estas dos barras querrán mantener la posición original y al rotar la falange proximal ocasionarán que la pieza se deslice hacia el nudillo generando el movimiento de la falange media y de igual manera para la falange distal. Tal como se puede visualizar en la **Figura 2.5**, esta pieza se repite para los dos mecanismos.



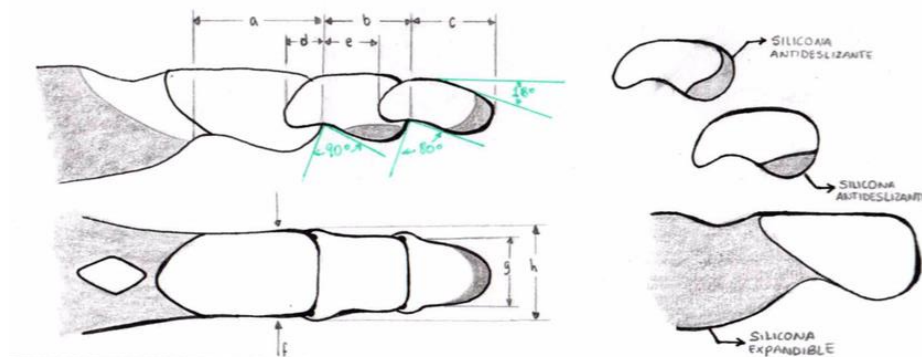
**Figura 2.5.** Proyecto preliminar 2  
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, el tercer proyecto preliminar se asemeja mucho al mecanismo del primer proyecto preliminar; sin embargo, este sostiene la barra “Y” desde un pin sobresaliente para funcionamiento. Como se puede visualizar en la **Figura 2.6**, al flexionar la falange proximal la barra restringirá el movimiento y producirá la rotación de la media, replicándose para la distal.

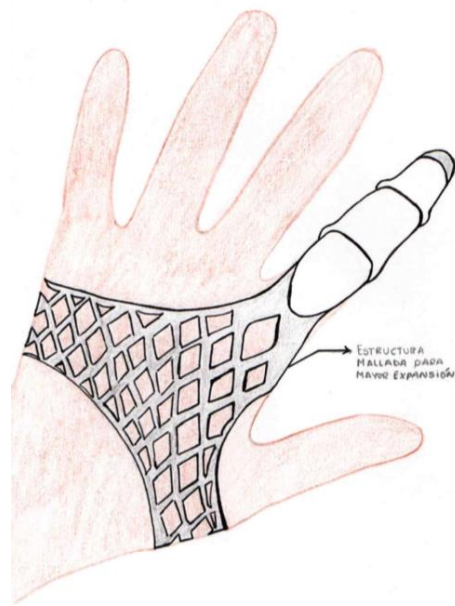


**Figura 2.6.** Proyecto preliminar 3  
Fuente: Elaboración propia

Por último, la geometría de cada falange como el *cast* de la prótesis en cada alternativa se mantendrá relativamente similar como se visualiza en las **Figura 2.7** y **Figura 2.8**, se ha optado por esta geometría ya que llega a asemejarse a la forma de la mano humana, de dañarse una falange, son fáciles de reemplazar mejorando así el mantenimiento de la prótesis y finalmente porque busca mejorar el agarre cilíndrico. Además, la silicona con estructura mallada que recubre el dorso y palma de la mano busca mayor adaptabilidad y comodidad a los distintos tamaños de mano, además de brindar un ajuste adecuado.



**Figura 2.7.** Medidas de las falanges prostéticas y especificaciones  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 2.8.** Vista completa del dorso de la mano con el guante de la prótesis  
Fuente: Elaboración propia

Cabe mencionar que estas propuestas han sido inspiradas de [51].

Una vez definidos las 3 alternativas de proyecto preliminar, se procedió a evaluarlas en una tabla de valoración, para este caso a los criterios presentes en la **Tabla 2.5** presentan pesos según su importancia relativa. El criterio de colocación de los pesos se basó en [37], [68] y este se describe a continuación:

- **Función:** Evalúa la capacidad de realizar los movimientos de flexión, extensión y el de agarre adecuadamente dentro de los rangos presentados en la Tabla 2.1.
- **Costo de fabricación:** Este debe ser un valor por debajo de los que se pueden encontrar en el mercado peruano, no reduciendo la calidad de la prótesis. Se evaluará en menor cantidad de piezas, uso de material y tiempo de manufactura para determinar el de menor costo.
- **Durabilidad:** Se busca que la prótesis sea robusta y duradera, que los materiales y principio de accionamiento pueda desempeñarse adecuadamente en la mayoría de los entornos y para la mayoría de las actividades para las cuales se requiere el uso de las falanges.
- **Confiabilidad:** La confiabilidad se evalúa en la probabilidad de falla, ello ante alguna actividad específica o con el uso. A menor probabilidad de falla mayor el puntaje otorgado.

- Mantenimiento: Que la prótesis no requiera de un mantenimiento continuo o cambio de piezas. Y en el caso de que necesite de este, su elaboración sea sencilla y económica.

N°	Criterios técnicos y económicos	Peso (g)	Proyecto preliminar					
			PP1		PP2		PP3	
			p	pg	p	pg	p	pg
1	Función	19	3	57	4	76	4	76
2	Costo de fabricación	18	3	54	4	72	3	54
3	Durabilidad	18	2	36	4	72	4	72
4	Fabricable	14	2	28	3	42	4	56
5	Mantenimiento	15	2	30	3	45	4	60
7	Confiabilidad	16	2	32	3	48	4	64
	<b>Suma total</b>	100	14	237	21	355	23	382

p: Puntaje de 0 a 4 (escala de valores según VDI 2225)  
0= No satisface, 1= Aceptable, 2= Suficiente, 3= Bien, 4= Muy bien  
g: Peso ponderado

**Tabla 2.5.** Criterio de evaluación con pesos y valores de satisfacción  
Fuente: Elaboración propia basado en [68]

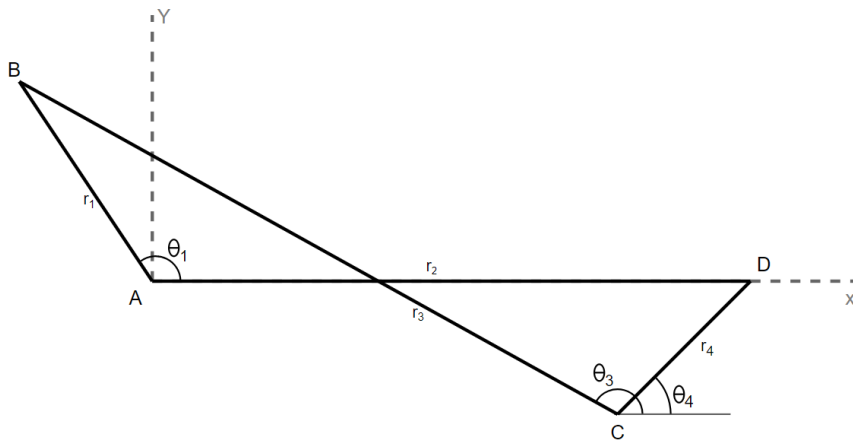
Finalmente el proyecto preliminar PP3 fue el que obtuvo una mayor valoración en la **Tabla 2.5**, esto se debe a que a diferencia de los otros dos proyectos preliminares, el PP3 tiene un mayor puntaje asignado en el criterio de cuan fabricable es, esto se colocó así pues el número de piezas era menor y en su ensamblaje no requería de menos piezas pequeñas para unir otras como en el caso del PP2 o la necesidad de colocar cables en su mecanismo que son más difíciles de dimensionar como en el caso del PP3. De igual manera en el mantenimiento, al tener menos número de piezas y además no tener pequeñas piezas que para su movimiento deban de tener un riel como el PP1 asegura que no habrá desgaste o posible atascamiento reduciendo la necesidad de un mantenimiento y en caso requerirlo sería mucho más sencillo. Esto también afecta en la confiabilidad, tener menos piezas que no dependan de otras y un mecanismo sencillo aumenta la confiabilidad del producto.

### 2.1.5. Análisis cinemático

El diseño planteado consta de dos mecanismos de 4 barras, el primero es accionado con el movimiento de la falange anterior y genera el otro de manera

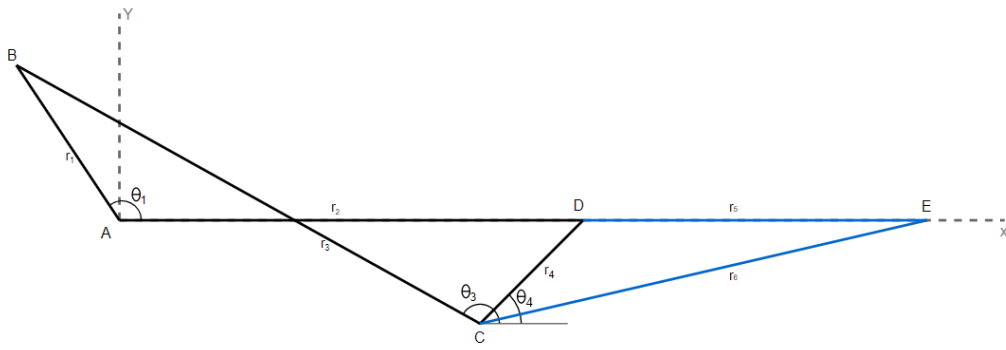
consecutiva. Esto quiere decir que, al rotar la falange proximal, el primer mecanismo de 4 barras se accionará, generando la rotación de la falange media. De igual manera, con la rotación de la falange media, se producirá la rotación de la distal con el segundo mecanismo de 4 barras.

La finalidad de este análisis cinemático es poder dimensionar correctamente los dos mecanismos de cuatro barras cruzadas con el objetivo de cumplir los rangos articulares propuestos. Desde este punto se debe mencionar que únicamente se diseñará y dimensionará para el dedo índice; se optó por el dedo índice pues es el dedo con mayor porcentaje de incidencia y a su vez el más útil. No obstante, el diseño, la metodología y los cálculos realizados, son replicables para cualquiera de los cuatro dedos de la mano.



**Figura 2.9.** Esquematación de sistema de 4 barras cruzado  
Fuente: Elaboración propia

El mecanismo de 4 barras cruzadas descrito en la **Figura 2.9** es la primera premisa de ubicación para los puntos “B” y “C”, ya que la distancia  $r_2$  viene a ser la longitud de la falange. Esta primera premisa es aplicable para los dos mecanismos presentes en el diseño de la prótesis, lo cual quiere decir que las ecuaciones que se describirán a continuación aplican para los dos sistemas. La variante que permitirá definir la diferencia dimensional entre ambos sistemas será la distancia  $r_2$ . Además, se debe mencionar que los inputs para poder resolver el sistema de ecuaciones son; el valor de  $r_2$  y de  $\theta_2$ . Este último es el rango angular que realizará la falange.



**Figura 2.10.** Esquemización de sistema de 4 barras cruzado para el movimiento de la siguiente falange  
Fuente: Elaboración propia

En la **Figura 2.10** se describe cómo se genera el movimiento de la siguiente falange con el movimiento de la anterior, comprobando el movimiento articular completo. Para este sistema de 4 barras cruzadas se tiene al punto “A” y “B” fijos, al rotar la primera falange,  $r_2$ , el punto “D” se trasladará en función al ángulo  $\theta_2$ ; lo cual generará la rotación de la barra  $r_4$  y es justamente esta rotación la cual provocará que la barra  $r_5$  no permanezca alineada con la  $r_2$ , en otras palabras moviendo la falange proximal se tiene el movimiento de la media y el de la media origina el de la distal.

A continuación, se plantean las funciones de tanto los ángulos como las distancias, ello permitirá comprender las demás ecuaciones.

$$\theta_4 = f(c_y; c_x; d_x) \quad \text{Ec. (2.1)}$$

$$\theta_3' = f(c_y; c_x; b_y; b_x) \quad \text{Ec. (2.2)}$$

$$\theta_1' = f(b_y; b_x) \quad \text{Ec. (2.3)}$$

$$r_4 = f(c_y; c_x; d_x; d_y) \quad \text{Ec. (2.4)}$$

$$r_1 = f(b_y; b_x) \quad \text{Ec. (2.5)}$$

$$r_3 = f(c_y; c_x; b_y; b_x) \quad \text{Ec. (2.6)}$$

Donde:

- $b_x$  y  $b_y$ : Representan las componentes en el eje X – Y del punto B
- $c_x$  y  $c_y$ : Representan las componentes en el eje X – Y del punto C

-  $d_x$  y  $d_y$ : Representan las componentes en el eje  $X - Y$  del punto  $D$

Con ello planteado, describirán las ecuaciones para hallar la variación el ángulo  $\theta_4$  en función a la rotación de  $\theta_2$ . Estas ecuaciones han sido adaptadas de [69], [70], [71], [72].

$$r_2 + r_3 + r_4 - r_1 = 0 \quad \text{Ec. (2.7)}$$

$$r_2 \cos(\theta_{2i}) + r_3 \cos(\theta_{3i}) + r_4 \cos(\theta_{4i}) - r_1 \cos(\theta_1) = 0 \quad \text{Ec. (2.8)}$$

$$r_2 \sin(\theta_{2i}) + r_3 \sin(\theta_{3i}) + r_4 \sin(\theta_{4i}) - r_1 \sin(\theta_1) = 0 \quad \text{Ec. (2.9)}$$

$$r_3 \cos(\theta_{3i}) = r_1 \cos(\theta_1) - r_2 \cos(\theta_{2i}) - r_4 \cos(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.10)}$$

$$r_3 \sin(\theta_{3i}) = r_1 \sin(\theta_1) - r_2 \sin(\theta_{2i}) - r_4 \sin(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.11)}$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_{3i}) = (r_1 \cos(\theta_1) - r_2 \cos(\theta_{2i}) - r_4 \cos(\theta_{4i}))^2 \quad \text{Ec. (2.12)}$$

$$r_3^2 \sin^2(\theta_{3i}) = (r_1 \sin(\theta_1) - r_2 \sin(\theta_{2i}) - r_4 \sin(\theta_{4i}))^2 \quad \text{Ec. (2.13)}$$

$$r_3^2 \cos^2(\theta_{3i}) + r_3^2 \sin^2(\theta_{3i}) = (r_1 \cos(\theta_1) - a)^2 + (r_1 \sin(\theta_1) - b)^2 \quad \text{Ec. (2.14)}$$

$$a = r_2 \cos(\theta_{2i}) - r_4 \cos(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.15)}$$

$$b = r_2 \sin(\theta_{2i}) - r_4 \sin(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.16)}$$

$$a^2 = r_2^2 \cos^2(\theta_{2i}) + 2(r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i})) + r_4^2 \cos^2(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.17)}$$

$$b^2 = r_2^2 \sin^2(\theta_{2i}) + 2(r_2 \sin(\theta_{2i}) r_4 \sin(\theta_{4i})) + r_4^2 \sin^2(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.18)}$$

$$(r_1 \cos(\theta_1) - a)^2 = r_1^2 \cos^2(\theta_1) - 2ar_1 \cos(\theta_1) + a^2 \quad \text{Ec. (2.19)}$$

$$2ar_1 \cos(\theta_1) = -2r_1 \cos(\theta_1) r_2 \cos(\theta_{2i}) - 2r_1 \cos(\theta_1) r_4 \cos(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.20)}$$

$$(r_1 \sin(\theta_1) - b)^2 = r_1^2 \sin^2(\theta_1) - 2br_1 \sin(\theta_1) + b^2 \quad \text{Ec. (2.21)}$$

$$2br_1 \sin(\theta_1) = -2r_1 \sin(\theta_1) r_2 \sin(\theta_{2i}) - 2r_1 \sin(\theta_1) r_4 \sin(\theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.22)}$$

$$\begin{aligned} r_3^2 \cos^2(\theta_{3i}) + r_3^2 \sin^2(\theta_{3i}) &= r_1^2 \cos^2(\theta_1) - 2r_1 \cos(\theta_1) r_2 \cos(\theta_{2i}) - \\ &2r_1 \cos(\theta_1) r_4 \cos(\theta_{4i}) + r_2^2 \cos^2(\theta_{2i}) + 2r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i}) + r_4^2 \cos^2(\theta_{4i}) + \\ &r_1^2 \sin^2(\theta_1) - 2r_1 \sin(\theta_1) r_2 \sin(\theta_{2i}) - 2r_1 \sin(\theta_1) r_4 \sin(\theta_{4i}) + r_2^2 \sin^2(\theta_{2i}) + \end{aligned} \quad \text{Ec. (2.23)}$$



$$2r_2 \text{sen}(\theta_{2i}) r_4 \text{sen}(\theta_{4i}) + r_4^2 \text{sen}^2(\theta_{4i})$$

$$2r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i}) = 2r_2 r_4 \left( \frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} + \frac{\cos(\theta_2 + \theta_4)}{2} \right) \quad \text{Ec. (2.24)}$$

$$2r_2 \text{sen}(\theta_{2i}) r_4 \text{sen}(\theta_{4i}) = 2r_2 r_4 \left( \frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} - \frac{\cos(\theta_2 + \theta_4)}{2} \right) \quad \text{Ec. (2.25)}$$

$$2r_2 \text{sen}(\theta_{2i}) r_4 \text{sen}(\theta_{4i}) + 2r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i}) = 2r_2 r_4 \left( \frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} + \frac{\cos(\theta_2 - \theta_4)}{2} \right) \quad \text{Ec. (2.26)}$$

$$2r_2 \text{sen}(\theta_{2i}) r_4 \text{sen}(\theta_{4i}) + 2r_2 \cos(\theta_{2i}) r_4 \cos(\theta_{4i}) = 2r_2 r_4 \cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.27)}$$

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1 \cos(\theta_1) r_2 \cos(\theta_{2i}) - 2r_1 \cos(\theta_1) r_4 \cos(\theta_{4i}) - 2r_1 \text{sen}(\theta_1) r_2 \text{sen}(\theta_{2i}) - 2r_1 \text{sen}(\theta_1) r_4 \text{sen}(\theta_{4i}) + 2r_2 r_4 \cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.28)}$$

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1 r_2 (\cos(\theta_1) \cos(\theta_{2i}) + \text{sen}(\theta_1) \text{sen}(\theta_{2i})) - 2r_1 r_4 (\cos(\theta_1) \cos(\theta_{4i}) + \text{sen}(\theta_1) \text{sen}(\theta_{4i})) + 2r_2 r_4 \cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.29)}$$

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - 2r_1 r_2 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) - 2r_1 r_4 \cos(\theta_{4i} - \theta_1) + 2r_2 r_4 \cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) \quad \text{Ec. (2.30)}$$

$$\cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) = \frac{r_3^2 - r_1^2 - r_2^2 - r_4^2 + 2r_1 r_2 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + 2r_1 r_4 \cos(\theta_{4i} - \theta_1)}{2r_2 r_4} \quad \text{Ec. (2.31)}$$

$$\cos(\theta_{2i} - \theta_{4i}) = k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_2 \cos(\theta_{4i} - \theta_1) + k_3 \quad \text{Ec. (2.32)}$$

Donde:

$$k_1 = \frac{r_1}{r_4} \quad \text{Ec. (2.33)}$$

$$k_2 = \frac{r_1}{r_2} \quad \text{Ec. (2.34)}$$

$$k_3 = \frac{r_3^2 - r_1^2 - r_2^2 - r_4^2}{2r_2 r_4} \quad \text{Ec. (2.35)}$$

$$\cos(\theta_{2i}) \cos(\theta_{4i}) + \text{sen}(\theta_{2i}) \text{sen}(\theta_{4i}) = k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_2 \cos(\theta_{4i}) \cos(\theta_1) + \text{sen}(\theta_{4i}) \text{sen}(\theta_1) + k_3 \quad \text{Ec. (2.36)}$$

$$k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 = \cos(\theta_{2i}) \cos(\theta_{4i}) + \text{sen}(\theta_{2i}) \text{sen}(\theta_{4i}) - k_2 \cos(\theta_{4i}) \cos(\theta_1) - k_2 \text{sen}(\theta_{4i}) \text{sen}(\theta_1) \quad \text{Ec. (2.37)}$$

$$k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 = \cos(\theta_{4i}) (\cos(\theta_{2i}) - k_2 \cos(\theta_1)) \quad \text{Ec. (2.38)}$$

$$+\text{sen}(\theta_{4i})(\text{sen}(\theta_{2i}) - k_2 \text{sen}(\theta_1))$$

$$\cos(\theta_{4i}) = \frac{1 - \tan \frac{\theta_{2i}^2}{2}}{1 + \tan \frac{\theta_{4i}^2}{2}} \quad \text{Ec. (2.39)}$$

$$\text{sen}(\theta_{4i}) = \frac{2 \tan \frac{\theta_{4i}}{2}}{1 + \tan \frac{\theta_{4i}^2}{2}} \quad \text{Ec. (2.40)}$$

$$\cos(\theta_{4i}) = 2 \arctan \left( \frac{-B - \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \right) \quad \text{Ec. (2.41)}$$

Donde:

$$A = k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 + \cos(\theta_{2i}) - k_2 \cos(\theta_1) \quad \text{Ec. (2.42)}$$

$$B = 2(-\text{sen}(\theta_{2i}) + k_2 \cos(\theta_1)) \quad \text{Ec. (2.43)}$$

$$C = k_1 \cos(\theta_{2i} - \theta_1) + k_3 - \cos(\theta_{2i}) + k_2 \cos(\theta_1) \quad \text{Ec. (2.44)}$$

El sistema de ecuaciones descrito anteriormente cuenta con más variables que ecuaciones, por ello es necesario conocer una primera aproximación de los valores iniciales del mecanismo. Con los valores de  $r_2$  y  $\theta_2$  conocidos se debe tabular los posibles valores que se pueden obtener para las variaciones angulares variando las posiciones de los puntos “B” y “C” y así obtener la rotación deseada de la falange siguiente. Para ello se han definido las **Ecuaciones 2.15** a la **2.19** en las cuales se describe la posición inicial del mecanismo, en las **Tabla 2.6** y **Tabla 2.7** se tienen los valores que se ingresarán a esas ecuaciones. Este procedimiento será iterativo haciendo uso del programa EES, se ingresan las ecuaciones al programa y se generarán tablas paramétricas variando los puntos “B” y “C” para observar como varía  $\theta_3$  y  $\theta_4$ . Los valores óptimos se llevarán al software MATLAB donde se evaluará la **Ecuación 2.41** y sus dependientes (**Ecuaciones 2.33, 2.34, 2.34, 2.42, 2.43** y **2.44**), con ella se podrá simular el movimiento completo del sistema de 4 barras cruzadas y comprobar la rotación de la barra  $r_4$ . Es importante mencionar que el signo que lleven las distancias  $r$  dependerá de las direcciones asumidas partiendo del origen, estas deben partir en direcciones opuestas ( $r_1$  debe estar en dirección

opuesta a  $r_2$ ) y coincidir en un punto, para este caso se tomó el punto “B” como punto de coincidencia.

**Ecuaciones para hallar los ángulos iniciales:**

$$\theta'_{4i} = \arctan\left(\frac{c_y}{|d_x \pm c_x|}\right) \quad \text{Ec. (2.45)}$$

$$\theta_{4i} = 180 - \theta'_{4i} \quad \text{Ec. (2.46)}$$

$$\theta'_1 = \arctan\left(\frac{b_y}{b_x}\right) \quad \text{Ec. (2.47)}$$

$$\theta_1 = 180 - \theta'_1 \quad \text{Ec. (2.48)}$$

$$\theta'_3 = \arctan\left(\frac{b_y - c_y}{c_x - b_x}\right) \quad \text{Ec. (2.49)}$$

$$\theta_3 = 360 - \theta'_3 \quad \text{Ec. (2.50)}$$

En el caso de la **Ecuación 2.45** se tiene un  $\pm$  en el denominador pues en el caso de que el punto “C” se encuentre desplazado a la derecha del punto D esta debe de tener como denominador a  $c_x - d_x$ , mientras que si se encuentra desplazado a la izquierda se tendría  $d_x - c_x$ . Por otro lado, la **Ecuación 2.45** puede ser utilizada cuando el punto “C” se encuentra desplazado a la izquierda del punto “D”; sin embargo, cuando se encuentre desplazado a la derecha, ese valor se volverá uno prima y deberá utilizarse la **Ecuación 2.46**. En el desarrollo de las tablas paramétricas se tendrá en cuenta el cambio de signo en la **Ecuación 2.45** y a su vez cuando se tabule con los valores para la posición desplazada a la derecha se procederá a utilizar la **Ecuación 2.46**, para así poder conseguir el valor adecuado (este valor debe ser siempre positivo). Por otro lado, los valores descritos para el punto “D” en las **Tabla 2.6** y **Tabla 2.7** se obtuvieron a partir del valor promedio para la longitud de las falanges extraído de la **Tabla 1.7**, mientras que los valores para los puntos “B” y “C” se asumieron a partir de la **Figura 2.9**, dándole valores máximos y mínimos para la posición de estos puntos. La decisión de estos valores máximos y mínimos vienen regidos por el criterio ergonómico y de estructura; en otras palabras, se eligieron valores que sean posibles de fabricar (que no pasen de longitudes menores de 1mm) y que a su vez no aumenten el tamaño del mecanismo más de los 10mm fuera del *cast*, sin perder la forma descrita en la **Figura 2.9**. Finalmente se posicionó el punto “A” en el origen de coordenadas.

Punto A		Punto B		Punto C		Punto D	
x	y	x	y	x	y	x	y
0	0	0	4	27	-2	30	0
0	0	-1	4	28	-2	30	0
0	0	-2	4	30	-2	30	0
0	0	-3	4	31	-2	30	0
0	0	-4	4	33	-2	30	0
0	0	-5	4	25	-2	30	0
0	0	-6	4	27	-3	30	0
0	0	-7	4	28	-3	30	0
0	0	0	5	30	-3	30	0
0	0	-1	5	31	-3	30	0
0	0	-2	5	33	-3	30	0
0	0	-3	5	25	-3	30	0
0	0	-4	5	27	-4	30	0
0	0	-5	5	28	-4	30	0
0	0	-6	5	30	-4	30	0
0	0	-7	5	31	-4	30	0
0	0	0	6	33	-4	30	0
0	0	-1	6	25	-4	30	0
0	0	-2	6	27	-5	30	0
0	0	-3	6	28	-5	30	0
0	0	-4	6	30	-5	30	0
0	0	-5	6	31	-5	30	0
0	0	-6	6	33	-5	30	0
0	0	-7	6	25	-5	30	0

**Tabla 2.6.** Valores en mm utilizados para la parametrización del mecanismo de la falange proximal  
Fuente: Elaboración propia

Punto A		Punto B		Punto C		Punto D	
x	y	x	y	x	y	x	y
0	0	0	4	24	-2	20	0
0	0	-1	4	23	-2	20	0
0	0	-2	4	21	-2	20	0
0	0	-3	4	20	-2	20	0
0	0	-4	4	19	-2	20	0
0	0	-5	4	78	-2	20	0
0	0	-6	4	24	-3	20	0
0	0	-7	4	23	-3	20	0
0	0	0	5	21	-3	20	0
0	0	-1	5	20	-3	20	0
0	0	-2	5	19	-3	20	0
0	0	-3	5	18	-3	20	0
0	0	-4	5	24	-4	20	0
0	0	-5	5	23	-4	20	0
0	0	-6	5	21	-4	20	0
0	0	-7	5	20	-4	20	0
0	0	0	6	19	-4	20	0
0	0	-1	6	18	-4	20	0
0	0	-2	6	24	-5	20	0
0	0	-3	6	23	-5	20	0
0	0	-4	6	21	-5	20	0
0	0	-5	6	20	-5	20	0
0	0	-6	6	19	-5	20	0
0	0	-7	6	18	-5	20	0

**Tabla 2.7.** Valores en mm utilizados para la parametrización del mecanismo de la falange media  
Fuente: Elaboración propia

### 2.1.6. Diseño computacional en Inventor

Una vez obtenido el proyecto óptimo y el dimensionado del mecanismo se procedió a diseñar toda la prótesis en el software CAD Inventor, se optó por el uso de este software de modelación ya que se cuenta con la versión estudiantil por parte de la universidad, además que los complementos de renderizado y de análisis son ideales para el desarrollo del diseño a realizar. El diseño iniciará tomando las medidas promedio de las falanges descritas en las **Tabla 1.7** y **Tabla 1.8**, este se aproximará lo más posible al diseño realizado a mano en la **Figura 2.6**, las demás dimensiones que completen el mecanismo serán extraídas del análisis cinemático. Este es el paso final en la etapa de

diseño, ya que con este diseño y el modelo 3D del mecanismo se podrá hacer la validación funcional y seguido de ello su fabricación.

## 2.2. Validación computacional

Después de haber definido la geometría y el dimensionamiento de la prótesis (estructura de las falanges y mecanismo de operación) y a su vez haber obtenido el diseño CAD en 3D se procederá a validarlo computacionalmente haciendo uso de dos softwares. La primera validación será cinemática y se llevara a cabo en el software Inventor, el segundo análisis será el estático y se apoyara de las herramientas de ensamblaje y proyección de geometrías del software Inventor; finalmente, el último análisis sera el de resistencia a la fatiga el cual se realizará mediante el método de elementos finitos haciendo uso del software ANSYS. Ello permitirá asegurar computacionalmente su correcto funcionamiento y que tanto la selección de filamento de impresión 3D como la geometría diseñada, se encuentren acorde a dos principales lineamientos; durabilidad y bajo peso.

La primera validación por realizar es la cinemática, esta comprobará los rangos angulares obtenidos por el sistema de 4 barras cruzadas, la trayectoria de movimiento de cada unión y su variación respecto a la rotación de la falange media. Seguido de ello, se realizará un análisis estático (variando cargas y diámetros), este comprobará la capacidad de realizar un agarre cilíndrico tanto en posición horizontal como vertical, comprobando a su vez cuál de estas posiciones es la más crítica; ambas validaciones se realizarán con el apoyo del software Inventor. Finalmente, se busca analizar su resistencia a la fatiga pues al ser una prótesis de dedos de la mano, los cuales se encuentran expuestos a movimientos cíclicos, el desgaste es mucho mayor y el tiempo de vida de una prótesis de mano suele verse reducido por ello.

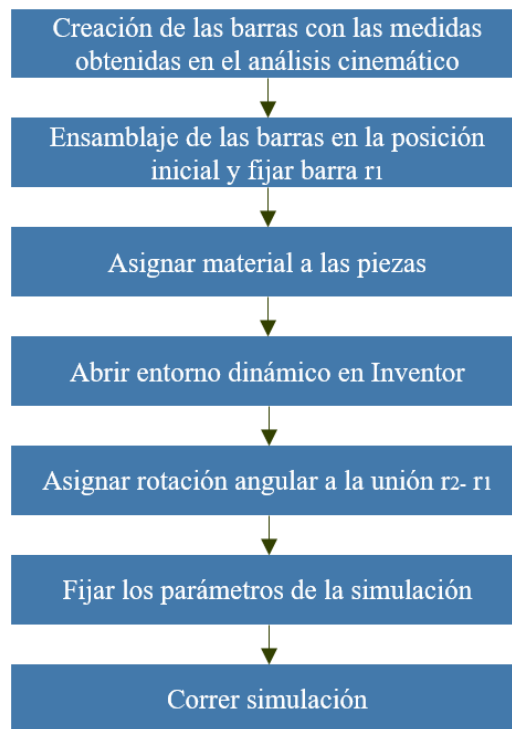
Tanto para el análisis estático como para el de fatiga, es necesario conocer las propiedades mecánicas del material a utilizar, ya que de estas dependerán los resultados obtenidos. Los materiales descritos en la **Tabla 2.8**, son los comúnmente utilizados en las impresoras 3D, por lo cual serán estos los evaluados en el análisis de fatiga y estático para definir con cuál de ellos se trabajará.

	<b>Unidad</b>	<b>ABS</b>	<b>PETG</b>	<b>PLA</b>
Densidad	(g/m <sup>3</sup> )	1.07-1.09	1.26-1.28	1.24-1.27
Módulo de Young	(GPa)	1.95-2.05	2.01-2.11	3.30-3.60
Esfuerzo de fluencia (Limite elástico)	(MPa)	32.00-37.00	47.90-52.90	55.00-72.00
Esfuerzo de tensión	(MPa)	40.00-46.00	60.00-66.00	47.00-70.00
Módulo de compresión	(GPa)	1.95-2.05	2.01-2.11	3.30-3.60
Elongación	%	18.60-21.50	102.00-118.00	2.50-6.00
Módulo de corte	(GPa)	0.70-0.73	0.72-0.75	1.20-1.29
Módulo de poisson	-	0.40-0.41	0.40-0.41	0.38-0.40
Dureza Rockwell R	-	90.00-97.00	101.00-111.00	32.00-35.00
ABS: Acrilonitrilo butadieno estireno PETG: Copoliéster de polietileno tereftalato glicol PLA: Ácido poliláctico				

**Tabla 2.8.** Propiedades filamentos de impresión 3D  
 Fuente: Elaboración propia con el programa CES EduPack de Granta Design

### 2.2.1. Validación cinemática en Inventor

La validación cinemática se llevará a cabo en el software Inventor con el módulo de simulación dinámica. Con este se simulará el movimiento del sistema completo de 4 barras cruzadas obtenido del análisis cinemático previo. Con esta validación se busca conocer el tiempo de flexión y extensión de las falanges como también la trayectoria que realizan. Esto último permitirá conocer, la correcta obtención de los rangos angulares descritos en la **Tabla 2.1** y corroborar el correcto dimensionamiento del mecanismo. Para ello se realizarán curvas de movimiento, velocidad y aceleración. El procedimiento para realizar esta simulación se describe en la **Figura 2.11**, donde se inicia por la creación de barras en 3D para ejemplificar el mecanismo de 4 barras cruzadas, estas tendrán las medidas obtenidas del análisis cinemático y su posición inicial se verá definida con las **Ecuaciones 2.15** a **2.19**. Una vez hecha la validación con el sistema de barras, se procederá a realizarla con el diseño CAD de la prótesis.



**Figura 2.11.** Procedimiento para realizar simulación cinemática  
Fuente: Elaboración propia

### 2.2.2. Análisis estático con Inventor

Con la finalidad de delimitar los análisis se realizarán dos casos de estudio siguiendo lo que es el agarre cilíndrico, con este análisis se busca encontrar las reacciones en los pines. Para ambos casos se variará el diámetro del cilindro, con la finalidad de identificar como esta variación tiene influencia en un incremento o decrecimiento de las reacciones en los pines. Se utilizarán tres variaciones y estas se encuentran descritas en la **Tabla 2.9**, se optó por dichos diámetros pues se consideró que son los diámetros comunes de objetos que se pueden encontrar en casa.

En este análisis se utilizará el sólido generado en el software Inventor y se crearán cilindros con los diámetros expuestos en la **Tabla 2.9**. Se ensamblará la prótesis con una restricción tangencial al cilindro, seguido de ello se creará un plano en la vista de planta (paralelo a la cara superior del cilindro) y con la herramienta de proyección de geometría del software, se proyectará el diámetro mayor del cilindro y los puntos tangenciales a la prótesis. A continuación, se crearán dos líneas de construcción que formarán los cuadrantes de la circunferencia, esto se realizará para poder crear las líneas que parten del origen hacia los puntos tangenciales. Finalmente, se medirá el ángulo formado ente el eje



x formado por la línea de construcción y la línea de tangencia. Este procedimiento se repetirá para los 3 diámetros descritos. Los puntos y ángulos obtenidos reflejan la ubicación e inclinación de las fuerzas de reacción normal en el agarre cilíndrico. Cabe mencionar que se optó por realizar el análisis con dichos diámetros, pues 60 mm es aproximadamente el diámetro más pequeño que se puede sostener con una mano, mientras que 120 mm el más grande.

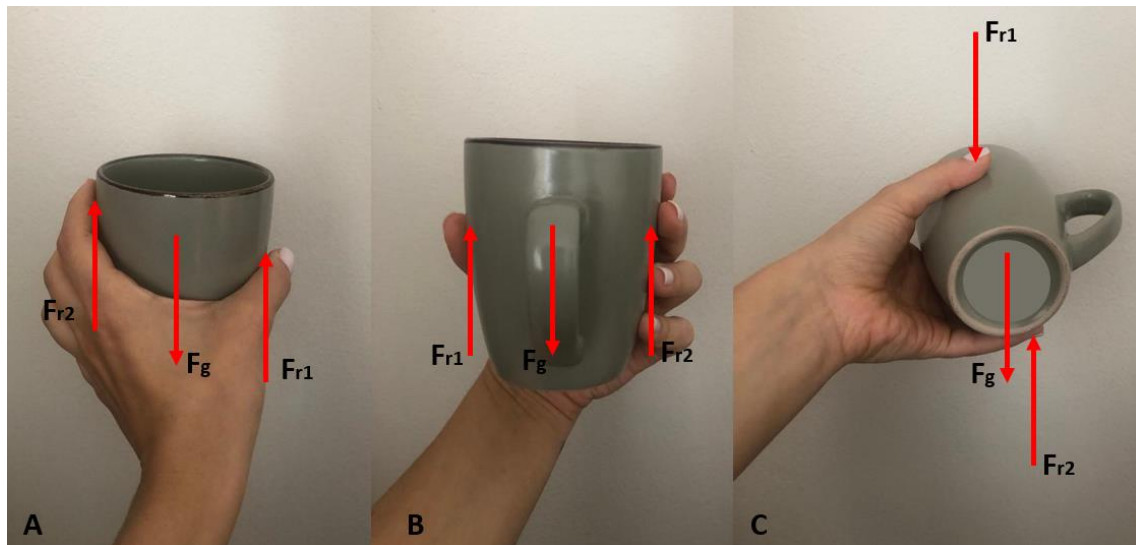
Diámetro 1	Diámetro 2	Diámetro 3
60	90	120

**Tabla 2.9.** Diámetros por utilizar en la variación del análisis del agarre cilíndrico  
Fuente: Elaboración propia

El paso final para poder culminar el análisis estático viene a ser el análisis en sí, con la vista de planta obtenida se trabajará con dicho plano 2D. Se asumirá direcciones de las reacciones de los apoyos y uniones pin para luego hacer un balance de fuerzas y momentos en los ejes X-Y. A partir de estas ecuaciones se encontrarán las reacciones en los pines.

**Caso 1:**

Se asumirá un agarre cilíndrico como se muestra en la **Figura 2.12**, donde el objeto a sostener posee un peso de 500 gramos lo cual viene a ser 0,98N distribuidos en cada dedo.

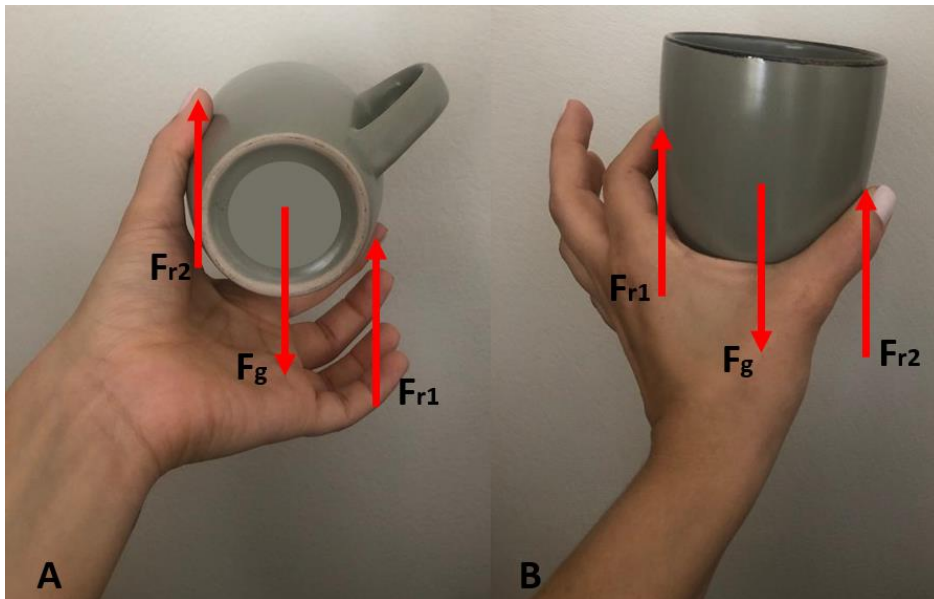


**Figura 2.12.** DCL de un agarre cilíndrico con los 5 dedos de la mano. A. Vista dorsal en vertical. B. Vista palmar en vertical. C. Vista palmar peso sobre los dedos.

Fuente: Elaboración propia

## Caso 2:

En este caso el peso del cilindro se distribuirá únicamente en 2 dedos, como se visualiza en la **Figura 2.13**, el pulgar y en el dedo con prótesis, en este caso el índice. Manteniendo el peso seleccionado de 500 gramos, la fuerza que ejerce cada dedo viene a ser de 2.45N.



**Figura 2.13.** DCL agarre cilíndrico usando 2 dedos (índice y pulgar). A. Vista palmar en posición horizontal. B. Vista dorsal en posición vertical.

Fuente: Elaboración propia

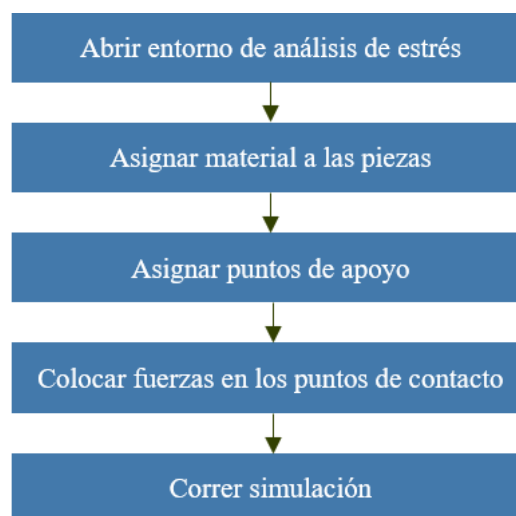
Para el caso de agarre vertical, el peso del cilindro se verá fraccionado por las fuerzas de fricción que se producirían entre el vaso y la superficie de las falanges de la prótesis. Esto será un punto importante por considerar pues, en esta posición más que los pines será el coeficiente de fricción de la prótesis. Es por ello que se buscará como valor agregado un material antideslizante como silicona que pudiese desempeñarse adecuadamente en los casos descritos anteriormente.

### 2.2.3. Análisis de esfuerzos en Inventor

En este análisis se llevará la carga más elevada y caso más crítico del análisis estático al software Inventor al entorno de análisis de estrés para evaluar la concentración de esfuerzos y definir las áreas críticas del diseño. Como primera hipótesis se considera que las zonas en las cuales se tiene el agujero para el pin serán las más críticas puesto que cuando un elemento presenta una discontinuidad, como un agujero o un cambio abrupto en la sección transversal, grandes esfuerzos localizados se producen en los alrededores de

dicha discontinuidad. Este análisis responderá dicha hipótesis y a su vez será punto de evaluación para definir si es necesario añadir el espesor en ciertas zonas de la prótesis o modificar ciertas dimensiones, esto con la finalidad de reducir la concentración de esfuerzos.

Este entorno del software Inventor nos permite conocer la tensión de Von Mises este sirve para determinar si la pieza con el material asignado cederá o se fracturará. El procedimiento que se describe en la **Figura 2.14** culmina en la simulación, los valores obtenidos de esta se compararán con el límite de fluencia del material; si el valor es igual o mayor, significa que la pieza fallará. Además, también se puede conocer el desplazamiento en milímetros que podría llegar a tener la pieza respecto a la fuerza ejercida. Este valor refleja la resultante de los movimientos de un cuerpo sólido y las deformaciones presentes, es por lo que se debe considerar a valores mayores a 0.01 mm como falla. Cabe mencionar que el procedimiento descrito en la **Figura 2.14** se llevará a cabo 3 veces, cambiando los materiales de las piezas de acuerdo con los descritos en la **Tabla 2.8**.

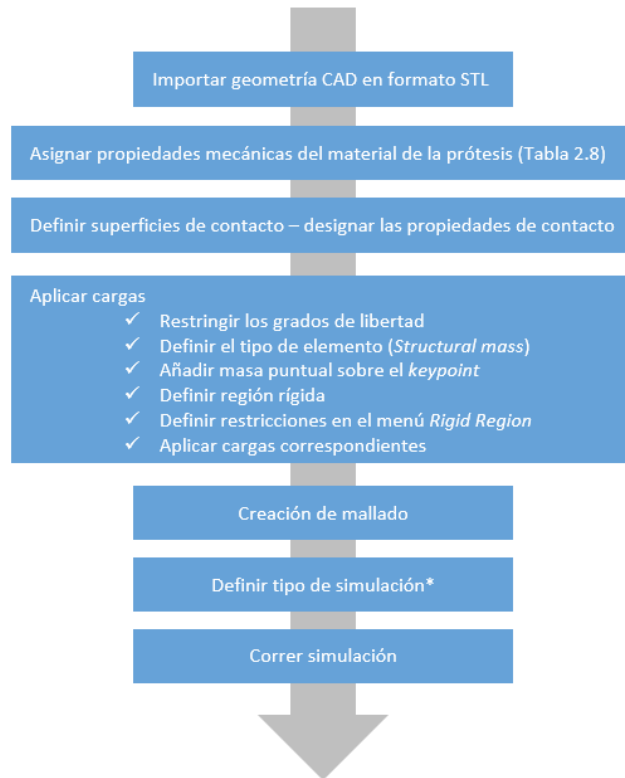


**Figura 2.14.** Procedimiento para realizar simulación de esfuerzos  
Fuente: Elaboración propia

## 2.2.4. Análisis de resistencia a la fatiga en Ansys

### 2.2.4.1. Calidad de mallado en ANSYS

En primer lugar, toda simulación en el software ANSYS sigue ciertos pasos básicos los cuales se describen en la **Figura 2.15**:




**Figura 2.15.** Proceso de simulación en el software ANSYS.

\* El software cuenta con módulos de simulación, donde cada uno cuenta con procedimientos diferentes, los pasos a seguir dependerán el módulo seleccionado.


Fuente: Elaboración propia en basado en [73]

Como se aprecia en la **Figura 2.15**, todo proceso de simulación requiere de la creación del mallado y este proceso es crucial para los resultados de la simulación. Debido a ello existen dos criterios que permiten medir la calidad del mallado. El primer criterio es el “skewness”, este mide la asimetría u oblicuidad de la malla, mientras que el segundo criterio mide la calidad ortogonal. Las **Tabla 2.10** y **Tabla 2.11** muestran los rangos de valores de acuerdo con su métrica.

					
Excelente	Muy buena	Buena	Aceptable	Mala	Inaceptable
0-0.25	0.25-0.50	0.50-0.80	0.80-0.94	0.95-0.97	0.98-1.00

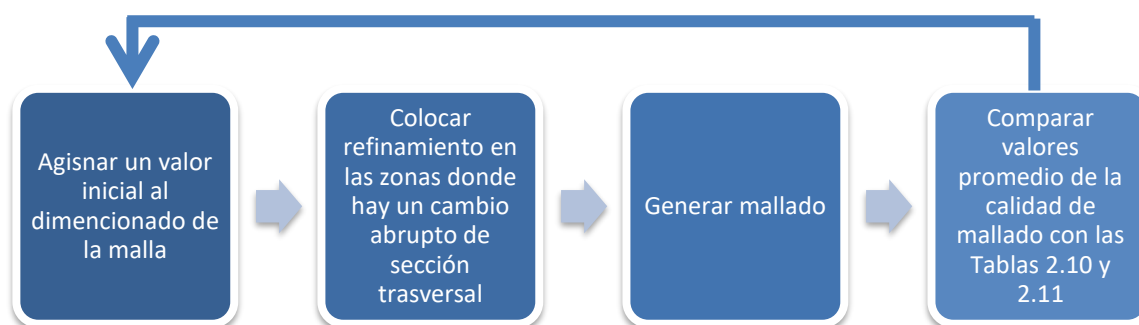
**Tabla 2.10.** Criterio Skewness de calidad de mallado

Fuente: Adaptado de [74]

					
Inaceptable	Mala	Aceptable	Buena	Muy buena	Excelente
0-0.001	0.001-0.14	0.15-0.20	0.20-0.69	0.70-0.95	0.95-1.00

**Tabla 2.11.** Criterio ortogonal de calidad de mallado  
Fuente: Adaptado de [74]

De esta manera se puede entender que existe un proceso importante en la generación del mallado, pues si este no se encuentra dentro de los rangos adecuados vistos en las tablas anteriores, los resultados finales de la simulación, fuese cual fuese, no serán los adecuados o el porcentaje de error será muy elevado. Conociendo ello se elaboró la **Figura 2.16**, donde se ve el diagrama de flujo del proceso de creación y validación del mallado.

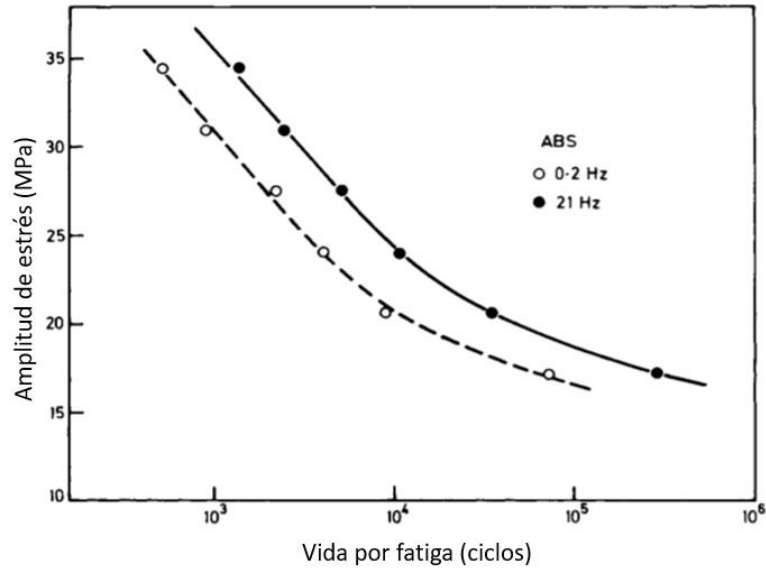


**Figura 2.16.** Proceso de creación de mallado  
Fuente: Elaboración propia

#### 2.2.4.2. Análisis de resistencia a la fatiga

Para realizar el análisis de fatiga en el software Ansys aparte de añadir las propiedades mecánicas descritas en la **Tabla 2.8** en la creación de un nuevo material, se debe insertar información de fatiga. Para ello en el modulo de creación de un nuevo material se debe añadir del listado de propiedades del *Toolbox*, la herramienta *Alternating stress mean stress* y la herramienta *Linear S-N Curve*. En la primera se debe colocar los valores del estrés alternante y el número de ciclos que le corresponde a este a un determinado estrés medio, mientras que en la segunda, el coeficiente y exponente de la ecuación de fatiga. En la **Tabla 2.12** se encuentra la información a ingresar en la primera herramienta, la cual se elaboró a partir de la **Figura 2.17**. Esta información únicamente pertenece al material ABS, mientras que para el PLA se encuentran en la **Tabla 2.14** **Tabla 2.13**. Los valores por ingresar, para la segunda herramienta, se encuentran en las **Tabla 2.13** y **Tabla 2.15** para el ABS y el PLA respectivamente. Cabe mencionar que

esta información ha sido extraída de investigaciones experimentales a partir de probetas de ensayo impresas en 3D en condiciones específicas. Ello significa que dependiendo de los parámetros utilizados para la impresión las propiedades de la fatiga se pueden ver afectadas.



**Figura 2.17.** Curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés en MPa de ABS  
Fuente: Adaptado de [75]

Ciclos	Estrés alternante (MPa)
1500	34.5
3500	30.5
6500	26.5
9999	24.5
26000	22.0
50500	20.5
1x10 <sup>5</sup>	19.0
5x10 <sup>5</sup>	17.0

**Tabla 2.12.** Valores ingresados al software ANSYS para la creación de la curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés para el material ABS, para un estrés medio de 14.3 MPa  
Fuente: Adaptado de [75]

Variable	Valor
Coefficiente de resistencia a la fátiga (A)	596
Exponente de resistencia a la fátiga (m)	-0.414

**Tabla 2.13.** Coeficiente y exponente utilizados para la ecuación de la curva S-N para el material ABS  
Fuente: Elaboración propia basado en [76]

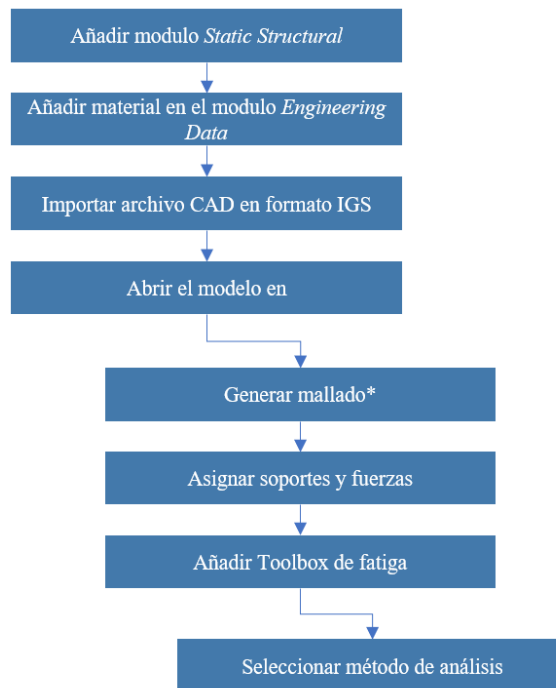
Ciclos	Estrés alternante (MPa)
500	30.0
1000	29.0
4000	24.0
$1 \times 10^5$	20.5
$4 \times 10^5$	18.5
$1 \times 10^6$	15.4
$3 \times 10^6$	14.0
$4 \times 10^5$	12.0

**Tabla 2.14.** Valores ingresados al software ANSYS para la creación de la curva de vida por fatiga en ciclos vs amplitud de estrés para el material PLA, para un estrés medio de 12.8 MPa  
Fuente: Adaptado de [77]

Variable	Valor
Coefficiente de resistencia a la fátiga (A)	626
Exponente de resistencia a la fátiga (m)	-0.312

**Tabla 2.15.** Coeficiente y exponente utilizados para la ecuación de la curva S-N para el material ABS  
Fuente: Elaboración propia basado en [77]

Una vez ingresada la información del material se procederá a realizar el análisis de fatiga, para obtener resultados individuales y evitar posibles errores en las condiciones de frontera asumidas por el programa, se evaluará pieza por pieza. El procedimiento por seguir es el cual se describe en la **Figura 2.18**, este como ya se mencionó se repetirá para cada una de las piezas. Se utilizarán los valores obtenidos del análisis estático como input en las fuerzas y en caso se obtengan resultados de vida infinita, se realizará un estudio de sensibilidad para hallar el valor de la fuerza que genera el punto de inflexión.



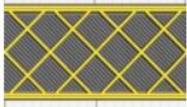
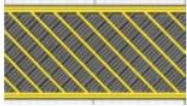
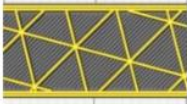
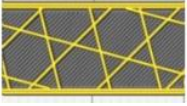
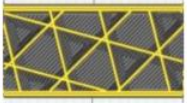

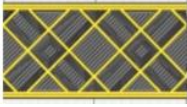

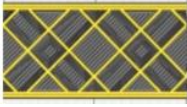
**Figura 2.18.** Metodología básica por seguir para el análisis de fatiga en el software ANSYS  
Fuente: Elaboración propia pasado en [78]

## 2.3. Estimación de costos

### 2.3.1. Simulación de fabricación

Debido a que la geometría a diseñar es compleja y en tu mayoría contará con superficies curvas, además que las dimensiones de las piezas de prótesis se encontraran en valores de 5 a 8 mm mínimo; el mejor proceso de manufactura que pueda fabricar a un alto nivel de detalle las complejas piezas, sin elevar desmesuradamente el precio, es la impresión 3D. Para ello es crucial conocer la orientación del modelo, la densidad del relleno (puede ir del 10% hasta el 100%), altura de capas de impresión, filamento a utilizar y la temperatura de extrusión en la boquilla de la impresora. Es importante mencionar que, a menor temperatura, menor velocidad de avance del cabezal y a menor velocidad más tiempo de impresión y a mayor tiempo mayor es el costo de impresión [79]. Por ello se debe considerar ajustar estos valores de tal manera que se pueda llegar a obtener con propiedades ideales, pero a su vez que el costo no se eleve.

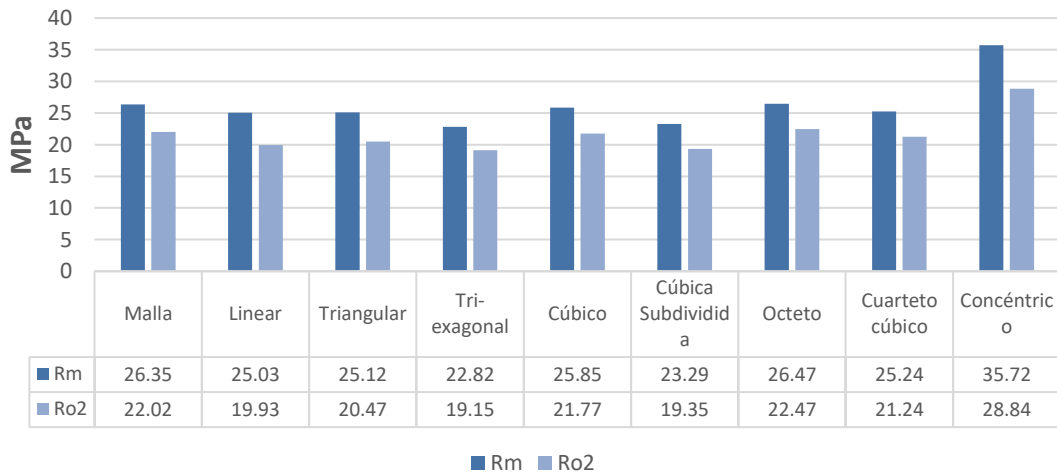


Densidad de relleno	1.1	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%	
<b>Malla</b>											
Tiemp. (min)	46	49	52	55	57	60	62	64	66	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
<b>Linear</b>											
Tiemp. (min)	46	49	52	55	57	60	62	65	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
<b>Triangular</b>											
Tiemp. (min)	46	49	52	55	57	60	62	65	68	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
<b>Tri-Hexagonal</b>											
Tiemp. (min)	46	49	51	54	56	59	62	64	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
<b>Cubica</b>											
Tiemp. (min)	46	49	52	54	57	59	62	65	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
<b>Cubica Subdividida</b>											
Tiemp. (min)	46	48	50	52	54	56	59	61	62	93	
Mate. (g)	6	7	7	8	8	9	9	10	10	12	
<b>Octeto</b>											
Tiemp. (min)	46	49	52	54	57	60	62	64	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
<b>Cuarteto cubica</b>											
Tiemp. (min)	46	49	52	55	57	60	62	64	67	93	
Mate. (g)	7	7	8	8	9	9	10	10	11	12	
<b>Concéntrico</b>											
Tiemp. (min)	45	47	50	53	55	58	60	63	65	93	
Mate. (g)	6	7	7	8	9	9	10	10	11	12	

**Tabla 2.16.** Tipos de mallados en impresión 3D, sus tiempos y consumo de material dependiendo de la densidad de relleno  
Fuente: Adaptado de [79]

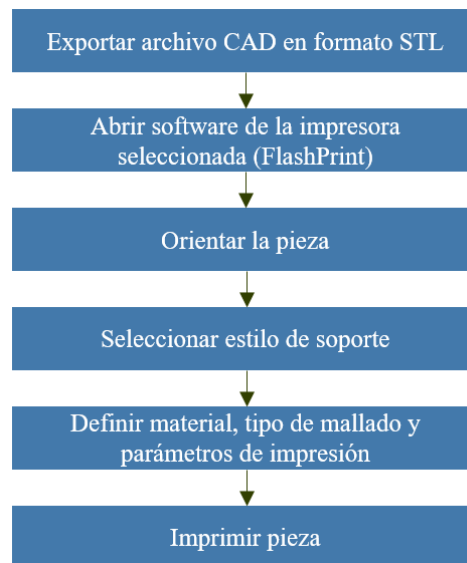
En la **Tabla 2.16**, se pueden visualizar los tipos de mallados que existen, el tiempo que consume cada proceso y su consumo en gramos de filamento de impresión. Como se observa no existe una variación significativa entre estas características, sin embargo, en la **Figura 2.19** se puede ver la existencia de una influencia en la resistencia al esfuerzo

de tensión (Rm) y el esfuerzo yield (Ro2) en los diferentes mallados. Si bien el concéntrico cuenta con valores mucho más elevados que el resto de mallados, se deberá corroborar con el software de impresión si con el tipo de mallado concéntrico es posible colocar soportes a la pieza.



**Figura 2.19.** Resistencias de los diversos mallados de impresión 3D  
Fuente: Adaptado de [79]

Una vez definido el filamento a utilizar y el tipo de mallado a utilizar en la impresión 3D, se podría proceder a realizar la impresión de un prototipo y su debido ensamblaje tal como se detalla en la **Figura 2.20**.



**Figura 2.20.** Diagrama de flujo a seguir para imprimir una pieza en 3D  
Fuente: Elaboración propia basado en [80]

## CAPÍTULO III

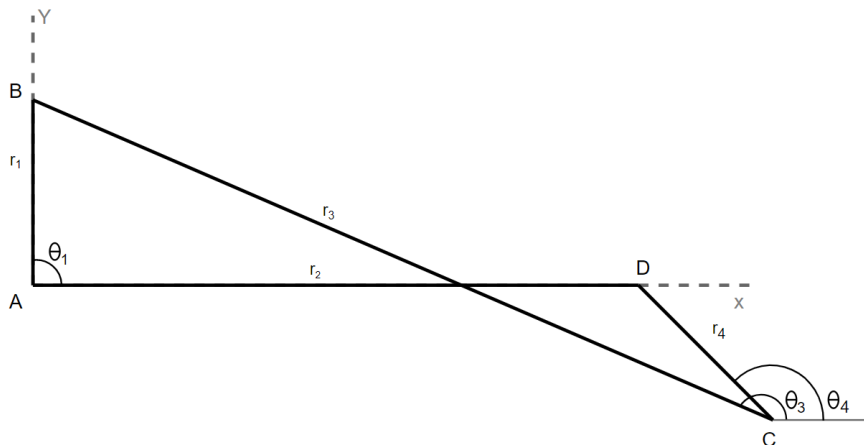
### RESULTADOS

En el presente capítulo se presentan los resultados obtenidos en base a los pasos descritos en el Capítulo II, en este se describirá como se obtuvo el mecanismo de funcionamiento de la prótesis diseñada para amputaciones transfalángicas de la mano y como a través de diversas simulaciones computacionales se validó su dimensionamiento. Donde finalmente se procedió a realizar una simulación de la impresión 3D del prototipo y se calculó los costos de fabricación de un prototipo funcional.

#### 3.1. Diseño conceptual

##### 3.1.1. Análisis cinemático

Del apartado anterior se pudo observar la primera aproximación para la ubicación para los puntos “B” y “C” en la **Figura 2.9**; sin embargo, los cálculos realizados mostraron que la configuración que generaba el mayor rango angular de movimiento es el cual se visualiza en la **Figura 3.1**. Donde, en la posición inicial, la barra  $r_1$  se encuentra perpendicular a la  $r_2$  y el punto “C” se encuentra desplazado a la derecha del punto “D”.



**Figura 3.1.** Sistema de cuatro barras cruzado  
Fuente: Elaboración propia

La posición inicial se definió de los valores óptimos que se visualizan en la **Tabla 3.1** extraídos de las tablas paramétricas obtenidas del programa EES, las cuales se encuentran en el **Anexo 1**. Estos valores se trasladaron al software MATLAB, donde a

través de una corroboración iterativa cinemática se definió el dimensionado de las barras  $r_1$ ,  $r_3$  y  $r_4$ , el código utilizado para el programa EES se encuentra en el

**Anexo 3** y el utilizado en el software MATLAB en el **Anexo 4**. Cabe mencionar que el dimensionamiento realizado es únicamente para el dedo índice y se optó por realizarlo de esta manera pues es el dedo más utilizado y el que más incidencia en accidentes tiene. No obstante, toda la metodología utilizada y las ecuaciones planteadas aplican para cualquiera de los cuatro dedos (sin considerar el dedo pulgar), cambiando únicamente el valor de la barra  $r_2$ .

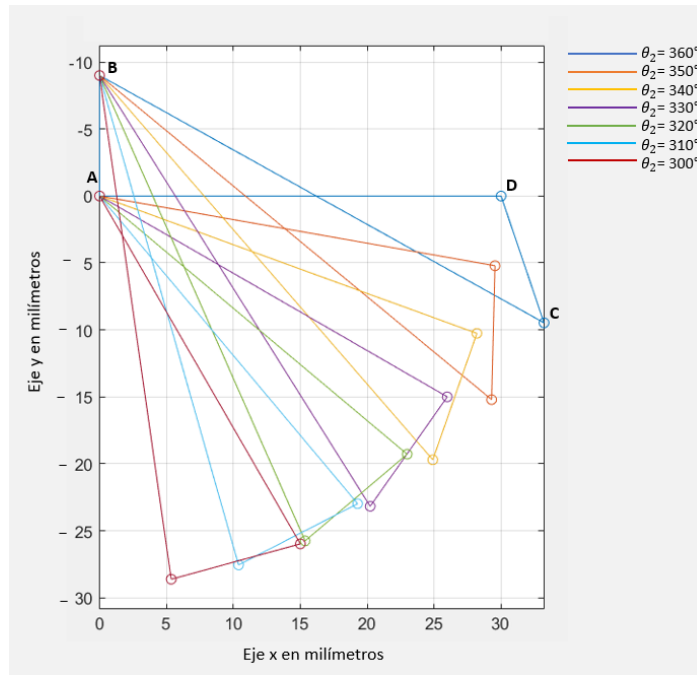
	Punto A (Origen)		Punto B		Punto C		Punto D	
	x	y	x	y	x	y	x	y
Falange proximal	0	0	0	4	36	-2	30	0
	0	0	0	5	35	-3	30	0
	0	0	0	6	34	-4	30	0
	0	0	0	7	32	-5	30	0
Falange media	0	0	0	3	26	-2	20	0
	0	0	0	4	25	-3	20	0
	0	0	0	5	24	-4	20	0
	0	0	0	6	22	-5	20	0

**Tabla 3.1.** Valores tentativos para la ubicación de los puntos de coordenadas extraídos de las tablas paramétricas

Fuente: Elaboración propia

Lo que se buscaba obtener del MATLAB es la variación del ángulo  $\theta_4$  ya que, a mayor variación de este ángulo, mayor resulta ser la rotación de la falange media; por ende, el mecanismo óptimo se da cuando se cumple el rango visto en la **Tabla 2.1**. En la **Figura 3.2** se puede visualizar el mecanismo óptimo para una falange (en este caso proximal) de 30 mm de largo, en esta figura se aprecia la simulación del movimiento de la falange proximal y como esta realiza el movimiento de la barra  $r_4$ . Se puede ver también como se describió anteriormente que el punto “C” inicia desplazado a la derecha del punto “D” mientras que cuando  $\theta_2$  es  $300^\circ$  (su ángulo mínimo), que significa el desplazamiento promedio máximo que realiza la falange proximal, el punto “C” termina ligeramente desplazado a la izquierda del punto “D”, esto corresponde a una variación de  $93.40^\circ$  desde la posición inicial y la final, se puede visualizar esta variación obtenida en función a  $\theta_2$

en la **Tabla 3.2**. El valor mínimo de  $\theta_2$  colocado en el MATLAB es de  $300^\circ$  ya que es el movimiento de  $60^\circ$  que realiza la falange proximal desde su punto inicial  $0^\circ$  o  $360^\circ$ .



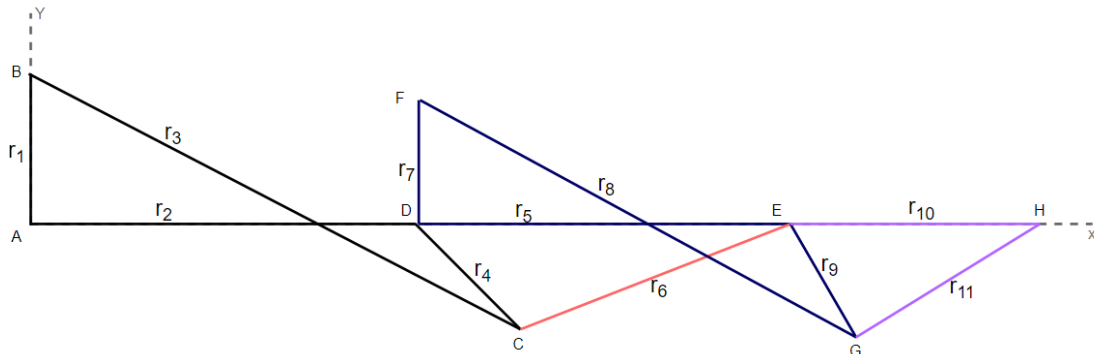
**Figura 3.2.** Movimiento del sistema de 4 barras cruzado para la falange proximal en mm  
Fuente: Elaboración propia

Theta 2 (rad)	Theta 4 (rad)
1.57	0.33
1.40	-0.03
1.22	-0.34
1.05	-0.61
0.87	-0.87
0.70	-1.10
0.52	-1.30

**Tabla 3.2.** Valores obtenidos de MATLAB a partir de la ecuación 2.41 para theta 4 con el rango especificado de theta 2 en radianes  
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, en la **Figura 3.3** se puede visualizar el mecanismo completo para el movimiento de la falange media y distal producto del movimiento de la proximal, donde  $r_2$  es la longitud de la falange proximal,  $r_5$  la de la falange media y  $r_{10}$  la de la falange

distal y en la **Tabla 3.3** se tienen los valores finales de todas las barras graficadas en la **Figura 3.3** obtenidos del análisis cinemático.



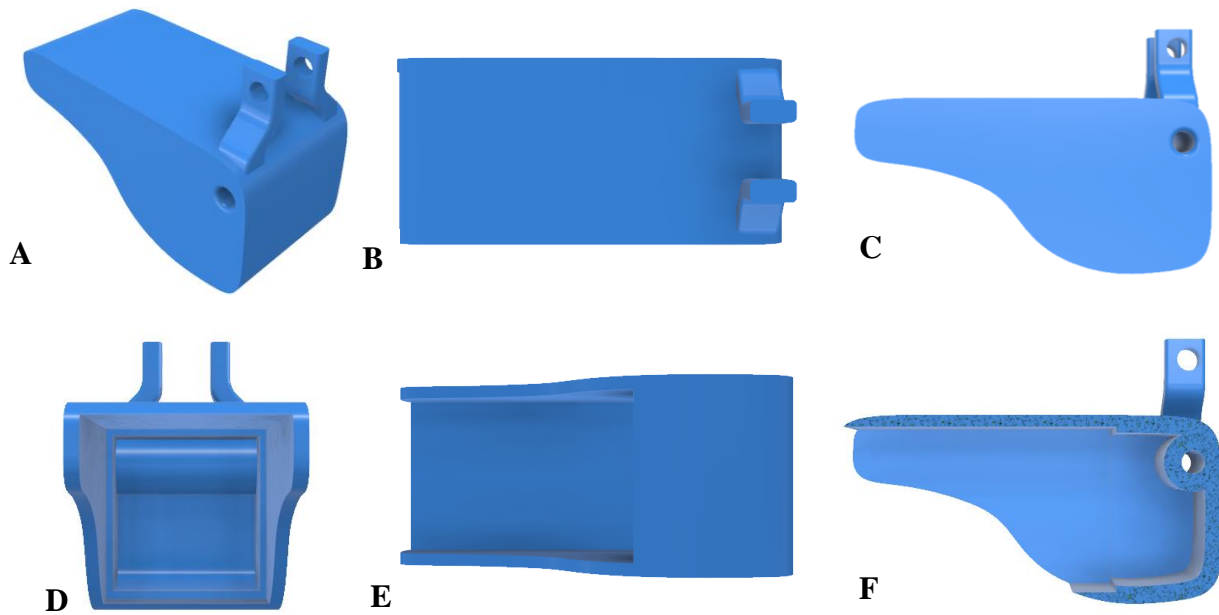
**Figura 3.3.** Mecanismo completo para el movimiento del dedo índice  
Fuente: Elaboración propia

	$r_1$	$r_2$	$r_3$	$r_4$	$r_5$	$r_6$	$r_7$	$r_8$	$r_9$	$r_{10}$	$r_{11}$
Longitud en mm	9.0	30.0	38.0	10.0	20.0	20.8	9.5	30.5	8.7	25.0	23.2

**Tabla 3.3.** Medidas de las barras del mecanismo completo para el dedo índice  
Fuente: Elaboración propia

### 3.1.2. Diseño computacional Inventor

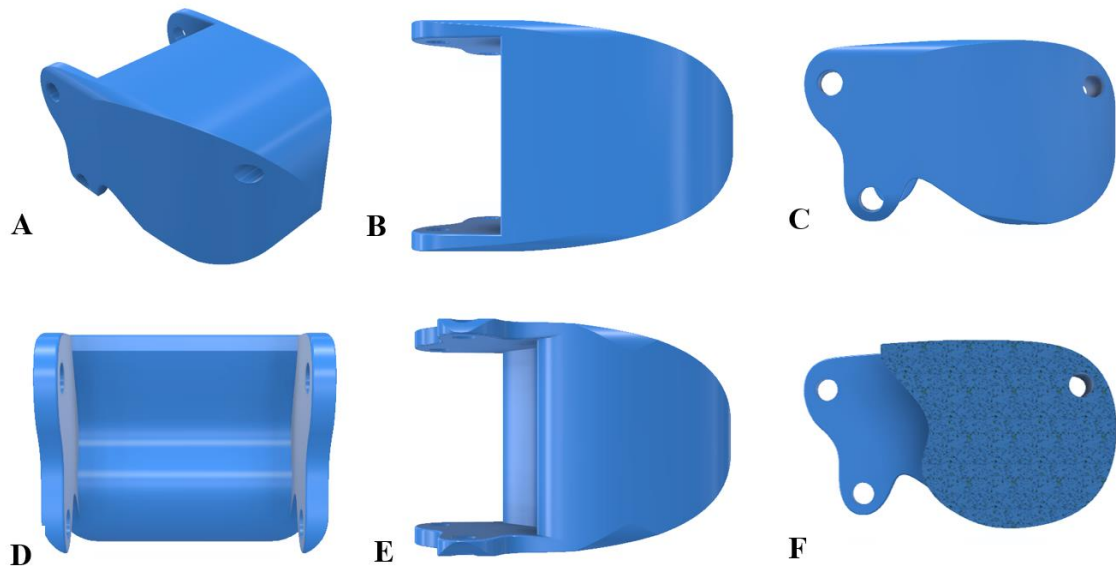
Finalmente, con los resultados obtenidos en el análisis cinemático se realizaron los diseños de las falanges media y distal como también del *cast* para la proximal. Se realizaron geometrías curvas para evitar tener piezas con aristas o bordes rectos pues esto reduce la ergonomía de la falange. Se utilizaron espesores de 3 mm mínimo para las paredes de la pieza del *cast* que se visualiza en la **Figura 3.4**, pues se busca que la pieza no termine siendo incómoda o en escala desproporcional a las medidas de un dedo normal.



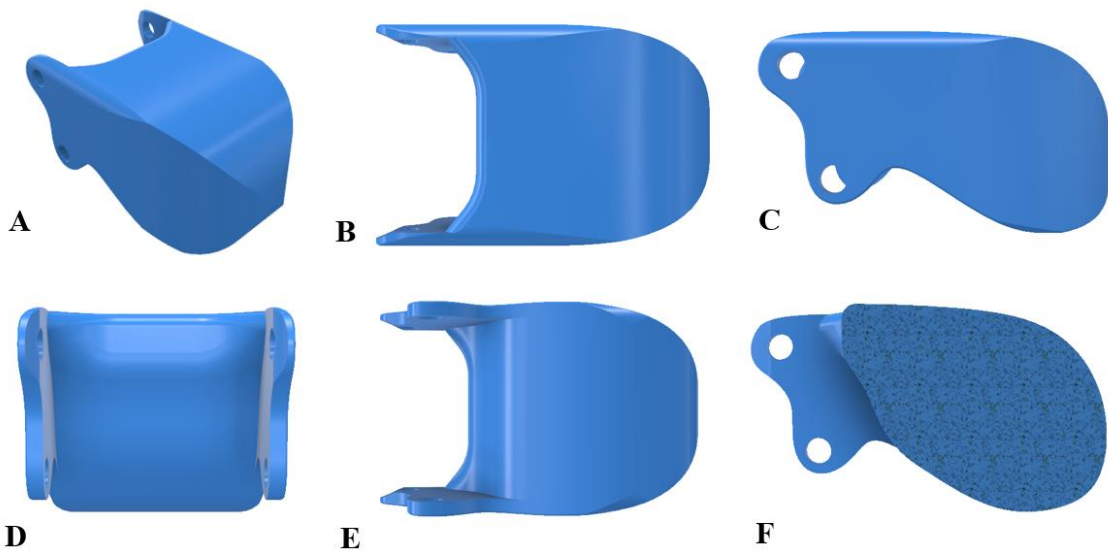
**Figura 3.4.** Vistas del *cast* de la falange proximal desde visualizador de perspectiva. A. Vista isométrica. B. Vista de planta. C. Vista lateral derecha D. Vista trasera. E. Vista inferior. F. Vista lateral derecha con corte medio

Fuente: Elaboración propia

Por otro lado, las piezas de la falange media y distal, si bien son muy parecidas, varían en longitud y en distancias entre ejes (D-C || E-G), así como también en que la falange media cuenta con el eje acoplador para la falange distal. En un principio se consideró hacer las piezas huecas para reducir aún más el peso; sin embargo, al realizar el cálculo del peso por falange y en conjunto de la prótesis completa variando los materiales según los expuestos en la **Tabla 2.8**, se optó por realizar la pieza sólida, pues así se incrementa su resistencia y el peso total sigue estando por debajo del límite establecido en **Tabla 2.1**. Este cálculo se encuentra descrito en la **Tabla 3.4**.



**Figura 3.5.** Vistas de la falange media desde visualizador de perspectiva. A. Vista isométrica. B. Vista de planta. C. Vista lateral derecha D. Vista trasera. E. Vista inferior. F. Vista lateral derecha con corte medio  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.6.** Vistas de la falange distal desde visualizador de perspectiva. A. Vista isométrica. B. Vista de planta. C. Vista lateral derecha D. Vista trasera. E. Vista inferior. F. Vista lateral derecha con corte medio  
Fuente: Elaboración propia



	Proximal			Media			Distal			Prótesis completa		
Volumen (cm <sup>3</sup> )	1.89			3.63			3.15			11.46		
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	ABS	PETG	PLA	ABS	PETG	PLA	ABS	PETG	PLA	ABS	PETG	PLA
	1.03	1.27	1.24	1.03	1.27	1.24	1.03	1.27	1.24	1.03	1.27	1.24
Peso (g)	1.95	2.14	2.35	4.61	4.61	4.50	3.25	4.00	3.91	11.81	14.56	14.22

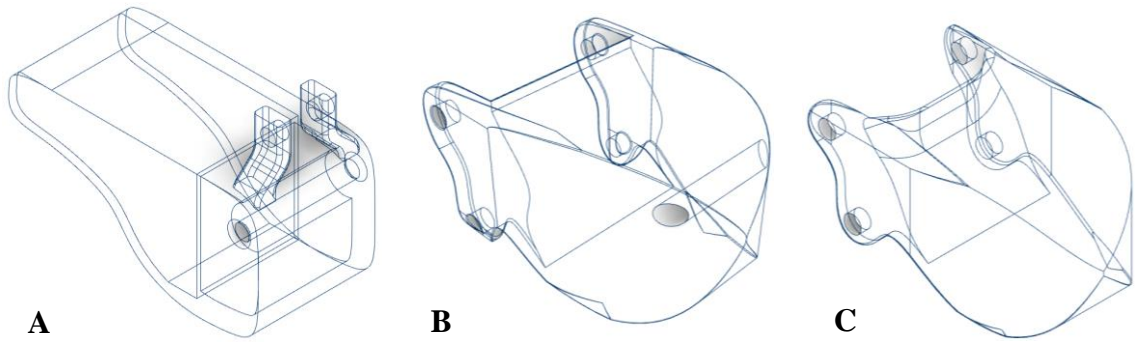
**Tabla 3.4.** Peso de cada falange y de la prótesis completa variando los materiales  
Fuente: Elaboración propia

En esta tabla se puede ver la primera corroboración, que como se mencionó en la **Tabla 2.1**, el peso máximo para toda la prótesis no debe sobrepasar los 370g, valor que se aplicaba a una prótesis para pérdidas de toda mano. En el caso específico de la presente la prótesis realizada, siendo únicamente para un dedo (dedo índice), se elaboró la **Tabla 3.5**, en donde con los valores porcentuales aproximados que representa cada dedo respecto al total de la mano, ello con la finalidad de conocer el peso máximo aproximado que puede tener la prótesis.

Índice	Medio	Anular	Meñique
14.4%	15.6%	14.1%	10.2%

**Tabla 3.5.** Valores porcentuales que representa cada dedo volumétricamente respecto a toda la mano  
Fuente: Elaboración propia. Valores obtenidos a partir de las tablas **Tabla 1.7** y **Tabla 1.8**

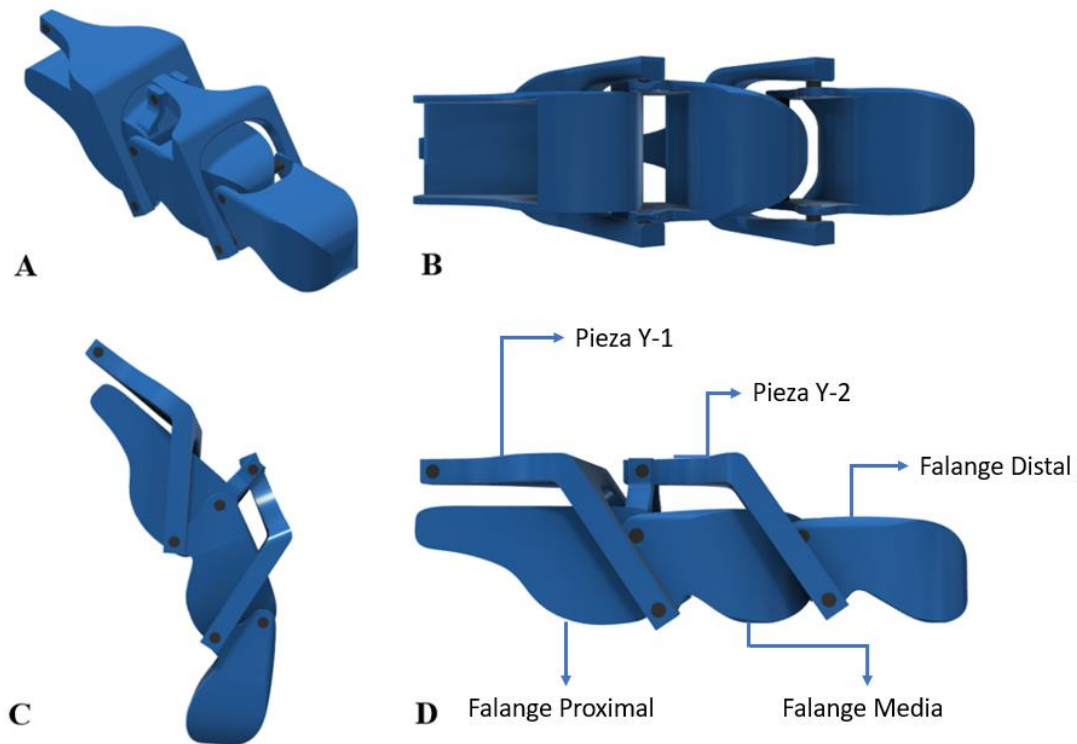
En función a lo descrito en la **Tabla 3.5** el valor máximo aproximado que puede pesar la prótesis para el dedo índice es de 53.28 g, conociendo este valor se pudo confirmar que se puede realizar las falanges sólidas estando muy por debajo del valor límite. Utilizando el material PETG, el de mayor densidad, se obtendría un peso del 72.7% menor al máximo, lo cual aumenta el umbral de peso en los componentes del resto de la prótesis, permitiendo así la utilización de piezas metálicas para los pines. En la **Figura 3.7** se puede observar la vista alámbrica de las falanges con la finalidad de comprender a detalle la forma geométrica diseñada para cada una.



**Figura 3.7.** A. Vista alámbrica del cast. B. Vista alámbrica de la falange media. C. Vista alámbrica de la falange distal.

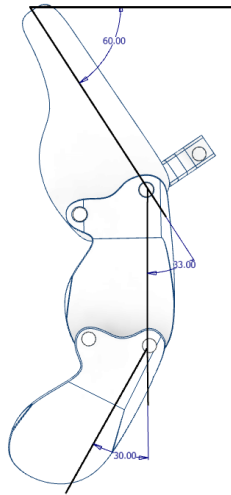
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, en la **Figura 3.8** se puede ver la prótesis ensamblada desde las diferentes vistas con las piezas en forma de “Y” que completan el mecanismo de funcionamiento. Además, se puede visualizar la flexión realizada por la media y distal producto de la flexión de la falange proximal, el rango angular obtenido de esta flexión se visualiza en la **Figura 3.9** corroborando los valores previstos.



**Figura 3.8.** Vistas de la prótesis ensamblada. A. Vista isométrica. B. Vista inferior. C. Vista lateral flexionada. D. Vista lateral posición extendida.

Fuentes: Elaboración propia

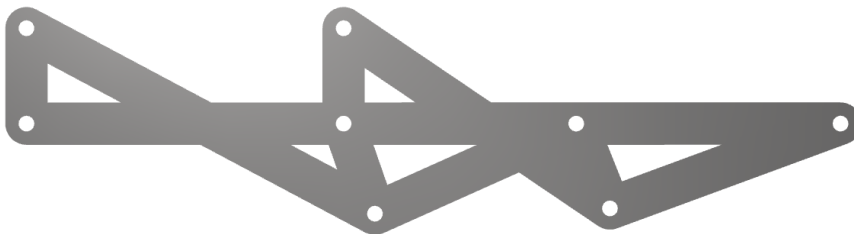


**Figura 3.9.** Ángulos obtenidos tras la rotación de la falange proximal en 60°  
Fuente: Elaboración propia

## 3.2. Validación computacional

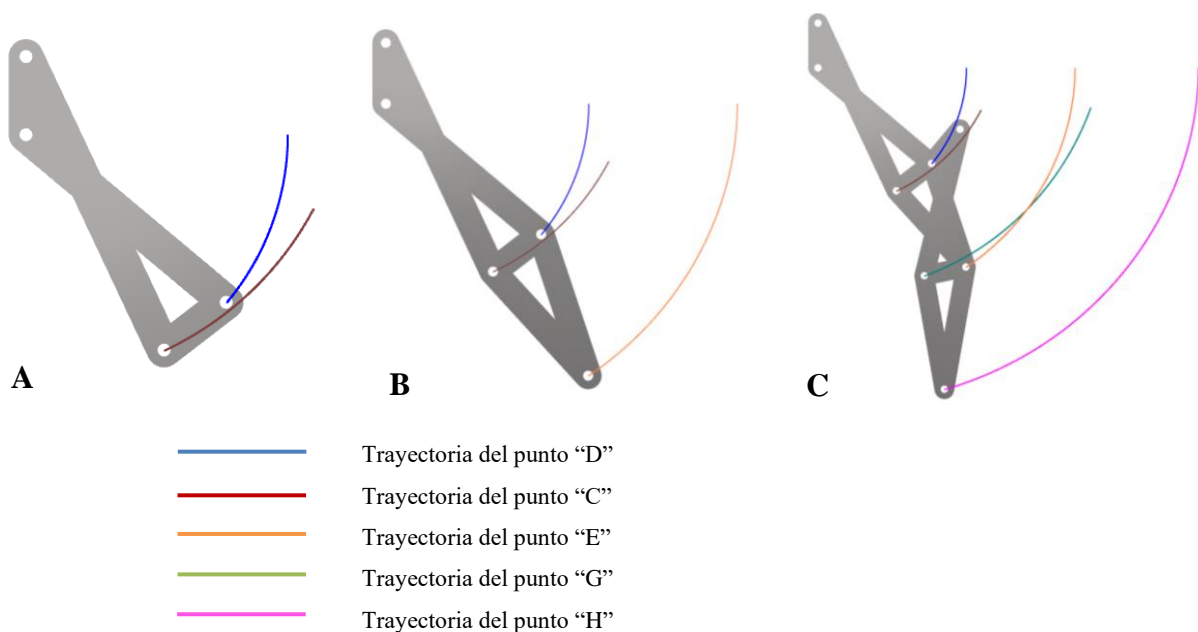
### 3.2.1. Validación cinemática

En la **Figura 3.10** se puede visualizar el mecanismo ensamblado obtenido a partir de la **Figura 3.3**, las cuales mediante barras sólidas representan el mecanismo dinámico de la prótesis realizada. Estos sólidos fueron utilizados en el módulo dinámico de Inventor para simular el movimiento de cada unión. Para esta validación, las barras presentadas cumplen todas las medidas en longitud descritas en la **Tabla 3.3**, y con la finalidad de obtener un sólido volumétrico, se asignó 4 mm de alto y 1 mm de espesor a cada barra tal y como se muestra en la metodología.



**Figura 3.10.** Sistema de 4 barras cruzadas completo elaborado en Inventor  
Fuente: Elaboración propia

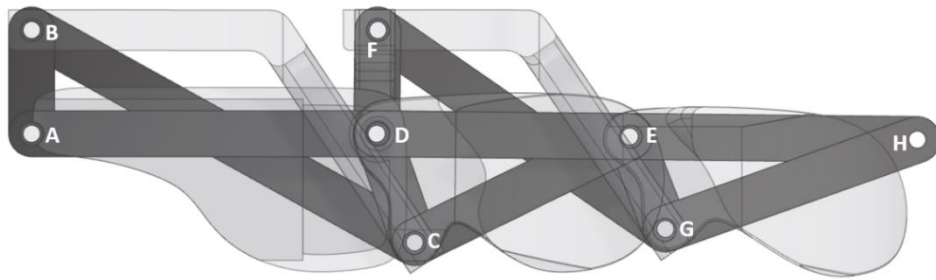
Como se puede apreciar en la **Figura 3.11** se tienen los trazos de la trayectoria que realizan los puntos de anclaje tipo pin, de esta figura es crucial reconocer como la trayectoria de azul inicia alejada de la trayectoria guinda; sin embargo, terminan cerca a la intersección. Ello significa que el punto “C” de estar desplazado a la derecha del punto “D” pasó a estar desplazado a la izquierda de este y es justamente este desplazamiento el cual permite el desalineamiento de la barra  $r_5$  de la  $r_2$ , generando así el rango angular de la falange media. De igual manera ocurre con las trayectorias naranja y verde, las cuales sí se llegan a cruzar, esta intersección produce el desalineamiento de la barra  $r_{10}$  de la  $r_5$  y con ello el rango angular de la distal.



**Figura 3.11.** Trazos del arco de curvatura del movimiento de los puntos críticos del sistema de 4 barras cruzado completo. A. Sistema de movimiento de la falange proximal. B. Sistema de movimiento falange proximal y media. C. Sistema de movimiento completo con las 3 falanges

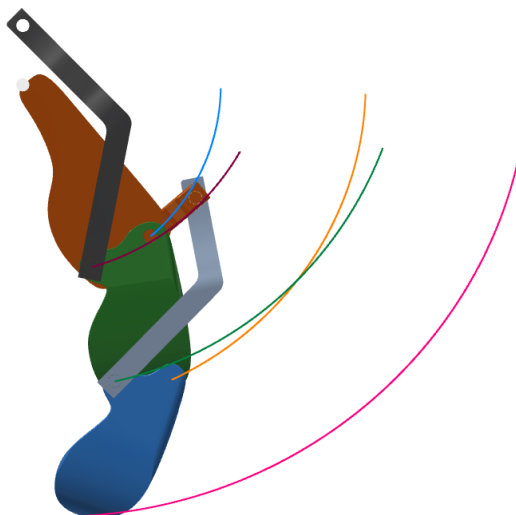
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, con esta validación se superpuso el diseño de la prótesis con el del mecanismo, lo cual se puede visualizar en la **Figura 3.12**, comprobando su correcto dimensionado y funcionamiento. Cabe mencionar que para el punto “H”, se optó por no alargar la pieza de la falange distal en la parte superior, sino darle una curvatura en forma de yema que se termine alineando en su extremo derecho con el punto “H”.



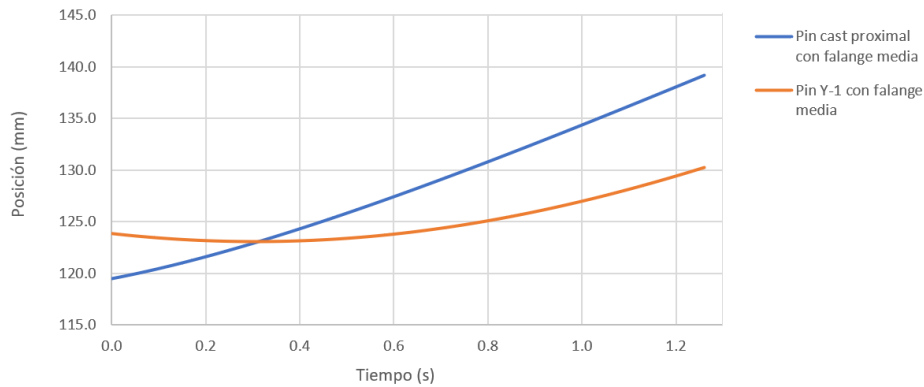
**Figura 3.12.** Superposición del diseño de la prótesis con el mecanismo de 4 barras cruzadas  
Fuente: Elaboración propia

Para poder realizar la simulación cinemática del diseño de la prótesis se tuvo que añadir un pin en el punto “A” alineado horizontalmente en la posición inicial con el punto “D”, esto únicamente con la finalidad de tener un punto de referencia en el programa como eje de rotación y una posición inicial para su movimiento. Habiendo realizado esto, se pudo presentar las trayectorias de cada punto como se visualiza en la **Figura 3.13**, haciendo hincapié en que el punto “H” no representa ningún agujero dentro de la prótesis, como se especificó en el inciso de diseño computacional, por lo que su trayectoria no inicia alineada al punto “D” sino desfasada hacia el eje Y negativo, pues ahí se encontraba el único punto reconocible por la herramienta graficadora de trayectorias del programa. Esta simulación muestra ser igual a la descrita en la **Figura 3.11**, comprobando finalmente así que el diseño si cumple las trayectorias y rangos angulares deseados y expuestos en la **Tabla 2.1**Tabla 1.2.

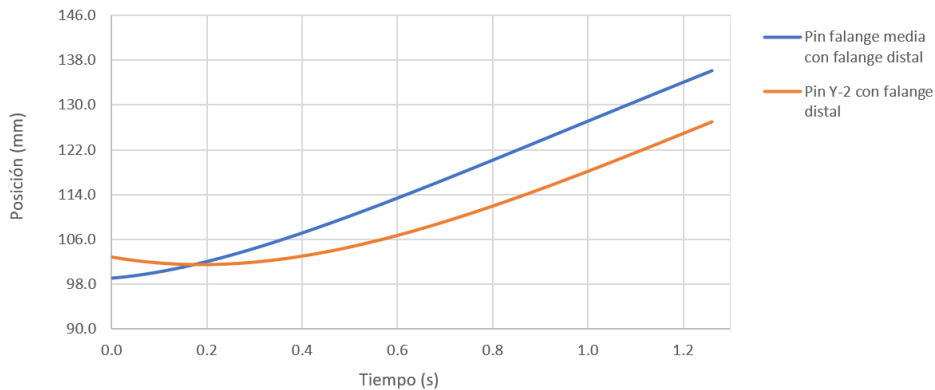


**Figura 3.13.** Trayectorias de los puntos del mecanismo en el diseño de la prótesis. Los bloques de colores representan las falanges: Proximal (Marrón), Media (Verde) y Distal (Azul), y también la Pieza Y-1 (Negro) y Pieza Y-2 (Gris) Las trayectorias se representan por colores como líneas para los puntos: “D” (Azul), “C” (Morado), “E” (Anaranjado), “G” (Verde) y “H” (Lila)  
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, para comprender lo escrito previamente se elaboró la **Figura 3.14** donde se puede apreciar como la trayectoria del punto “D” inicia en el segundo 0 separada de la del punto “C”, mientras que para el segundo 0.32 se cruzan, para finalmente tener una diferencia de 9 mm. Este cruce es el cual ocasiona que el punto “C” de iniciar desplazado a la derecha del punto “D” termine ligeramente desplazado a la izquierda, generando así el rango angular de la falange media. De igual manera en la **Figura 3.15**, se visualiza el mismo fenómeno para la falange media con la distal.



**Figura 3.14.** Curva de posición vs tiempo para el pin del cast con la falange media y para el pin Y-1 con la falange media  
Fuente: Elaboración propia

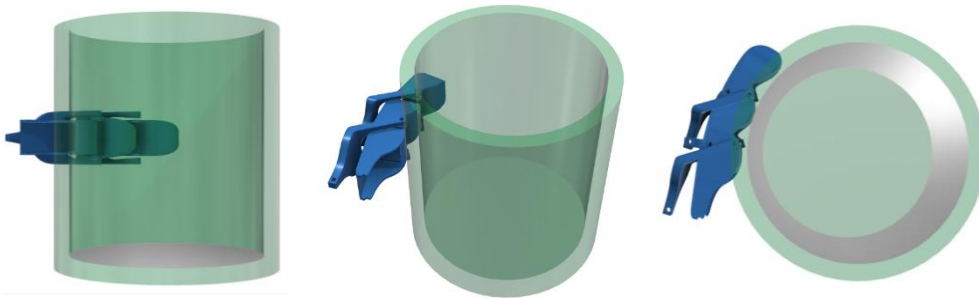


**Figura 3.15.** Curva de posición vs tiempo para el pin de la falange media con la falange distal y para el pin Y-2 con la falange distal  
Fuente: Elaboración propia

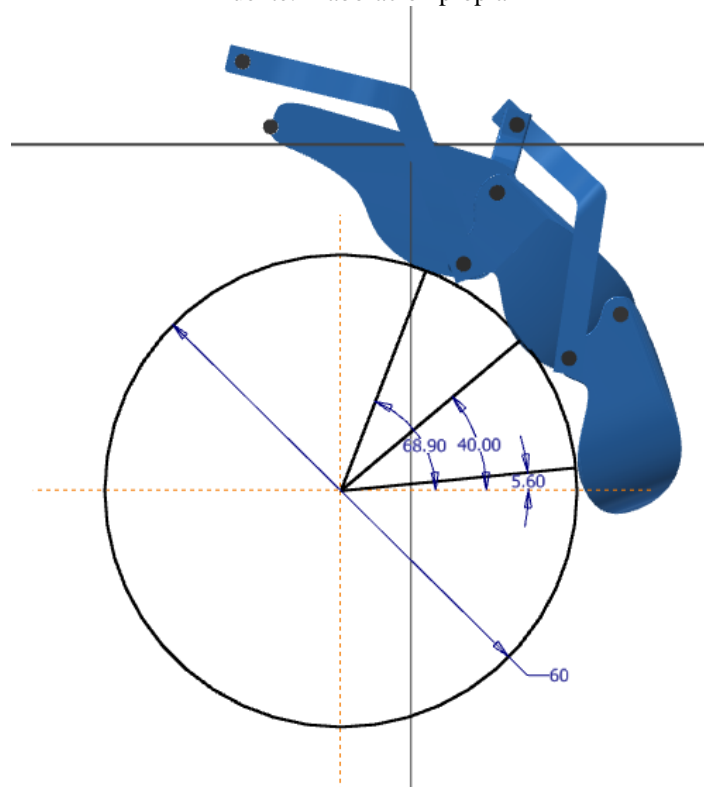
### 3.2.2. Análisis estático

En este análisis se buscó conocer las reacciones que se obtendrían en los pines y para ello se ensambló en el software Inventor un cilindro, al cual se le varió el diámetro

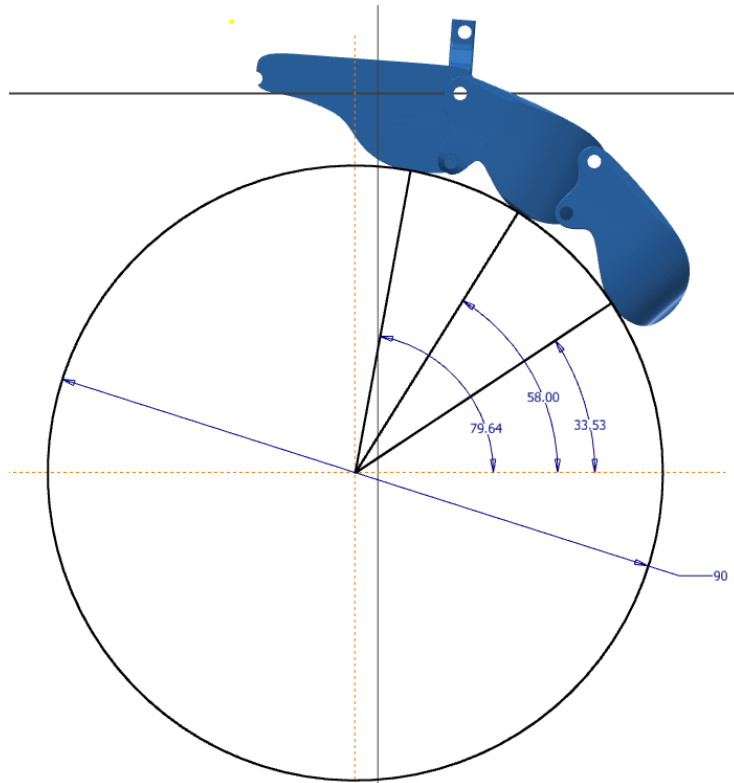
según lo expuesto en la **Tabla 2.9**, con la finalidad de conocer los puntos de apoyo tangenciales para conocer la inclinación de las fuerzas normales. En la **Figura 3.16** se puede visualizar uno de los ensambles, se le colocó material traslúcido a este para poder visualizar a través de este el ensamblaje. En la **Tabla 3.6** figuran los 3 ángulos tangenciales obtenidos para cada diámetro, los mismos que se pueden verificar en las **Figura 3.17**, **Figura 3.18** y **Figura 3.19**, estos fueron utilizados en la resolución del análisis estático para conocer las reacciones en los pines.



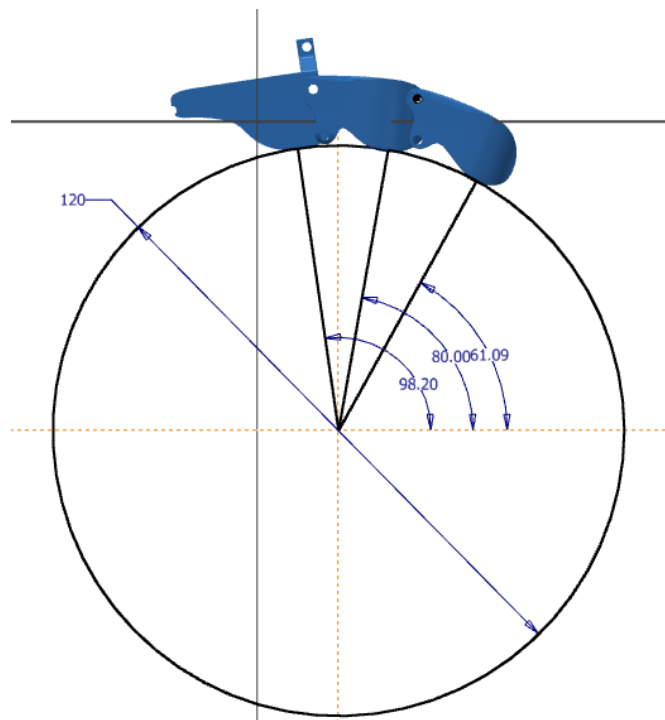
**Figura 3.16.** Agarre cilíndrico en las diferentes vistas ortogonales  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.17.** Ángulos de contacto para un cilindro de 60 mm de diámetro  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.18.** Ángulos de contacto para un cilindro de 90 mm de diámetro  
Fuente: Elaboración propia



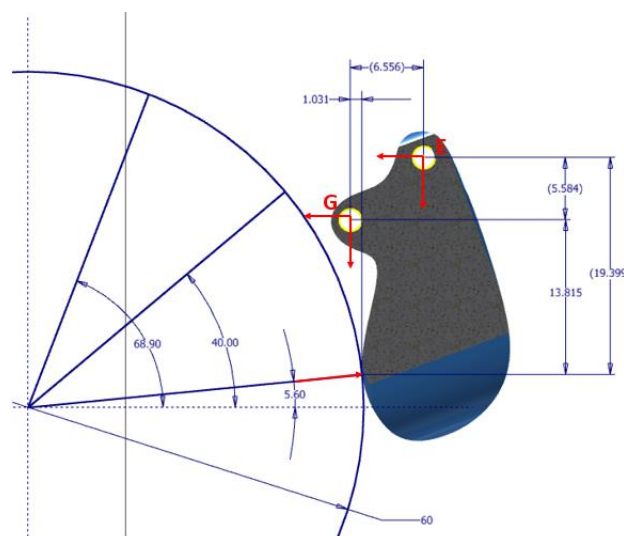
**Figura 3.19.** Ángulos de contacto para un cilindro de 120 mm de diámetro  
Fuente: Elaboración propia



	<b>Diámetro 1 60 mm</b>	<b>Diámetro 2 90mm</b>	<b>Diámetro 3 120 mm</b>
<b>Proximal</b>	68.90	79.64	98.20
<b>Media</b>	40.00	58.00	80.00
<b>Distal</b>	5.60	33.56	61.09

**Tabla 3.6.** Ángulos de contacto obtenidos para cada diámetro  
Fuente: Elaboración propia

Con los ángulos tangenciales ya definidos se procedió a realizar la sumatoria de fuerzas y momentos para obtener las ecuaciones necesarias para poder hallar las reacciones en los pines. Para ello se utilizó nuevamente los arreglos vistos en las figuras anteriores, acotando las distancias necesarias para formular las sumatorias. En la **Figura 3.20** se retiró la visibilidad de las falanges media y proximal con la finalidad de identificar las distancias entre los pines de la falange distal, a partir de esa figura se obtuvieron las ecuaciones 3.1 a la 3.4. De igual manera se desarrolló con la falange media con la **Figura 3.21** y la proximal con la **Figura 3.22**. Se decidió iniciar con la falange proximal pues en esta se tenían únicamente 4 incógnitas (las componentes en X-Y de los puntos “E” y “G”) y una variable conocida (la fuerza normal producto del agarre cilíndrico). Una vez obtenidas las reacciones en los pines de la falange distal se pudo analizar la media, sabiendo que las reacciones del punto “E” serían las mismas que en la distal, variando únicamente su dirección. Y de igual manera, una vez obtenidas las reacciones en los pines de la falange media, se pasó a analizar la falange proximal. Finalmente, los resultados de todas las reacciones se encuentran en la **Tabla 3.7**.



**Figura 3.20.** Dimensiones entre los puntos utilizadas para el análisis estático para la falange distal con un diámetro de cilindro de 60 mm  
Fuente: Elaboración propia

$\Sigma$  de Fuerzas en X:

$$E_x + G_x = F_d \cos 5.6 \quad \text{Ec. (3.1)}$$

$\Sigma$  de Fuerzas en Y:

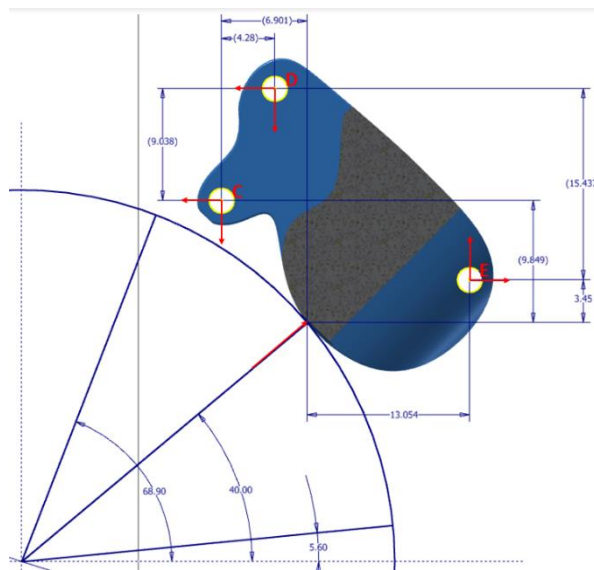
$$E_y + G_y = F_d \sen 5.6 \quad \text{Ec. (3.2)}$$

$\Sigma$  de Momentos en en el punto G:

$$E_x(5.58) + F_d \cos 5.6 (13.82) + F_d \sen 5.6 (1.03) = E_y(6.56) \quad \text{Ec. (3.3)}$$

$\Sigma$  de Momentos en el punto  $F_d$ :

$$G_x(13.81) + E_y(6.56) + G_y(1.03) = E_x(19.93) \quad \text{Ec. (3.4)}$$



**Figura 3.21.** Dimensiones entre los puntos utilizadas para el análisis estático para la falange media con un diámetro de cilindro de 60 mm  
Fuente: Elaboración propia

$\Sigma$  de Fuerzas en X:

$$C_x + D_x = F_m \cos 40 + E_x \quad \text{Ec. (3.5)}$$

$\Sigma$  de Fuerzas en Y:

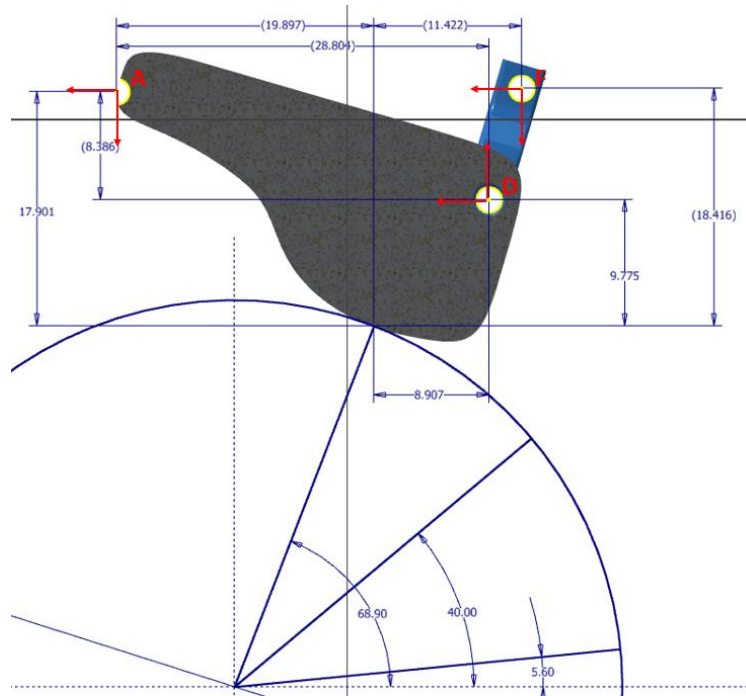
$$C_y + D_y = F_m \sen 40 + E_y \quad \text{Ec. (3.6)}$$

$\Sigma$  de Momentos en el punto C:

$$F_m \cos 40 (9.85) + F_m \operatorname{sen} 40 (6.91) + D_x(9.04) + E_x(6.40) + E_y(19.96) = D_y(4.28) \quad \text{Ec. (3.7)}$$

$\Sigma$  de Momentos en el punto  $F_m$ :

$$E_y(13.05) + D_y(2.62) + C_y(6.91) + D_x(18.89) + C_x(9.85) = E_x(3.45) \quad \text{Ec. (3.8)}$$



**Figura 3.22.** Dimensiones entre los puntos utilizadas para el análisis estático para la falange media con un diámetro de cilindro de 60 mm  
Fuente: Elaboración propia

$\Sigma$  de Fuerzas en X:

$$A_x + F_x + D_x = F_p \cos 68.9 \quad \text{Ec. (3.9)}$$

$\Sigma$  de Fuerzas en Y:

$$A_y + F_y = F_p \operatorname{sen} 68.9 + D_y \quad \text{Ec. (3.10)}$$

$\Sigma$  de Momentos en el punto A:

$$F_p \cos 68.9 (17.9) + F_p \operatorname{sen} 68.9 (19.90) + D_y(28.80) + F_x(0.26) = F_y(31.32) + D_x(8.30) \quad \text{Ec. (3.11)}$$

$\Sigma$  de Momentos en el punto  $F_p$ :

$$D_x(9.78) + F_x(18.42) + A_y(19.89) + A_x(17.9) + D_y(8.91) = F_y(11.42) \quad \text{Ec. (3.12)}$$

<b>Falange distal</b>	$F_d = 0.33$	$E_x = 0.29$	$E_y = 0.94$	$G_x = 0.04$	$G_y = -0.91$
<b>Falange media</b>	$F_m = 0.33$	$C_x = 2.98$	$C_y = 0.57$	$D_x = -2.44$	$D_y = 0.58$
<b>Falange proximal</b>	$F_p = 0.33$	$A_x = 0.17$	$A_y = 0.77$	$F_x = -2.49$	$F_y = 0.12$

**Tabla 3.7.** Reacciones en los pines y fuerzas de reacción para agarre cilíndrico de 60 mm en N para el caso de análisis 1

Fuente: Elaboración propia

De igual manera como se realizó para el diámetro de 60 mm se hizo un análisis estático para el diámetro de 90 y de 120 mm, las dimensiones entre los puntos utilizadas para la sumatoria de momentos para cada diámetro se encuentran en el **Anexo 6**. Los resultados obtenidos para el diámetro de 90 mm se encuentran en la **Tabla 3.8** y los obtenidos para el diámetro de 120 mm en la **Tabla 3.9**. Cabe resaltar que los resultados mostrados en dichas tablas son únicamente para el caso de análisis 1 descrito en el apartado anterior. Para el caso de análisis 2 se encuentran todos los resultados descritos para todos los diámetros en la **Tabla 3.10**. Finalmente, a partir de estos resultados descritos en las **Tabla 3.7,Tabla 3.8,Tabla 3.9** y **Tabla 3.10**, se puede concluir que las reacciones en los pines tienen un valor mayor en los puntos  $F_x$  y  $A_x$  para 90 mm y 120 en el caso de estudio 2. No obstante estos valores no superan un máximo de 20 N y la mayoría de reacciones se encuentran por debajo de la unidad o sin pasar los 5 N y si se calcula el esfuerzo máximo del presente análisis, este se origina en el pin A en su componente  $A_x$  en un agarre cilíndrico de 120 mm para el caso de estudio 2, se obtiene un valor de 0.42 MPa lo cual representa un 0.15% del esfuerzo de fluencia del aluminio 6061-T6. De esta manera se concluye que la prótesis diseñada es capaz de sostener un cilindro de 500 g en la posición más crítica sin problema alguno.

<b>Falange distal</b>	$F_d = 0.33$	$E_x = 0.42$	$E_y = 1.95$	$G_x = -0.14$	$G_y = -1.77$
<b>Falange media</b>	$F_m = 0.33$	$C_x = 4.819$	$C_y = -0.04$	$D_x = -4.22$	$D_y = 2.27$
<b>Falange proximal</b>	$F_p = 0.33$	$A_x = 6.02$	$A_y = 2.62$	$F_x = -10.18$	$F_y = -0.02$

**Tabla 3.8.** Reacciones en los pines y fuerzas de reacción para agarre cilíndrico de 90 mm en N para el caso de análisis 1

Fuente: Elaboración propia

<b>Falange distal</b>	$F_d = 0.33$	$E_x = -0.56$	$E_y = -1.12$	$G_x = 0.72$	$G_y = 1.41$
<b>Falange media</b>	$F_m = 0.33$	$C_x = -1.99$	$C_y = -0.66$	$D_x = 1.49$	$D_y = -0.14$
<b>Falange proximal</b>	$F_p = 0.33$	$A_x = 6.66$	$A_y = 2.61$	$F_x = -5.22$	$F_y = -2.42$

**Tabla 3.9.** Reacciones en los pines y fuerzas de reacción para agarre cilíndrico de 120 mm en N para el caso de análisis 1

Fuente: Elaboración propia

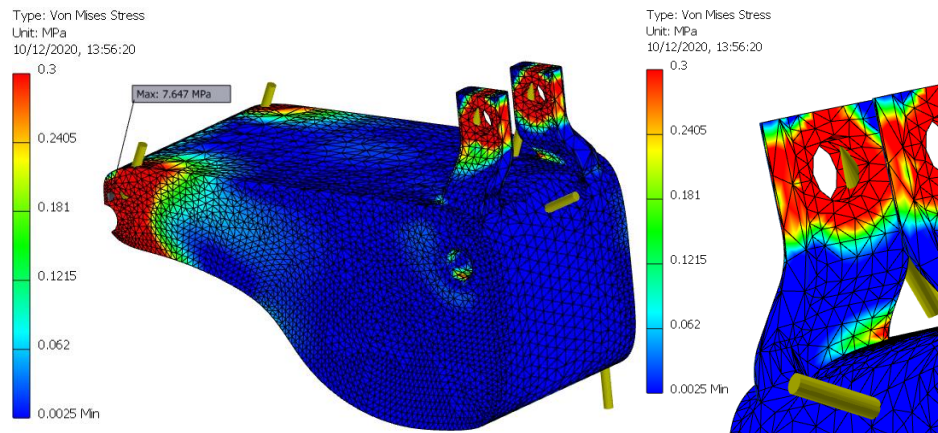
<b>Pieza</b>	<b>Componente</b>	<b>Diámetro 1</b>	<b>Diámetro 2</b>	<b>Diámetro 3</b>
Falange Distal	$E_x$	0.72	-0.38	-1.39
	$E_y$	2.34	2.20	-2.79
	$G_x$	0.10	1.07	1.79
	$G_y$	-2.27	-1.75	3.51
Falange media	$C_x$	7.41	6.02	-4.96
	$C_y$	-1.41	5.18	-1.64
	$D_x$	-6.06	-5.96	3.71
	$D_y$	1.46	-2.29	-0.35
Falange proximal	$A_x$	0.42	-15.37	16.55
	$A_y$	1.90	-1.53	6.78
	$F_x$	-6.18	9.56	-12.95
	$F_y$	0.29	0.04	-6.01

**Tabla 3.10.** Reacciones en los pines y fuerzas de reacción para agarre cilíndrico los tres diámetros en Newtons para el caso de análisis 2

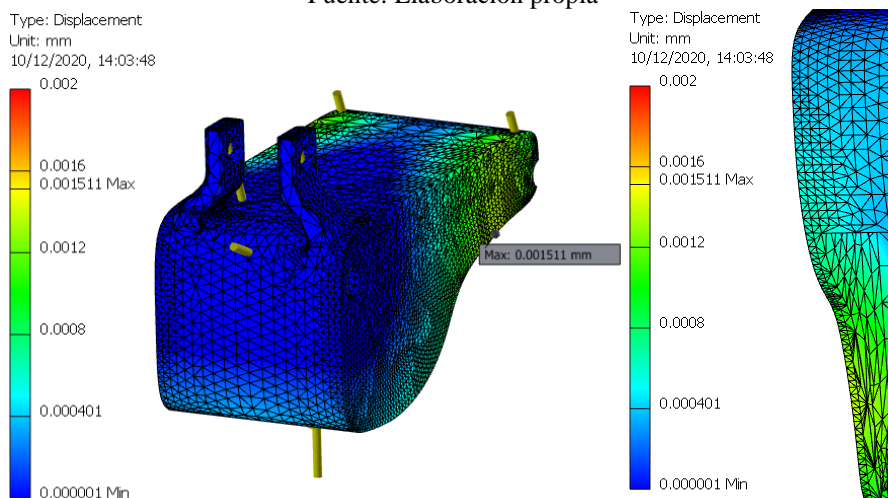
Fuente: Elaboración propia

### 3.2.3. Análisis de esfuerzos

Para realizar el presente análisis de esfuerzos en el software Inventor, se tuvo que analizar pieza por pieza ya que, si se analizaba como ensamblaje, el software terminaba analizándolo como una sola pieza, otorgando de esta manera resultados erróneos. El valor de las fuerzas colocado en cada punto de apoyo se extrajo de la **Tabla 3.10** del análisis estático previo, se utilizó los resultados para el diámetro 3 de 120 mm, ya que era el que presentaba las reacciones más altas y que a su vez representaba el caso de estudio más crítico. Finalmente, en las **Figura 3.23** a la **Figura 3.31** se puede visualizar los resultados del esfuerzo equivalente de Von Mises, el desplazamiento y el factor de seguridad para cada falange. Cabe mencionar que en ciertas figuras se retiró el pin con la finalidad de lograr un mejor detalle en la figura del degradado de color en el interior de estas zonas.

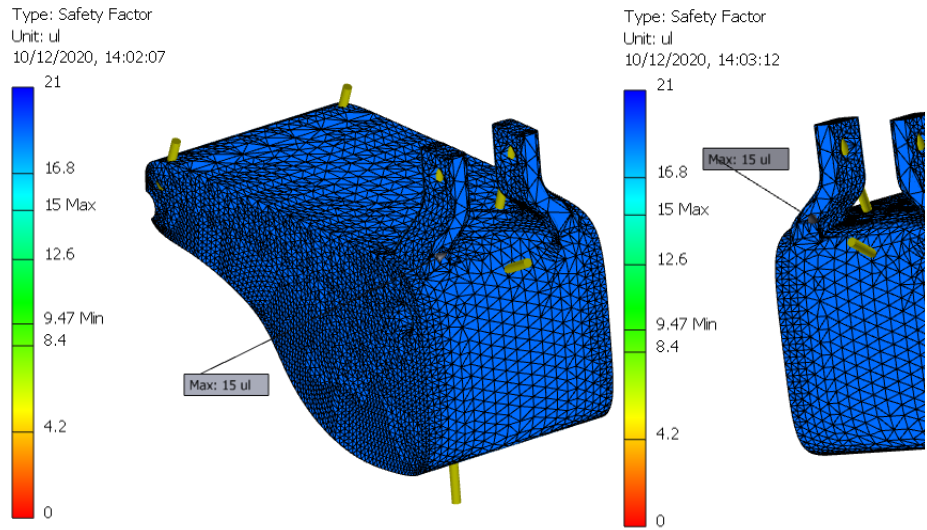


**Figura 3.23.** Resultados del esfuerzo equivalente de Von Mises en MPa para el cast de la falange proximal, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA  
Fuente: Elaboración propia



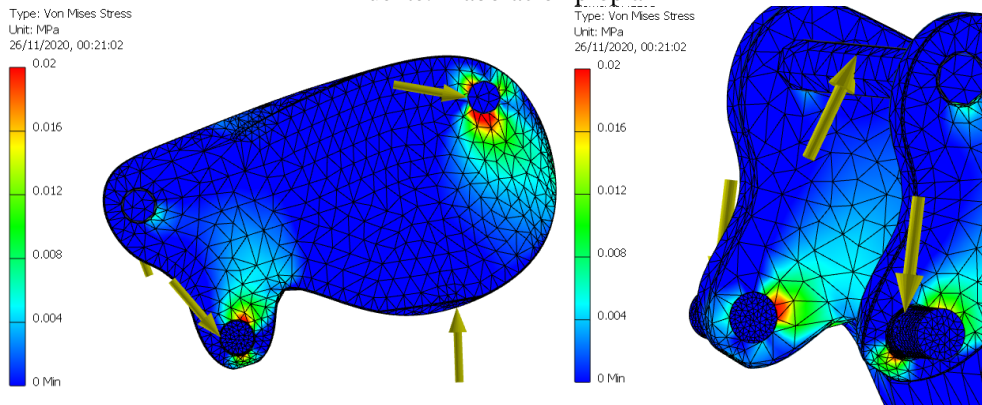
**Figura 3.24.** Resultados de la simulación para el desplazamiento en milímetros para el cast de la falange proximal, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA  
Fuente: Elaboración propia





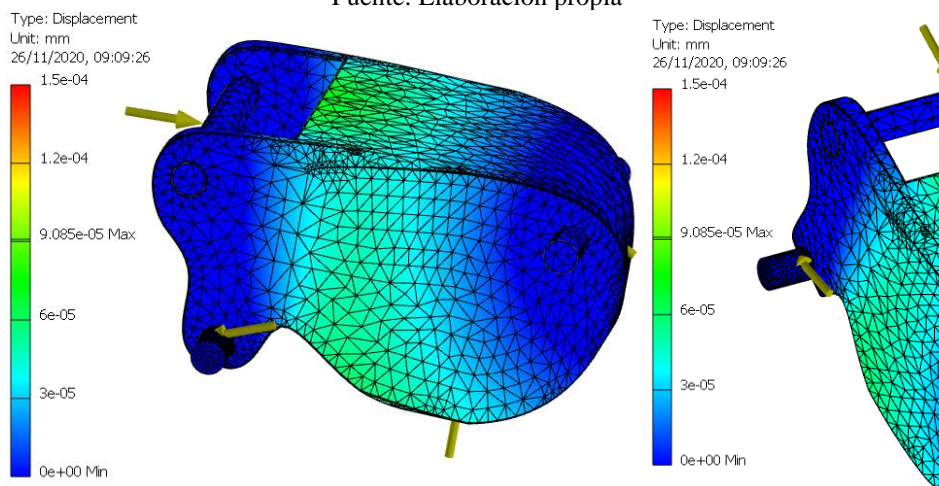
**Figura 3.25.** Resultados de la simulación para el factor de seguridad para el cast de la falange proximal, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA

Fuente: Elaboración propia



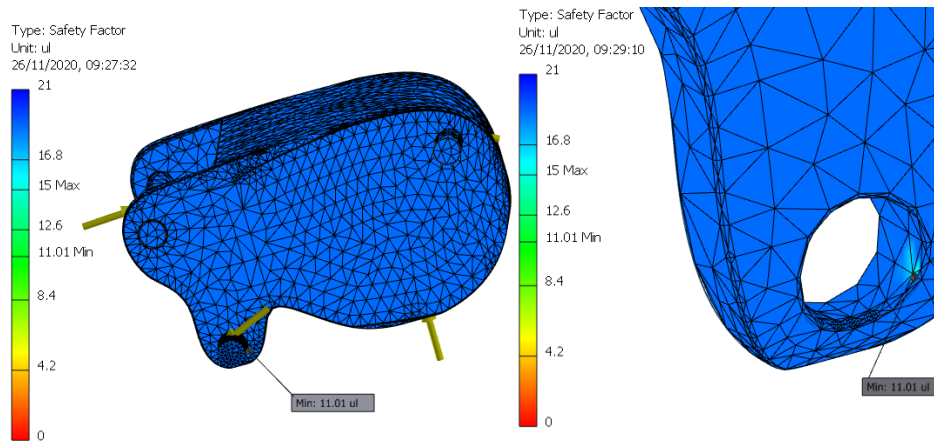
**Figura 3.26.** Resultados del esfuerzo equivalente de Von Mises en MPa para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA

Fuente: Elaboración propia

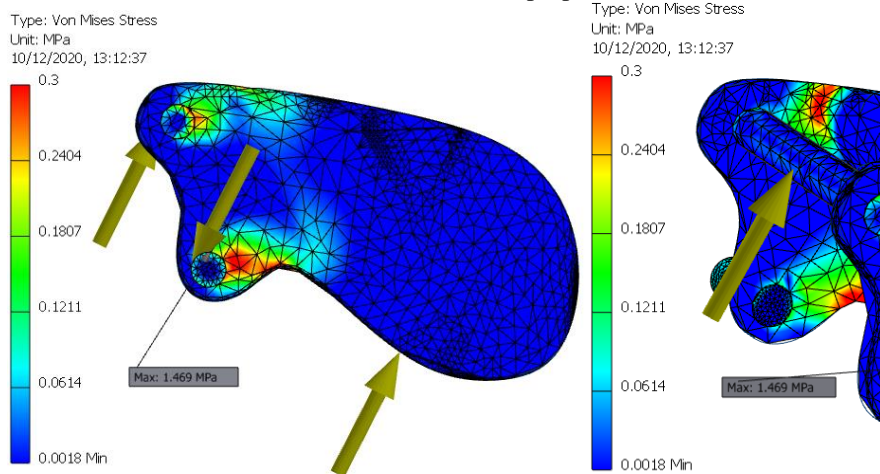


**Figura 3.27.** Resultados de la simulación para el desplazamiento en milímetros para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA

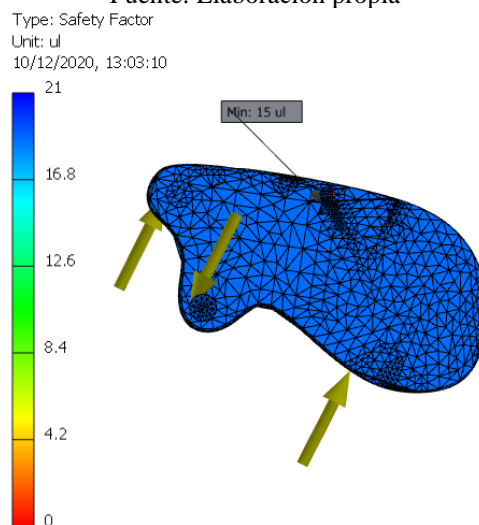
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.28.** Resultados de la simulación para el factor de seguridad para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA  
Fuente: Elaboración propia

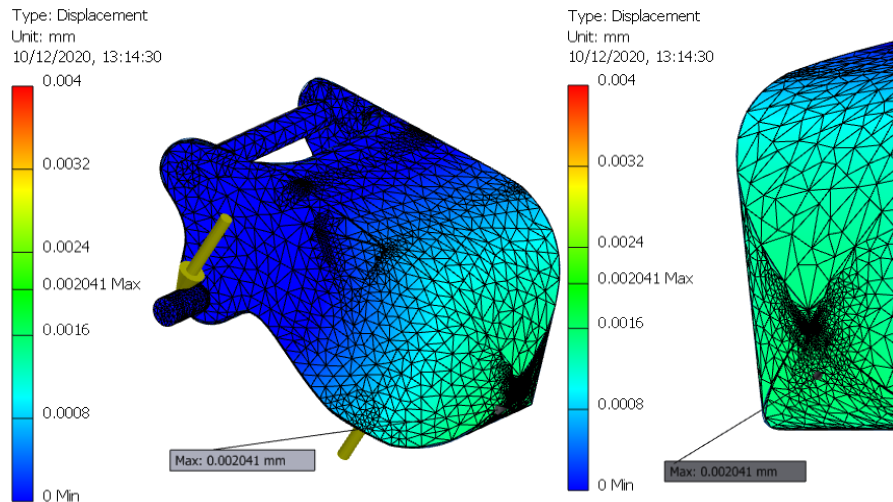


**Figura 3.29.** Resultados del esfuerzo equivalente de Von Mises en MPa para la falange distal, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.30.** Resultados de la simulación para el factor de seguridad para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA  
Fuente: Elaboración propia





**Figura 3.31.** Resultados de la simulación para el desplazamiento en milímetros para la falange media, en un agarre cilíndrico de 120 mm con material PLA  
Fuente: Elaboración propia

Las figuras expuestas anteriormente representan los resultados más favorables para cada resultado obtenido (esfuerzo equivalente de Von Mises, desplazamiento y factor de seguridad) de cada material. Haciendo hincapié en las figuras **Figura 3.24** y **Figura 3.27** donde se tiene los resultados de la simulación de desplazamiento para la falange proximal y media respectivamente, se tuvo que reajustar la escala de colores utilizada para mostrar algún cambio, pues su desplazamiento máximo se encontraba en magnitud de  $10^{-4}$  mm. A partir de ello se puede concluir que el desplazamiento será mínimo o despreciable para esas falanges; en el caso de la falange distal, en la **Figura 3.31** ve que el valor máximo de desplazamiento es 0.004 mm, lo cual también vuelve este desplazamiento despreciable. Por otro lado, analizando el esfuerzo de Von Mises, la falange distal y el cast de la proximal son las que presentan valores más altos, con 1.53 MPa y 7.88 MPa respectivamente. Si estos valores son comparados con el esfuerzo de fluencia del ABS presente en la **Tabla 2.8**, se puede ver que los valores obtenidos en las simulaciones representan menos del 1% del de fluencia. No obstante, el análisis ha sido realizado con una carga de 4.9 N que representan los 500 g descritos en el análisis estático, esta carga generó reacciones que no superan los 20 N; por ende, es lógico que los resultados obtenidos sean valores pequeños y a su vez otorguen valores por encima de 5 para el factor de seguridad. Es necesario hacer un análisis con cargas mayores, con la finalidad de conocer el máximo de resistencia por análisis de esfuerzos. Por último, se puede afirmar que es una zona coherente para presentar dichos valores, ya que presenta un cambio abrupto de sección transversal teniendo altas concentraciones de esfuerzos y

es una de las paredes más delgadas cerca de donde se tienen cargas de las reacciones de los pines. Se considerará elevar el espesor del diseño presentado con la finalidad de reducir aún más dicho valor.

Finalmente, a partir de las **Figura 3.24**, **Figura 3.25** y del **Anexo 7** se elaboró la

Falange	Von Mises Max. (MPa)			Desplazamiento Max. (mm)			Factor de seguridad Min.		
	Distal	Media	Proximal	Distal	Media	Proximal	Distal	Media	Proximal
<b>ABS</b>	1.53	0.97	7.88	0.003	0.00009	0.0025	15.00	11.01	15.00
<b>PETG</b>	1.51	0.97	7.77	0.002	0.00011	0.0019	15.00	15.00	15.00
<b>PLA</b>	1.47	0.87	7.65	0.002	0.00017	0.0017	15.00	15.00	15.00

**Tabla 3.11** donde se puede visualizar la comparativa de los resultados para cada pieza variando los materiales de acuerdo con los expuestos en la **Tabla 2.8**.

Falange	Von Mises Max. (MPa)			Desplazamiento Max. (mm)			Factor de seguridad Min.		
	Distal	Media	Proximal	Distal	Media	Proximal	Distal	Media	Proximal
<b>ABS</b>	1.53	0.97	7.88	0.003	0.00009	0.0025	15.00	11.01	15.00
<b>PETG</b>	1.51	0.97	7.77	0.002	0.00011	0.0019	15.00	15.00	15.00
<b>PLA</b>	1.47	0.87	7.65	0.002	0.00017	0.0017	15.00	15.00	15.00

**Tabla 3.11.** Resultados obtenidos de la simulación de estrés realizadas en el software Inventor para los 3 diferentes materiales.

Fuente: Elaboración propia

Ahora bien, los resultados descritos anteriormente pertenecen a una carga para un agarre cilíndrico de 500g, generando una carga máxima de 7.88N en cada falange. Por ende, es lógico que los valores obtenidos para el esfuerzo de Von Mises sean pequeños (menores a 1MPa). Con la finalidad de conocer el límite del diseño y como este se comporta a cargas mucho más elevadas, se realizó el mismo análisis anterior con una nueva carga de 5 kg. En el **Anexo 9** se encuentran las reacciones del análisis estático para esta nueva carga y con ello se obtuvieron los valores que se describen en la **Tabla 3.12**. Si se comparan los resultados del esfuerzo máximo de Von Mises con el menor esfuerzo de fluencia de cada material, se puede llegar a la conclusión que ninguno supera este valor. Obteniendo un factor de seguridad de 1.36 en el caso más crítico de la **Tabla 3.12**, la falange proximal con el material ABS y en el caso del óptimo uno de 4.50.

Falange	Von Mises Max. (MPa)			Esfuerzo de fluencia del material (MPa)
	Distal	Media	Proximal	-

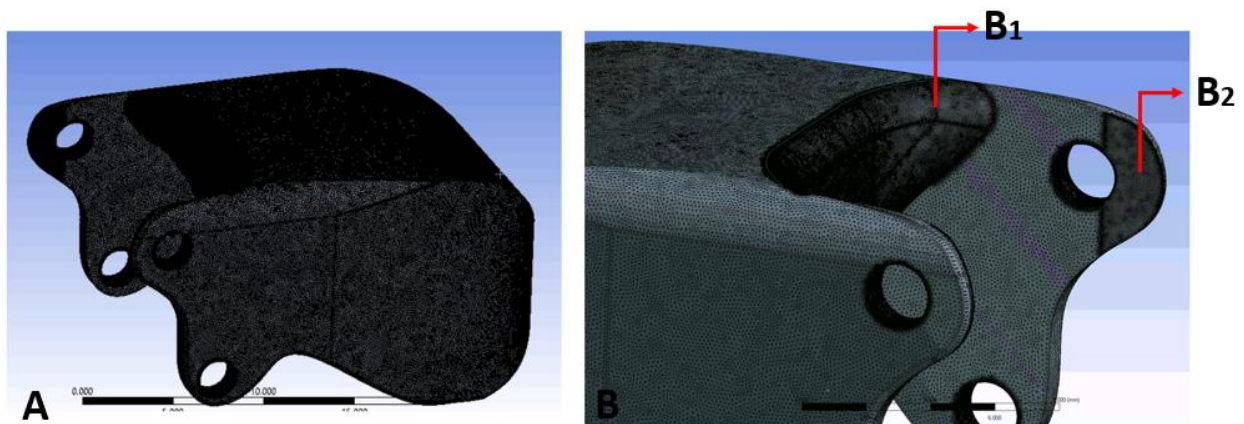
<b>ABS</b>	23.44	12.22	23.61	32.00
<b>PETG</b>	22.99	12.37	23.67	47.90
<b>PLA</b>	22.43	12.22	23.61	55.00

**Tabla 3.12.** Resultados del esfuerzo máximo de Von Mises para una carga de 5kg para cada material comparados con el esfuerzo de fluencia de cada uno  
Fuente: Elaboración propia

### 3.2.4. Análisis de fatiga

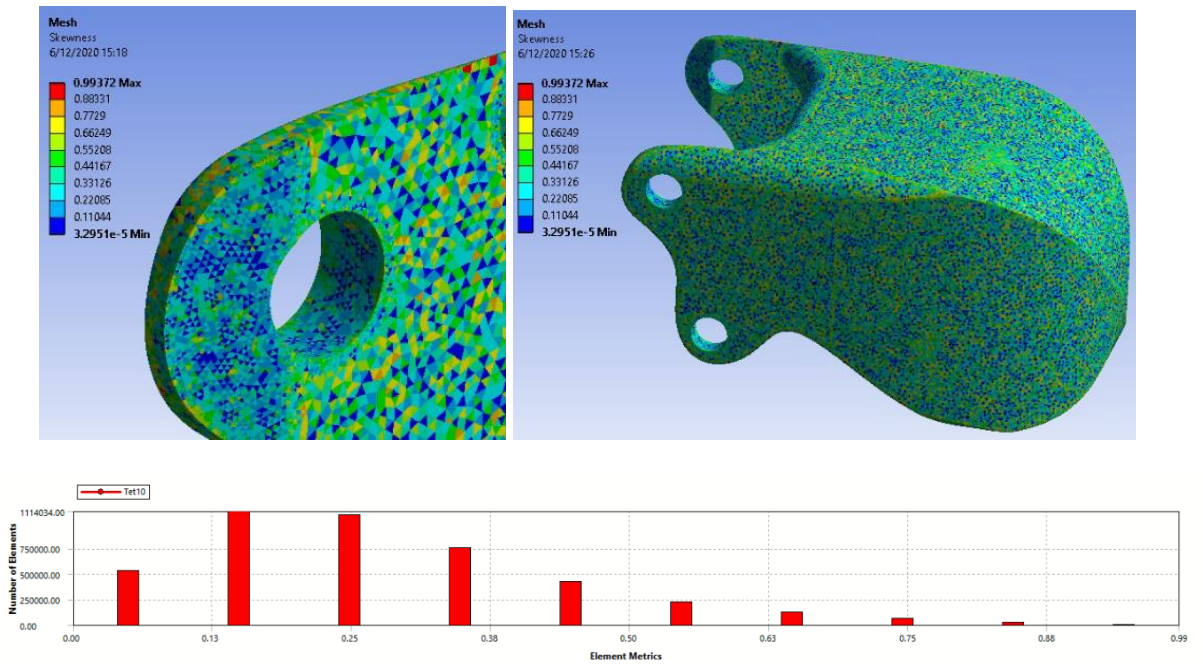
#### 3.2.4.1. Calidad de mallado

Para el mallado de las piezas se utilizó un valor de 0.07 mm en la herramienta de dimensionado y se seleccionaron los agujeros y las superficies B.1 y B.2 de la **Figura 3.32** para un refinamiento de malla pues eran superficies con cambio abrupto de sección transversal donde podría haber una concentración de esfuerzos. De igual manera se realizó para la falange media y el *cast* de la proximal como se detalla en el **Anexo 11**. El valor del dimensionamiento se fue reduciendo desde 0.5 hasta el valor descrito anteriormente, esto se realizó hasta que se encontrase valores óptimos para la calidad de mallado según los criterios de Skewness y Ortogonal. Como se muestra en las **Figura 3.33** y **Figura 3.34**, el programa otorgó un gráfico que indicaba el número de elementos que se encontraban bajo la métrica estipulada (Skewness u Ortogonal), permitiendo visualizar que zonas se encontraban con una menor calidad de mallado, basándose en la rúbrica vista en las **Tabla 2.10** y **Tabla 2.11**. Las zonas con menor calidad se le aplicó un refinamiento de malla y en los cuales ya se contaba con uno, se aumentó el valor hasta llegar a los valores descritos en la **Tabla 3.13**

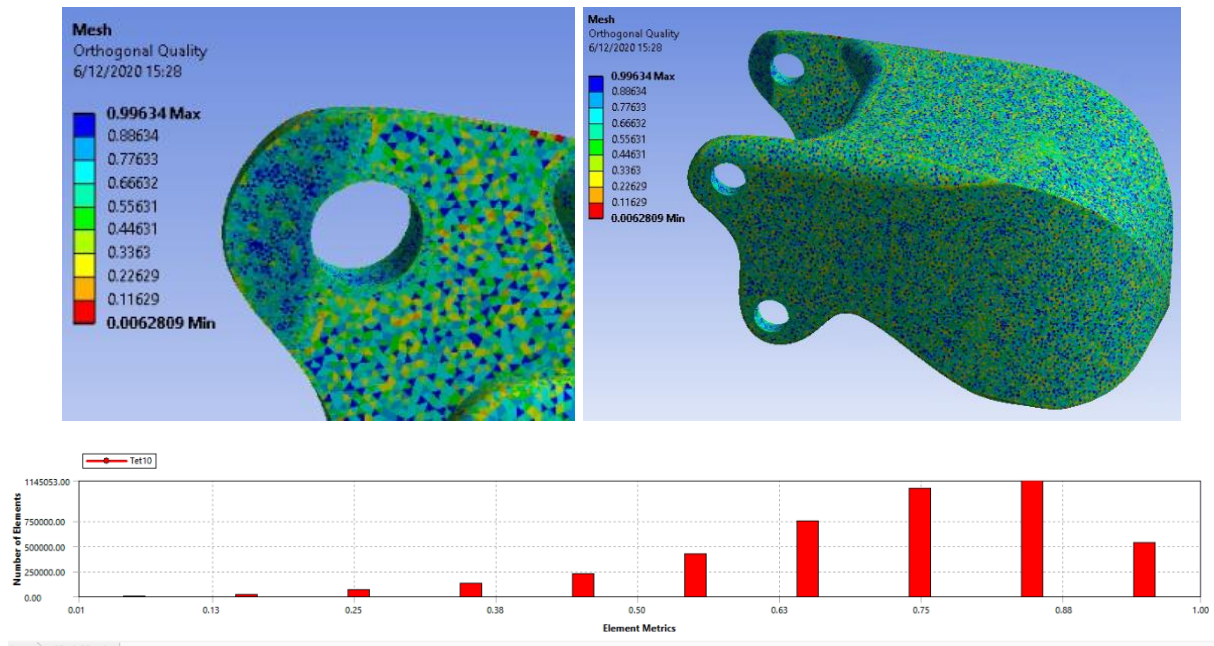


**Figura 3.32.** Mallado en ANSYS para la falange distal  
Fuente: Elaboración propia

En la **Figura 3.6** se visualiza la pieza de la falange distal ante el criterio de mallado Skewness, en esa se puede observar como en las zonas donde se realizó el refinamiento presentan valores óptimos para este criterio y son mínimas las fracciones que presentan valores fuera de los valores óptimos. De igual manera en la **Figura 3.34**, se visualiza los resultados para el criterio ortogonal, lo resultante de ambas figuras es que en las zonas donde el mallado no se encuentra en valores óptimos es el mismo para ambos criterios.



**Figura 3.33.** Resultados de la medición de calidad de mallado según el criterio Skewness para la piza de la falange distal  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.34.** Resultados de la medición de calidad de mallado según el criterio ortogonal para la piza de la falange distal  
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, el mallado obtenido para cada pieza analizada tuvo una calidad muy buena a excelente, como se visualiza en la **Tabla 3.13**. Con esos valores ya se pudo proceder a el analisis de fatiga en el programa, pues los resultados no presenarian errores producto de un mallado deficiente.

Pieza	Pieza	Skewness	Ortogonal
Falange distal	Valor promedio	0.273	0.726
	Categoría	Muy buena (0.25-0.50)	Muy buena (0.70-0.75)
Falange media	Valor promedio	0.243	0.755
	Categoría	Excelente (0-0.25)	Muy buena (0.70-0.95)
Falange proximal	Valor promedio	0.248	0.750
	Categoría	Excelente (0-0.25)	Muy buena (0.70-0.95)

**Tabla 3.13.** Resultados promedio que definen la calidad de la malla según los criterios Skewness y ortogonal  
Fuente: Elaboración propia

### 3.2.4.2. Resultados del análisis de fatiga

De igual manera como se vio en el análisis de esfuerzos, los resultados obtenidos para la fuerza de 7.88N era de vida infinita, esto daba 2 alternativas; el diseño se encuentra



sobredimensionado o la carga utilizada para el análisis es tan pequeña que no causa efectos en las piezas. Para definir cuál de las alternativas era la correcta se realizó un análisis de sensibilidad en el mismo programa variando el valor de las fuerzas hasta encontrar el valor que genere un cambio en los resultados de fatiga. En la **Tabla 3.14** se puede ver los resultados del análisis de sensibilidad donde a partir de la fuerza de 17 N el valor máximo de  $5 \times 10^5$  ciclos se ve reducido a  $3.66 \times 10^5$  ciclos y entre 19 N y 20 N se encuentra el valor de inflexión donde se pierde la vida infinita. Por ello, para encontrar el valor más próximo a dicho punto se elaboró un nuevo estudio de sensibilidad con valores entre 19 N a 20 N, los cuales se encuentran en la **Tabla 3.15**.

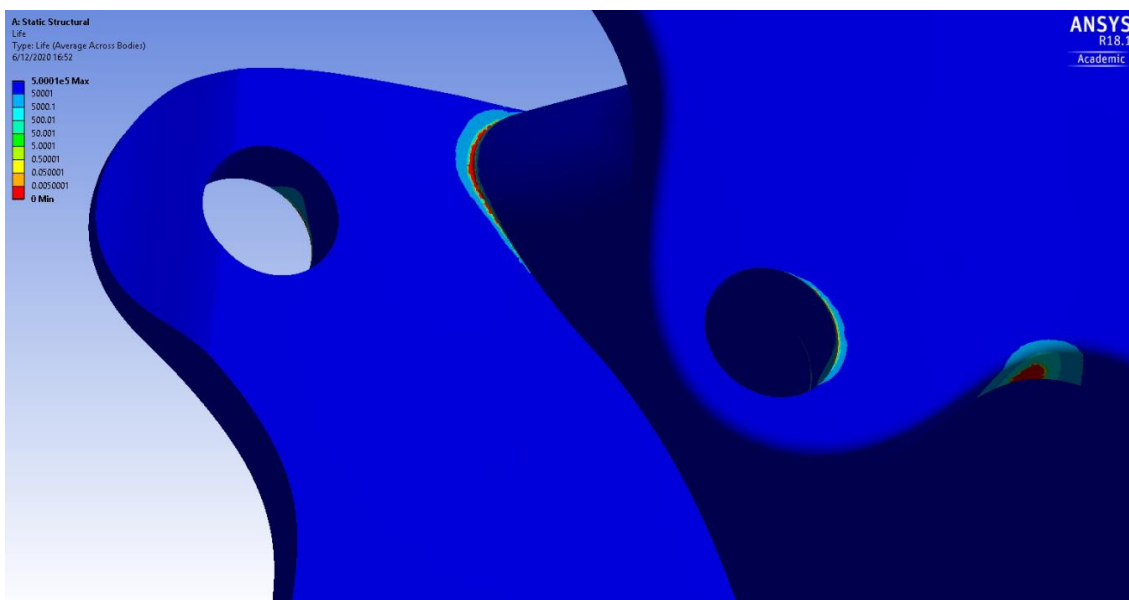
Fuerza (N)	Vida mínima (ciclos)
5	$5.01 \times 10^5$
10	$5.01 \times 10^5$
15	$5.01 \times 10^5$
16	$5.01 \times 10^5$
17	$3.66 \times 10^5$
18	$2.14 \times 10^5$
19	$1.29 \times 10^5$
20	82833
25	10708
30	3524.1

**Tabla 3.14.** Resultados del análisis de sensibilidad para el análisis de fatiga variando las fuerzas aplicadas para la falange distal para el ABS  
Fuente: Elaboración propia

De esta manera se puede comprobar a partir de la **Tabla 3.15** que para el material ABS con los datos ingresados de las **Tabla 2.12** y **Tabla 2.13**, el punto de inflexión es de 19.6 N donde se obtiene una vida de 97103 ciclos, valor que de igual manera es elevado para una prótesis de impresión 3D. Además, como se ve en la **Figura 3.35** las zonas donde la vida mínima en ciclos se ve reducida son efectivamente donde la sección transversal cambia abruptamente y en los agujeros. Ya que tanto la falange distal y la media presentan resultados similares y en las mismas zonas, se recomienda redondear las zonas e incrementar el espesor.

Fuerza (N)	Vida mínima (ciclos)
19.5	$1.01 \times 10^5$
19.6	97103
19.7	93292
19.8	89649
19.9	86165
20	82833

**Tabla 3.15.** Resultados del análisis de sensibilidad específicos para los valores entre 19 N y 20 N para el análisis de fatiga variando las fuerzas aplicadas para la falange distal para el ABS  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.35.** Resultados de la simulación para el factor de seguridad de la prótesis para el material ABS  
Fuente: Elaboración propia

Falange	Fuerza (N)	Vida mínima (ciclos)
Media	24.5	83347
Proximal	17.9	90101

**Tabla 3.16.** Resultados del análisis de sensibilidad para el análisis de fatiga para las falanges media y proximal para el ABS  
Fuente: Elaboración propia

Falange	Fuerza (N)	Vida mínima (ciclos)
Distal	19.5	93643
Media	24.4	86164
Proximal	17.2	98531

**Tabla 3.17.** Resultados del análisis de sensibilidad para el análisis de fatiga para las falanges media y proximal para el PLA  
Fuente: Elaboración propia

Como se mencionó en el apartado anterior, los resultados obtenidos en la simulación de fatiga dependen de la data ingresada acerca de los coeficientes de fatiga y las tablas paramétricas de la amplitud del estrés y la fatiga en ciclos. Estos resultados, como se describen en la bibliografía utilizada, varían dependiendo de varios factores como; la temperatura utilizada en la boquilla de la impresora, el patrón de impresión utilizado, la posición inicial en la plataforma de la impresora, hasta las condiciones del entorno como temperatura del ambiente y humedad. Como se ve, son muchos los factores que influyen en los resultados de la vida bajo cargas cíclicas, lo cual genera que el uso de data bibliográfica para el desarrollo de análisis computacionales tenga una variación mayor entre lo teórico obtenido de las simulaciones y lo real. Es por ello que se recomienda imprimir diversas probetas, a diferentes temperaturas y patrones de impresión, con la finalidad de realizarle pruebas experimentales y obtener data real a condiciones reales para el desarrollo de la prótesis.

### 3.3. Estimación de costos

#### 3.3.1. Simulación de fabricación

En la simulación de la fabricación de las piezas se tuvo un proceso iterativo en el ingreso de parámetros al programa, pues al tener piezas con geometrías pequeñas (agujeros de 2 mm de diámetro) y complejas para colocar soportes (las piezas en forma de Y), se podría llegar a obtener fallas en la impresión. Finalmente, los parámetros seleccionados son los descritos en las **Figura 3.36, Figura 3.37 y Figura 3.38**. Dado que las piezas cuentan con dimensiones de alrededor 35 mm como máximo de longitud y espesores que rondan los 3 a 4 mm, optar por reducir el porcentaje de densidad de relleno iba a desfavorecer su resistencia mecánica. Además, como se vio en la validación computacional el peso de cada pieza y de la prótesis en sí se encuentra por debajo del



límite; en otras palabras, no se tiene una restricción que demande la reducción de la densidad de relleno.

Tipo de máquina: FlashForge Creator Pro

Material - Derecha: PLA

Materia - Izquierda: PLA

Soportes: Habilitar

Base: Deshabilitar

Resolución:
   
 Low (Faster)
   
 Standard
   
 High (Slower)
   
 Hyper

Más opciones >>

Alto de capa | Estructuras | Relleno | Velocidad | Temperatura | Otros

Alto de capa: 0.10mm

Alto de primera capa: 0.10mm

**Figura 3.36.** Parámetros utilizados en el software  
Fuente: Elaboración propia

Alto de capa | Estructuras | Relleno | Velocidad | Temperatura | Otros

Densidad de relleno: 100%

Densidad de patrón: Hexágono

Relleno combinado: Cada 2 capas

**Figura 3.37.** Porcentaje de relleno utilizado y el patrón de impresión ingresado  
Fuente: Elaboración propia

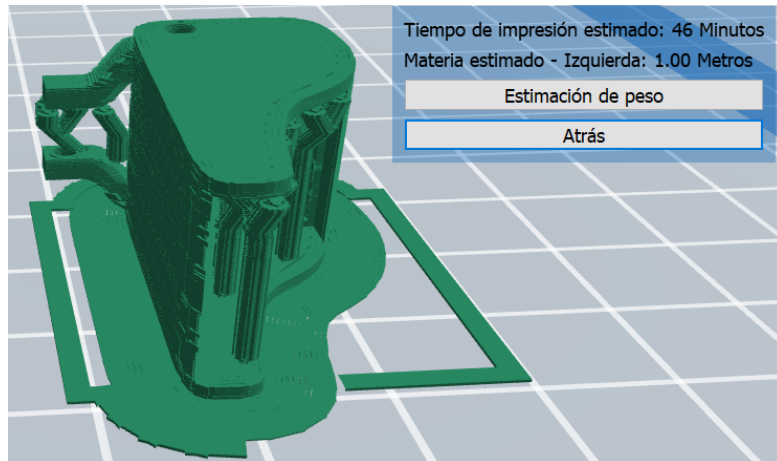
Alto de capa | Estructuras | Relleno | Velocidad | Temperatura | Otros

Extrusor izquierdo: 220°C

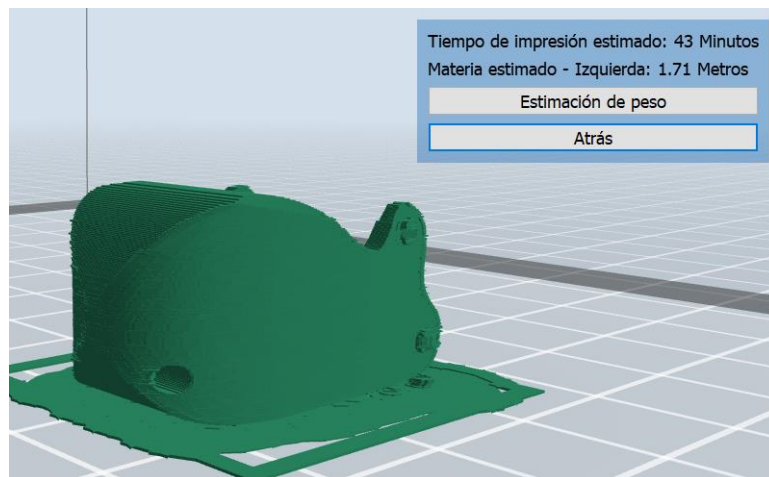
Plataforma: 60°C

**Figura 3.38.** Temperatura utilizada en el extrusor y en la plataforma  
Fuente: Elaboración propia

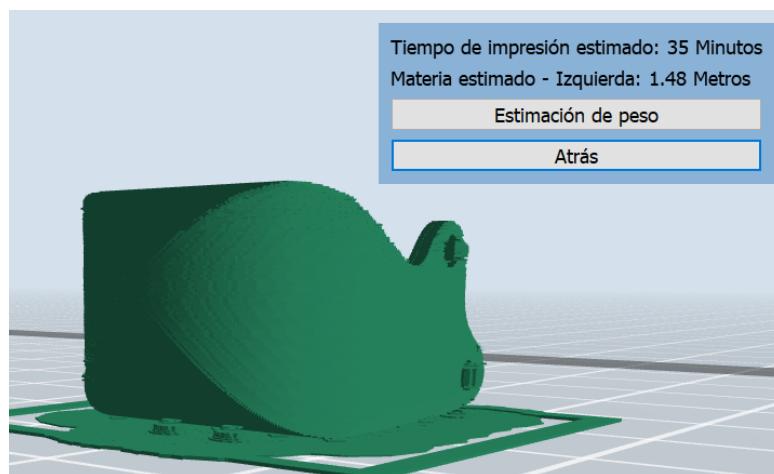
La información crucial de la simulación de impresión viene a ser el tiempo que toma imprimir cada pieza y el peso final de la pieza, pues con estos dos valores se puede calcular el costo de impresión de la prótesis y con ello estimar el costo total de su fabricación. Dicha información se encuentra en las **Figura 3.39, Figura 3.40, Figura 3.41, Figura 3.42 y Figura 3.43** y en la **Tabla 3.18** se tiene la estimación del costo de cada pieza y de la prótesis para un dedo distal.



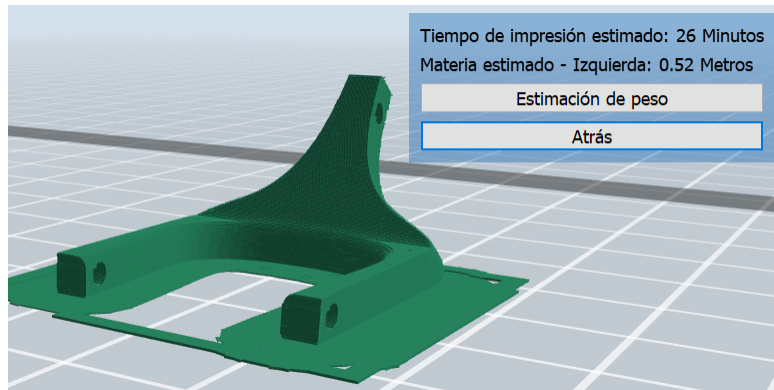
**Figura 3.39.** Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión del cast de la falange proximal  
Fuente: Elaboración propia



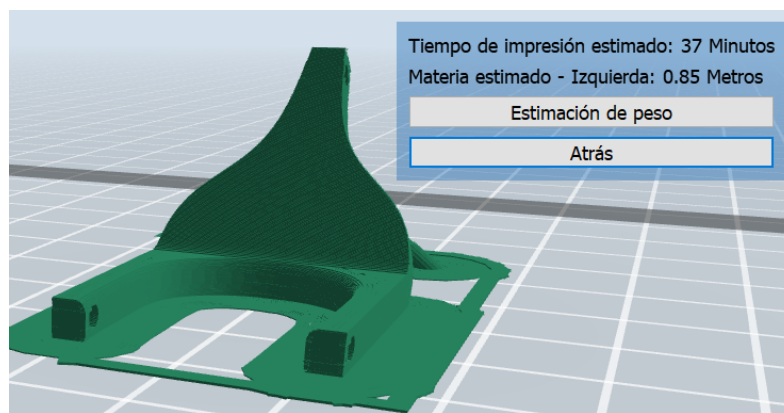
**Figura 3.40.** Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión de la falange media  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.41.** Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión de la falange distal  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.42.** Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión de la pieza Y para la falange distal (Y1)  
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.43.** Estimación de tiempo y material utilizado para la impresión de la pieza Y para la falange proximal (Y2)  
Fuente: Elaboración propia

Pieza	Costo de impresión*	Tiempo de impresión (h)	Costo de filamento**	Peso de la pieza (kg)	Total por pieza***
Proximal	3.69	0.77	24	0.0025	2.89
Media		0.72		0.0043	2.75
Distal		0.58		0.0037	2.24
Pieza Y 1		0.43		0.0013	1.63
Pieza Y 2		0.62		0.0021	2.33

\*El costo de impresión se ha evaluado por hora de uso de la impresora en USD en la impresora Stratasys Mojo

\*\*El costo del filamento se ha evaluado por Kg en dólares

\*\*\* La obtención del costo por pieza=Costo de impresión x Tiempo de impresión + Costo filamento x Peso de la pieza

**Tabla 3.18.** Costo de impresión por pieza en dólares  
Fuente: Elaboración propia

De la **Tabla 3.18** se obtiene que el valor de impresión de la prótesis para un dedo índice tiene un costo de 11.54 dólares, ahora bien a este valor se le debe añadir el costo de los pines que serán de aluminio donde 10 metros de alambre de 2 mm de espesor tiene un costo de 9 USD [81]. En el caso de la prótesis diseñada se ha utilizado 0.06 metros de alambre de aluminio para todos los pines, lo cual representa 0.05 USD. Por otro lado, para la prótesis completa con el guante y la silicona antideslizante que estará en las yemas de las falanges, este valor se puede incrementar a 12.99 USD. Este valor máximo únicamente representa costos de material y uso de impresora 3D, si se le añade un valor arbitrario para lo que vendría a ser la mano de obra de 50%, el costo final de la prótesis puede llegar a ser 19.49 USD para una prótesis únicamente del dedo índice. El cual al tipo de cambio de noviembre del 2020 hace 70.22 nuevos soles, monto que representa el 2% del costo mínimo para una prótesis de accionamiento mecánico visto en la **Tabla 1.10**. Si se asume que se tiene una prótesis para los cuatro dedos este monto puede llegar hasta 264 nuevos soles, encontrándose 97.9% por debajo del costo mínimo. De esta manera se puede concluir que se logró diseñar una prótesis para amputaciones transfalángicas de accionamiento mecánico que se encuentre por debajo del costo del mercado peruano.

## CONCLUSIONES

- 1) Se logró cumplir el objetivo principal de la presente investigación; el diseño de un mecanismo de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas de cualquiera de los cuatro dedos (excluyendo al pulgar). Este mecanismo es capaz de realizar los movimientos de flexión y extensión con un rango angular de  $33^\circ$  para la falange media respecto a la proximal y de  $30^\circ$  para la distal respecto a la falange media, siendo estos valores producto de una rotación de  $60^\circ$  de la falange proximal para un agarre cilíndrico. Estos valores se encuentran dentro del rango óptimo entre  $15^\circ$  y  $90^\circ$  para la falange distal y entre  $25^\circ$  y  $90^\circ$  para la falange media. La prótesis diseñada realiza dichos movimientos sin la necesidad de una fuente de energía externa al cuerpo humano, sino con el movimiento de flexión y extensión de la falange proximal o muñón (energía biomecánica), lo cual hace que el accionamiento sea netamente mecánico.
- 2) Se seleccionó el material PLA para la fabricación de la prótesis; con este se obtuvo un peso teórico para la prótesis del dedo índice de 12.86 gramos, valor que se encuentra 75.87% por debajo del máximo establecido de 53.28 gramos. Este material se seleccionó debido a ser uno de los más comerciales, económicos y con altos valores de durabilidad para poder ser utilizado en impresión 3D. Además, el peso teórico de la prótesis diseñada, el cual ha sido calculado teniendo las piezas con un relleno de impresión del 100%, refleja que en el caso se tenga una prótesis de los cuatro dedos de la mano más el sistema de fijación (guante) se podría llegar a tener un peso máximo de 65 gramos, valor que sigue estando por debajo del máximo de 200 gramos, cumpliendo así uno de los principales parámetros establecidos para el desarrollo de la prótesis, la adaptabilidad.
- 3) La validación computacional otorgó resultados de esfuerzos y fatiga; concluyendo que el material de impresión seleccionado (PLA) le brindó a la prótesis la resistencia adecuada para poder realizar un agarre cilíndrico con un peso de hasta 5kg. Se obtuvieron resultados de 23.61 MPa de esfuerzo máximo de Von Mises para el caso del PLA valor que representa un factor de seguridad de 2.33 (a un esfuerzo de fluencia de 55 MPa). A partir del estudio de sensibilidad se pudo concluir que para el material

ABS el tiempo de vida por fatiga deja de ser vida infinita a partir de los 17.9 N en carga cíclica (que representa un valor de 1.82 kg) mientras que para el PLA se pierde la vida infinita a partir de los 17.2 N (que representa un valor de 1.75 kg).

- 4) Se pudo concluir que, de los 3 materiales analizados, el ABS y el PLA, obtuvieron resultados favorables y similares, mientras que el material PETG a comparación de los otros dos, fue el cual tuvo el peor de los resultados. Por otro lado, es importante observar que los materiales utilizados y analizados son los comerciales; sin embargo, existen alternativas mejoradas de PLA y ABS con fibras de vidrio o carbono, lo cual mejora notablemente sus propiedades mecánicas y a su vez su resistencia a la fatiga. Si bien a mayor porcentaje de fibras de vidrio o carbono en la composición del material su costo se puede ver comprometido (elevado), se debe hacer un análisis de costo-beneficio, pues de por si con los materiales comerciales se han obtenido resultados favorables para todos los análisis, se podría llegar a obtener mejoras notorias al utilizar por ejemplo ABS al 40% de fibra de vidrio el cual tiene mayores valores en resistencia a la fractura o también ABS al 40% de fibra de carbono, el cual tiene menor valor de densidad lo cual la hace más ligera que al 40% de fibra de vidrio.
- 5) Se seleccionó el proceso de manufactura de impresión 3D de polímeros ya que es la alternativa capaz de fabricar piezas geoméricamente complejas, como las diseñadas, sin incrementar el costo de fabricación de manera drástica. El costo de la prótesis diseñada en este estudio tiene un valor estimado de S/. 264.00 (74 USD aproximadamente) para el caso de una amputación transfalángica de las falanges media y distal de los cuatro dedos, valor que se encuentra 75.33% por debajo del mínimo del costo en el mercado peruano. La prótesis diseñada es ligera, capaz de realizar el rango articular de un dedo sano, no requiere de baterías externas, capaz de soportar 5 kg de peso, de alta durabilidad, y además puede ser personalizable según las medidas del usuario.
- 6) Se recomienda para futuros estudios realizar validaciones experimentales con la prótesis fabricada y con un usuario, medir la fuerza de agarre cilíndrico y contrastarlo

con los valores de las **Tabla 1.4** y **Tabla 1.5**, además estudiar como la variación del diámetro del cilindro tiene un impacto con el área de contacto y esto a su vez con la fuerza del agarre cilíndrico, finalmente contrastar esos valores con los de las **Figura 1.9** y **Figura 1.10**. Esta contrastación brindará data relevante para posibles mejoras en el diseño de cada falange y del mecanismo en sí. Por otro lado, se recomienda realizar moldes computacionales de la mano del usuario haciendo uso de un scanner 3D, caso contrario proceder a realizar un molde de yeso de la mano afectada. Esto último facilitará la fabricación del guante, asegurando un encaje adecuado y la comodidad del usuario. Finalmente, para la fabricación y selección del material, se recomienda realizar pruebas mecánicas a una probeta de ensayo, de los materiales preseleccionados, impresa a diversas temperaturas, con la finalidad de evaluar cómo la temperatura de impresión afectará a las propiedades mecánicas del material y a su vez su resistencia a la fatiga, criterio crítico en el diseño.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Instituto Nacional de Estadística e Informática Av., “Perú Características de la Población con Discapacidad.” Instituto Nacional de Estadística e Informática Av., Lima, p. 97, 2015.
- [2] Dirección Técnica de Demografía e Indicadores Sociales, “Capítulo III: Resultados generales sobre la población con discapacidad.” Lima, p. 10, 217AD.
- [3] H. T. Camacho-Conchucos, “Pacientes amputados por accidentes de trabajo: características y años acumulados de vida productiva potencial perdidos,” vol. 71, no. 4, pp. 271–275, 2010.
- [4] Oficina de Estadística - OGETIC en coordinación con la Dirección General de and D. F. y S. y S. en el Trabajo, “Boletín Estadístico Mensual-Notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales Oficina.” Oficina de Estadística - OGETIC en coordinación con la Dirección General de Derechos Fundamentales y Seguridad y Salud en el Trabajo, Lima, p. 29, 2019.
- [5] Presidente de la Republica, “Accidentes de trabajo y enfermedades profesionales reglamento del decreto – ley 18846.” Lima, p. 6.
- [6] M. M. Bustamante Carvallo, “Malky: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada,” Pontificia Universidad Católica del Perú, 2018.
- [7] A. Mitchell, R. Drake, and V. Wayne, *Gray Anatomia Para Estudiantes*. Madrid: Elsevier, 2005.
- [8] K. L. Moore, *Anatomía con orientación clínica*. 2018.
- [9] A. Freivalds, *Biomechanics of the upper limb*. Florid, 2004.
- [10] T. A. R. Schreuders, J. W. Brandsma, and H. J. Stam, “Functional Anatomy and Biomechanics of the Hand,” *Hand Hand Funct. A Pract. Guid. to Assess.*, pp. 3–22, 2014, doi: 10.1007/978-1-4614-9449-2.
- [11] Ł. Jaworski and R. Karpiński, “Biomechanics of the Human Hand,” *J. Technol. Exploit. Mech. Eng.*, vol. 3, no. 1, pp. 28–33, 2017, doi: 10.35784/jtme.536.



- [12] D. Field and R. Soames, *Anatomía y Movimiento Humano. Estructura y Funcionamiento*. Barcelona, 2000.
- [13] F. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, 7th ed. ESpaña: ELSEVIER, 2014.
- [14] H. Rouviere and A. Delmas, *Anatomía Humana - Descriptiva, topográfica y funcional -Tomo III*, 10th ed. Barcelona: masson S.A., 2002.
- [15] S. F. M. Duncan, C. E. Saracevic, and R. Kakinoki, “Biomechanics of the hand,” *Hand Clin.*, vol. 29, no. 4, pp. 483–492, 2013, doi: 10.1016/j.hcl.2013.08.003.
- [16] J. T. Belter and A. M. Dollar, “Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp. 921–927, 2011, doi: 10.1109/ICORR.2011.5975476.
- [17] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular Tomo I. Miembro superior*, Sexta. 2012.
- [18] J. A. Oteo, P. Benavente, and M. Garzón, “Valores normativos de la fuerza de puño en la población española en edad laboral. Influencia de las variables antropométricas de la mano y el antebrazo,” *Rev. Iberoam. Cirugía la Mano*, vol. 43, no. 02, pp. 104–110, 2015, doi: 10.1016/j.ricma.2015.09.005.
- [19] D. S. Asakawa, G. H. Crocker, A. Schmaltz, and D. L. Jindrich, “Fingertip forces and completion time for index finger and thumb touchscreen gestures,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 34, pp. 6–13, 2017, doi: 10.1016/j.jelekin.2017.02.007.
- [20] N. J. Seo and T. J. Armstrong, “Investigation of grip force, normal force, contact area, hand size, and handle size for cylindrical handles,” *Hum. Factors*, vol. 50, no. 5, pp. 734–744, 2008, doi: 10.1518/001872008X354192.
- [21] L. Carmenate Milián, F. A. Moncada Chévez, and E. W. Borjas Leiva, *Manual de Medidas Antropométricas*. 2014.
- [22] O. Binvignat, A. Almagia, P. Lizana, and E. Olace, “Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos,” vol. 30, no. 2, pp. 599–606, 2012.
- [23] I. Imbinto *et al.*, “Treatment of the Partial Hand Amputation: An Engineering Perspective,” *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 9, p. 32–48, 2016, doi: 10.1109/rbme.2016.2523799.

- [24] P. Varma, M. G. Stineman, and T. R. Dillingham, “Epidemiology of Limb Loss Amputation Limb loss Dysvascular Transfemoral Transtibial,” vol. 25, pp. 1–8, 2014, doi: 10.1016/j.pmr.2013.09.001.
- [25] G. Dodd, “Upper limb prosthetic rehabilitation,” *Orthop. Trauma*, vol. 25, no. 2, pp. 135–142, 2010, doi: 10.1016/j.mporth.2010.10.003.
- [26] G. Lisi, “The Study of the Electromyographic Signal for the Control of a Prosthetic Hand,” no. 732932, 2010.
- [27] Dianceht, “Prótesis para dedo.” [http://www.manosydedos.com/index\\_sel\\_dedos.html](http://www.manosydedos.com/index_sel_dedos.html) (accessed Jun. 12, 2020).
- [28] H. Burger, T. Maver, and Č. Marinček, “Partial hand amputation and work,” *Disabil. Rehabil.*, vol. 29, no. 17, pp. 1317–1321, 2007, doi: 10.1080/09638280701320763.
- [29] Geneva: International Organization for Standardization, “ISO 8549-1:1989 Prosthetics and orthotics — Vocabulary — Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses.” p. 6, 1989.
- [30] OMS, “Normas de ortoprotésica,” Suiza, 217AD.
- [31] L. Puglisi and H. Moreno, “Prótesis Robóticas.” p. 10, 2006.
- [32] J. L. Loaiza and N. Arzola, “Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano,” *Boll. Soc. Ital. Biol. Sper.*, pp. 191–200, 2011.
- [33] J. L. Brito, M. X. Quinde, D. Cusco, and J. I. Calle, “Revisión De Las Prótesis De Mano,” no. 2013, pp. 57–64, 2013, [Online]. Available: [https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/8447/1/Estudio del estado del arte de las prótesis de mano.pdf](https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/8447/1/Estudio%20del%20estado%20del%20arte%20de%20las%20pr%C3%B3tesis%20de%20mano.pdf).
- [34] N. Wang, K. Lao, and X. Zhang, “Design of an anthropomorphic prosthetic hand with EMG control,” *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 8917, pp. 300–308, 2014, doi: 10.1007/978-3-319-13966-1\_30.
- [35] Prosthetic & Orthotic Care, “Types of Upper Extremity Prostheses.” <http://www.pandocare.com/upper-extremity-types/#1471966938595-7757743e->

c7b3 (accessed May 12, 2020).

- [36] H. Kousaka, H. Mizoguchi, M. Yoshikawa, H. Tanaka, and Y. Matsumoto, “Role analysis of dominant and non-dominant hand in daily life,” *Proc. - 2013 IEEE Int. Conf. Syst. Man, Cybern. SMC 2013*, pp. 3972–3977, 2013, doi: 10.1109/SMC.2013.678.
- [37] E. Biddiss, D. Beaton, and T. Chau, “Consumer design priorities for upper limb prosthetics,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 2, no. 6, pp. 346–357, 2007, doi: 10.1080/17483100701714733.
- [38] H. W. Kay and M. Rakic, *Rehabilitation Research and Development*. Washington, 1988.
- [39] R. Vinet, Y. Lozach, N. Beaudry, and G. Grouin, “Design Methodology for a Multifunctional Hand Prosthesis,” *J Rehabil Res Dev.*, pp. 316–324, 1995.
- [40] C. Behrend, W. Reizner, J. A. Marchessault, and W. C. Hammert, “Update on Advances in Upper Extremity Prosthetics,” *YJHSU*, vol. 36, no. 10, pp. 1711–1717, 2011, doi: 10.1016/j.jhsa.2011.07.024.
- [41] M. Soler Ayats, “Diseño de una prótesis de mano adaptable para niños.,” *Etseib*, p. 76, 2017.
- [42] N. Dechev, W. L. Cleghorn, and S. Naumann, “Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand,” *Mech. Mach. Theory*, vol. 36, no. 10, pp. 1157–1173, 2001, doi: 10.1016/S0094-114X(01)00035-0.
- [43] N. Dechev, W. L. Cleghorn, and S. Naumann, “Toronto Bloorview Macmillan (TBM) Hand Multi-Fingered, Adaptive Grasp Prosthetic Hand: Better Function and Cosmesis,” 2000.
- [44] Partial hand solutions, “TITAN Full,” vol. 1. connecticut, p. 1, 2017, [Online]. Available:  
<http://nebula.wsimg.com/0ea34b020f0fde723832c905101f8900?AccessKeyId=62184693F3874EF878A6&disposition=0&alloworigin=1>.
- [45] Partial hand solutions, “TITAN Partial,” vol. 1. connecticut, p. 1, 2017, [Online]. Available:

- <http://nebula.wsimg.com/d6a2e5da17b665571eab64324516d954?AccessKeyId=62184693F3874EF878A6&disposition=0&alloworigin=1>.
- [46] E. Kuester, “K-1 Hand.” <https://enablingthefuture.org/k-1-hand/> (accessed May 23, 2020).
- [47] Partial hand solutions, “M-Fingers,” p. 1, 2017, [Online]. Available: <http://nebula.wsimg.com/eefb6761c429d0aef663a579e0db0d28?AccessKeyId=62184693F3874EF878A6&disposition=0&alloworigin=1>.
- [48] Partial hand solutions, “Partial M-Fingers,” p. 1, 2017, [Online]. Available: <http://nebula.wsimg.com/48b779be0d212132418ba646aa65101a?AccessKeyId=62184693F3874EF878A6&disposition=0&alloworigin=1>.
- [49] Sidrick Medical, “X-Tips.” <https://www.x-finger.com/x-tips.html> (accessed May 20, 2020).
- [50] N. Brookins, “Knick’s Prosthetic Finger v3.5.5.” <https://www.thingiverse.com/thing:1340624> (accessed May 28, 2020).
- [51] Naked Prosthetics, “PIP Driver.” <https://www.npdevices.com/product/pipdriver/> (accessed May 28, 2020).
- [52] Naked Prosthetics, “MCP Driver.” <https://www.npdevices.com/product/mcpdriver/> (accessed May 28, 2020).
- [53] L. C. Díaz Montealegre, “Prótesis electrónicas : Una nueva esperanza para mejorar la calidad de vida de las personas,” vol. 80, pp. 169–177, 2016.
- [54] Vincent Systems, “VINCENTpartial active.” Vincent Systems, Karlsruhe, p. 2, [Online]. Available: [https://vincentsystems.de/workspace/vs/docs/g3p02d02en02\\_partialactive\\_flyer\\_compressed.pdf](https://vincentsystems.de/workspace/vs/docs/g3p02d02en02_partialactive_flyer_compressed.pdf).
- [55] ÖSSUR Touch Bionics, “i-Digits™ Quantum.” <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/i-digits-quantum> (accessed May 20, 2020).
- [56] ÖSSUR Touch Bionics, “i-Digits Access.” <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/i-digits-access> (accessed May 20, 2020).
- [57] J. L. Brito Guaricela, M. X. Quinde Abril, and C. P. J. David, “Diseño,

- construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha.,” *Univ. Politécnica Sales.*, p. 140, 2013.
- [58] Granta Design, “CES EduPack.” .
- [59] J. E. Uellendahl, “inMotion – Prosthetic primer: materials used in prosthetics, part 1,” 1998. <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-materials-prosthetics-part-1/> (accessed May 26, 2020).
- [60] A. Mota, “Materials of Prosthetic Limbs,” 2017.
- [61] J. E. Uellendahl, “inMotion – Prosthetic primer : materials used in prosthetics, part 2,” 1998. <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-materials-prosthetics-part-2/> (accessed May 26, 2020).
- [62] F. Gil, M. Ginebra, and J. Planell, “Metales y aleaciones para la substitución de tejidos duros,” *Biomecánica*, vol. 13, pp. 73–78, 1999, doi: 10.1016/S0921-5093(97)00778-8.
- [63] F. Gil and J. Planell, “Aplicaciones biomédicas del titanio y sus aleaciones,” *Biomecánica*, no. JANUARY 1993, pp. 34–42, 1993, [Online]. Available: <http://upcommons.upc.edu/handle/2099/6814>.
- [64] F. Barreto, “Diseño de prototipo de protesis mecanica de mano,” 2016.
- [65] “Chapter 3 forward kinematics : the denavit-hartenberg.” .
- [66] V. Bundhoo and E. J. Park, “Design of an Artificial Muscle Actuated Finger towards Biomimetic Prosthetic Hands,” pp. 368–375, 2005.
- [67] N. Omarkulov, K. Telegenov, M. Zeinullin, A. Begalinova, and A. Shintemirov, “Design and Analysis of an Underactuated Anthropomorphic Finger for Upper Limb Prosthetics,” pp. 2474–2477, 2015.
- [68] K. T. Ulrich and S. D. Eppinger, *Product Design and Development*, Quinta. McGraw-Hill, 2012.
- [69] É. A. Portilla Flores, O. F. Avilés Sánchez, R. Piña Quintero, P. A. Niño Suárez, E. Moya Sánchez, and M. A. Molina Vilchis, “Análisis cinemático y diseño de un mecanismo de cuatro barras para falange proximal de dedo antropomórfico,” *Cienc. e Ing. Neogranadina*, vol. 20, no. 1, p. 45, 2010, doi: 10.18359/rcin.283.

- [70] M. B. Gómez Toapanta, “Ajuste De Un Modelo De Rodilla Basado En El Mecanismo 4R Para Movimientos Planos, Usando Video Análisis Para Capturar El Movimiento,” 2017.
- [71] A. Castillo Ramírez, *Apuntes para la materia de Cinemática de las máquinas*. UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ, 2005.
- [72] B. Murali, S. Huddle, and R. F. f. Weir, “Design and evaluation of a distally actuated powered finger prosthesis with self-contained transmission for individuals with partial hand loss,” *Adv. Mech. Eng.*, vol. 11, no. 4, pp. 1–16, 2019, doi: 10.1177/1687814019834114.
- [73] Universidad Politécnica de Valencia, “Análisis de Fatiga con Ansys mediante el método de las tensiones estáticas equivalentes,” p. 12.
- [74] ANSYS Inc., “Lecture 7: Mesh Quality & Advanced Topics,” *Introduction to ANSYS Meshing*, vol. Release 15. 2015, [Online]. Available: [https://www.academia.edu/16970000/MESH\\_QUALITY\\_AND\\_ADVENCED\\_TOPICS\\_ANSYS\\_WORKBENCH\\_16\\_0](https://www.academia.edu/16970000/MESH_QUALITY_AND_ADVENCED_TOPICS_ANSYS_WORKBENCH_16_0).
- [75] C. C. Chen and J. A. Sauer, “Yield and fracture mechanisms in ABS,” *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 40, no. 3–4, pp. 503–521, 1990, doi: 10.1002/app.1990.070400317.
- [76] J. M. Puigoriol-Forcada, A. Alsina, A. G. Salazar-Martín, G. Gomez-Gras, and M. A. Pérez, “Flexural fatigue properties of polycarbonate fused-deposition modelling specimens,” *Mater. Des.*, vol. 155, pp. 414–421, 2018, doi: 10.1016/j.matdes.2018.06.018.
- [77] O. H. Ezeh and L. Susmel, “Fatigue strength of additively manufactured polylactide (PLA): effect of raster angle and non-zero mean stresses,” *Int. J. Fatigue*, vol. 126, no. May, pp. 319–326, 2019, doi: 10.1016/j.ijfatigue.2019.05.014.
- [78] A. Hancq and R. Browell, “Calculating and Displaying Fatigue Results. The ANSYS Fatigue Module has a wide range of features for performing calculations and presenting analysis results.,” *Analysis*, 2006.
- [79] A. Pandzic, D. Hodzic, and A. Milovanovic, “Effect of infill type and density on

tensile properties of pla material for fdm process,” *Ann. DAAAM Proc. Int. DAAAM Symp.*, vol. 30, no. 1, pp. 545–554, 2019, doi: 10.2507/30th.daaam.proceedings.074.

- [80] ABB Group, “Manual del Usuario,” *Man. del usuario, operación y Manten. Transform. potencia*, no. 477, p. 20, 2007.
- [81] Amazon, “Alambre de aluminio plateado de 0.039 in de grosor, alambre de metal flexible para manualidades, para hacer muñecas, esqueleto, manualidades (100 pies).” [https://www.amazon.com/aluminio-plateado-flexible-manualidades-esqueleto/dp/B08CY2MXHK/ref=sr\\_1\\_2\\_sspa?crd=3GRXJEMZRXRO1&dchild=1&keywords=2+mm+aluminum+wire&qid=1607088659&srefix=2mm+alum%2Caps%2C237&sr=8-2-spons&psc=1&spLa=ZW5jcnlwdGVkUXVhbGlmaWVyPUEy](https://www.amazon.com/aluminio-plateado-flexible-manualidades-esqueleto/dp/B08CY2MXHK/ref=sr_1_2_sspa?crd=3GRXJEMZRXRO1&dchild=1&keywords=2+mm+aluminum+wire&qid=1607088659&srefix=2mm+alum%2Caps%2C237&sr=8-2-spons&psc=1&spLa=ZW5jcnlwdGVkUXVhbGlmaWVyPUEy) (accessed Dec. 28, 2020).

# ANEXOS

**Anexo 1.** Tabla paramétrica obtenida del software EES para el punto B

Punto B		r		$\theta$			
x	y	1	3	1'	1	3'	3
4	0	4.00	20.00	90.00	90.00	53.13	216.90
5	0	5.00	20.62	90.00	90.00	50.91	219.10
6	0	6.00	21.26	90.00	90.00	48.81	221.20
4	1	4.12	20.81	75.96	104.00	54.78	215.20
5	1	5.10	21.40	78.69	101.30	52.59	217.40
6	1	6.08	22.02	80.54	99.46	50.53	219.50
4	2	4.47	21.63	63.43	116.60	56.31	213.70
5	2	5.38	22.20	68.20	111.80	54.16	215.80
6	2	6.32	22.80	71.57	108.40	52.13	217.90
4	3	5.00	22.47	53.13	126.90	57.72	212.30
5	3	5.83	23.02	59.04	121.00	55.62	214.40
6	3	6.71	23.60	63.43	116.60	53.62	216.40
4	4	5.66	23.32	45.00	135.00	59.04	211.00
5	4	6.40	23.85	51.34	128.70	56.98	213.00
6	4	7.21	24.41	56.31	123.70	55.01	215.00
4	5	6.40	24.19	38.66	141.30	60.26	209.70
5	5	7.07	24.70	45.00	135.00	58.24	211.80
6	5	7.81	25.24	50.19	129.80	56.31	213.70
4	6	7.21	25.06	33.69	146.30	61.39	208.60
5	6	7.81	25.55	39.81	140.20	59.42	210.60
6	6	8.48	26.08	45.00	135.00	57.53	212.50
4	7	8.06	25.94	29.74	150.30	62.45	208.60
5	7	8.60	26.42	35.54	144.50	60.52	210.60
6	7	9.22	26.93	40.60	139.40	58.67	212.50



**Anexo 2.** Tabla paramétrica obtenida del software EES para el punto B

Punto C		r		$\theta$			
x	y	1	3	1'	1	3'	3
4	0	4.00	20.00	90.00	90.00	53.13	216.90
5	0	5.00	20.62	90.00	90.00	50.91	219.10
6	0	6.00	21.26	90.00	90.00	48.81	221.20
4	1	4.12	20.81	75.96	104.00	54.78	215.20
5	1	5.10	21.40	78.69	101.30	52.59	217.40
6	1	6.08	22.02	80.54	99.46	50.53	219.50
0	2	4.47	21.63	63.43	116.60	56.31	213.70
5	2	5.38	22.20	68.20	111.80	54.16	215.80
6	2	6.32	22.80	71.57	108.40	52.13	217.90
4	3	5.00	22.47	53.13	126.90	57.72	212.30
5	3	5.83	23.02	59.04	121.00	55.62	214.40
6	3	6.71	23.60	63.43	116.60	53.62	216.40
4	4	5.66	23.32	45.00	135.00	59.05	211.10
5	4	6.403	23.85	51.34	128.70	56.98	213.20
6	4	7.211	25.41	56.31	123.70	55.01	215.20
4	5	6.403	24.19	38.66	141.30	60.26	209.70
5	5	7.071	24.70	45.00	135.00	58.24	211.80
6	5	7.810	26.24	50.19	129.80	56.33	213.70
4	6	7.211	25.16	33.69	146.30	61.39	208.60
5	6	7.81	25.50	39.81	140.20	59.42	210.60
6	6	8.48	26.00	45.00	135.00	57.53	212.50
4	7	8.062	25.90	29.74	150.30	62.45	208.90
5	7	8.602	26.45	35.54	144.50	60.52	210.90
6	7	9.220	26.86	40.60	139.40	58.77	212.90

**Anexo 3.** Código utilizado en el software EES para hallar las tablas paramétricas

// Variar estos valores para conocer resultados, de igual manera realizar tablas paramétricas

b\_y= 6 [mm] "4-6"  
b\_x= -5 [mm] "0-7"  
c\_y=- 9 [mm] "-4-10"  
c\_x= 35 [mm] "27-35"  
d\_x=30 [mm]

//Cuando theta [1] sea igual a 90, theta\_prima[1] también por ende en ese caso, acotar la ecuación para theta prima y asignarle valor de 90

theta\_prima[1]= arctan(b\_y/b\_x) "posición inicial"  
//theta\_prima[1]= 90 "Quitarle el acotado cuando se analice esta posición"  
theta[1]=180-theta\_prima[1]

theta\_prima[3]=arctan((b\_y-c\_x)/(c\_x-b\_x)) "posición inicial"  
theta[3]=360-theta\_prima[3]

//Cuando se encuentra desplazado a la izquierda  
theta[4]=arctan(c\_y/(d\_x-c\_x))

//Cuando se encuentra desplazado a la derecha  
theta\_prima[4]=arctan(c\_y/(d\_x+c\_x))

//theta[4]=180-theta\_prima[4]

#### Anexo 4. Código de MATLAB

```
clc
clear

%Ingresar valores tentativos obtenidos de las tablas paramétricas
r1=9;
r2=30;
r3=38;
r4=10;

k1=r1/r4;
k2=r1/r2;
k3=((r3.^2)-(r1.^2)-(r2.^2)-(r4.^2))/(2*r2*r4);

%se asumió posición vertical para facilitar cálculos, ingresar rango de
%variación del driven
theta2(1)=90*3.141516/180;
theta2(2)=80*3.141516/180;
theta2(3)=70*3.141516/180;
theta2(4)=60*3.141516/180;
theta2(5)=50*3.141516/180;
theta2(6)=40*3.141516/180;
theta2(7)=30*3.141516/180;

%ángulo fijo
theta1 = 180*3.141516/180;

%número de iteraciones
n=7;

for i=1:1:n

    A(i)=k1*cos(theta2(i)-theta1)+ k3 + cos(theta2(i))-k2*cos(theta1);
    B(i)=2*(-sin(theta2(i))+k2*sin(theta1));
    C(i)=k1*cos(theta2(i)-theta1)+k3-cos(theta2(i))+k2*cos(theta1);

    D(i)=sqrt((B(i).^2)-(4*A(i)*C(i)));
    E(i)=atan((-B(i)-D(i))/(2*A(i)));

    theta4 (i)=(2*E(i));

    ax=0;
    ay=0;
    bx=-r1;
    by=0;
    dx(i)=r2*cos(theta2(i));
    dy(i)=r2*sin(theta2(i));
    cx(i)=dx(i)+r4*cos(theta4(i));
    cy(i)=(dy(i)+r4*sin(theta4(i)));

end

%plot prótesis
x=[ax, bx, cx(1), dx(1), ax, dx(2), cx(2), bx, ax, dx(3), cx(3), bx, ax,
dx(4), cx(4), bx, ax, dx(5), cx(5), bx, ax, dx(6), cx(6), bx, ax, dx(7),
cx(7), bx];
y=[ay, by, cy(1), dy(1), ay, dy(2), cy(2), by, ay, dy(3), cy(3), by, ay,
dy(4), cy(4), by, ay, dy(5), cy(5), by, ay, dy(6), cy(6), by, ay, dy(7),
cy(7), by];
plot(x,y, 'x-')
axis equal
grid on
```

**Anexo 5.** Código de EES para el análisis estático

```
//Falange distal

E_x+G_x=F_d*cos(theta)
E_y+G_y=F_d*sin(theta)

//Insertar valor de la fuerza de reacción
F_d=0.82
//Angulo de inclinación
theta=61.09

//Sumatoria en G

//Distancias para el momento
a=0.008604
b=0.008298
c=0.010677
d=0.000378

E_x*a+F_d*cos(theta)*b+F_d*sin(theta)*c=E_y*d

//Sumatoria en FD

//Distancias para el momento
e=0.008298
f=0.0103
g=0.010677
h=0.01690

G_x*e+E_y*f+G_y*g+E_x*h=0

//Falange Media

C_x+D_x+E_x=F_m*cos(theta_2)
C_y+D_y+E_y=F_m*sin(theta_2)

//Insertar valor de la fuerza de reacción
F_m=0.82
//Angulo de inclinación
theta_2=80

//Sumatoria en C
i=0.00363
j=0.011392
k=0.009779
l=0.002094
m=0.007048
n=0.019735

F_m*cos(theta_2)*i+F_m*sin(theta_2)*j+D_x*k+D_y*l+E_x*m=E_y*n

//Sumatoria en Fm

o=0.01348
```

p=0.011392  
q=0.013414  
r=0.003635  
s=0.010683  
t=0.008344

$D_y \cdot o + C_y \cdot p + D_x \cdot q + C_x \cdot r + E_x \cdot s = E_y \cdot t$

//Insertar valores de las reacciones positivas. SI SALIERON NEGATIVAS ACOTAR CON //  
TODO EL CODIGO PARA LA DISTAL. LAS ECUACIONES DESCRITAS FUNCIONAN PARA  
LAS MEDIDAS EN LAS IMAGENES, REACOMODAR REACCIONES PARA UN BUEN  
BALANCE ESTATICO

E\_x=1.39  
E\_y=2.79

//Falange Proximal  
 $A_x + F_x = F_p \cdot \cos(\theta_3) + D_x$   
 $A_y + F_y + D_y = F_p \cdot \sin(\theta_3)$

//Insertar valor de la fuerza de reacción  
F\_p=0.82  
//Angulo de inclinación  
theta\_3=98.20

//Sumatoria en A  
u=0.0086  
v=0.0297  
w=0.02852  
x=0.004  
y=0.02471  
z=0.01292

$F_p \cdot \cos(\theta_3) \cdot u + D_y \cdot v + F_y \cdot w + D_x \cdot x = F_p \cdot \sin(\theta_3) \cdot y + F_x \cdot z$

//Sumatoria en Fp

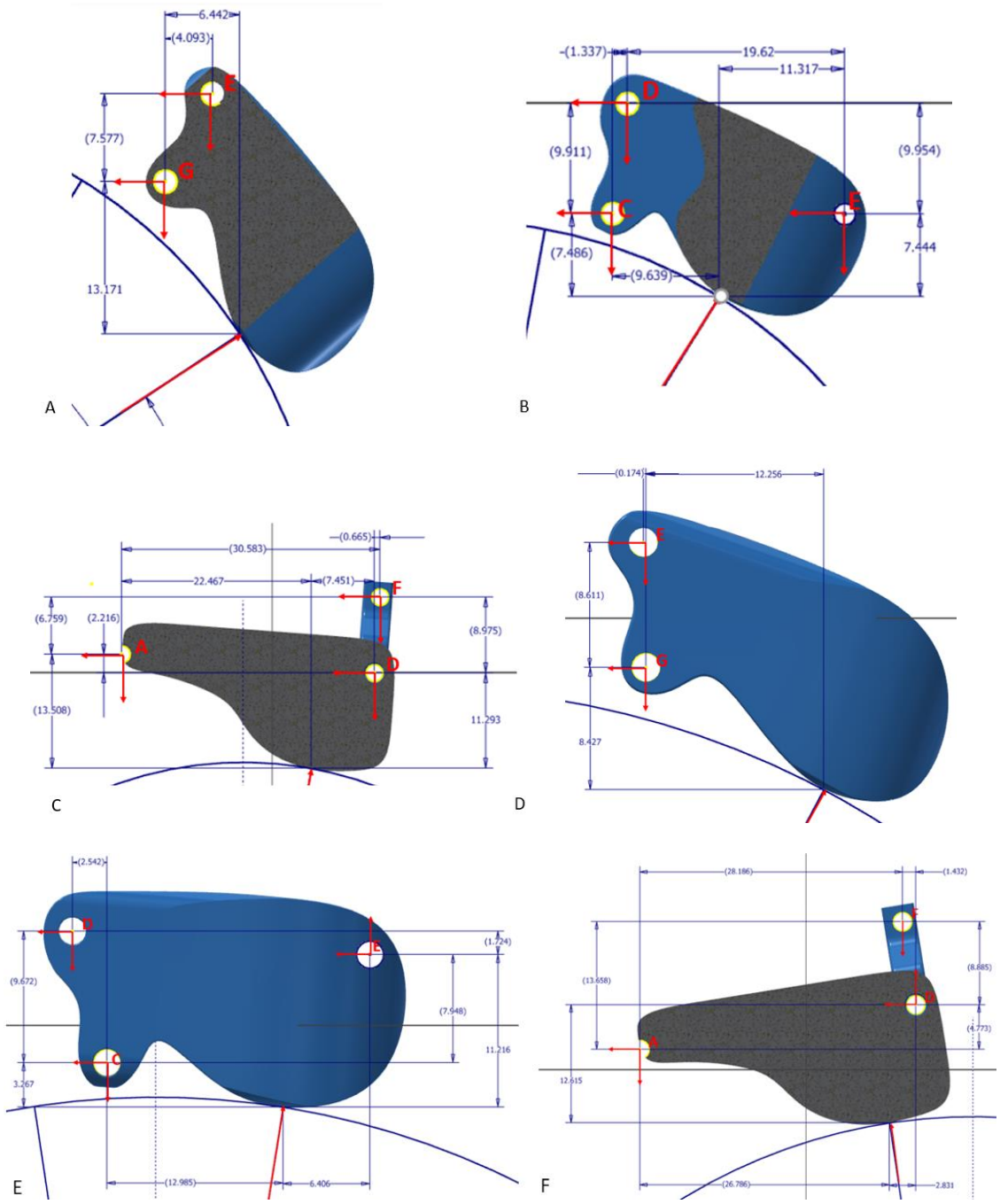
a\_a=0.0216  
a\_b=0.024712  
a\_c=0.00879  
a\_d=0.00386  
a\_e=0.0051  
a\_f=0.0127

$F_x \cdot a_a + A_y \cdot a_b + A_x \cdot a_c = F_y \cdot a_d + D_y \cdot a_e + D_x \cdot a_f$

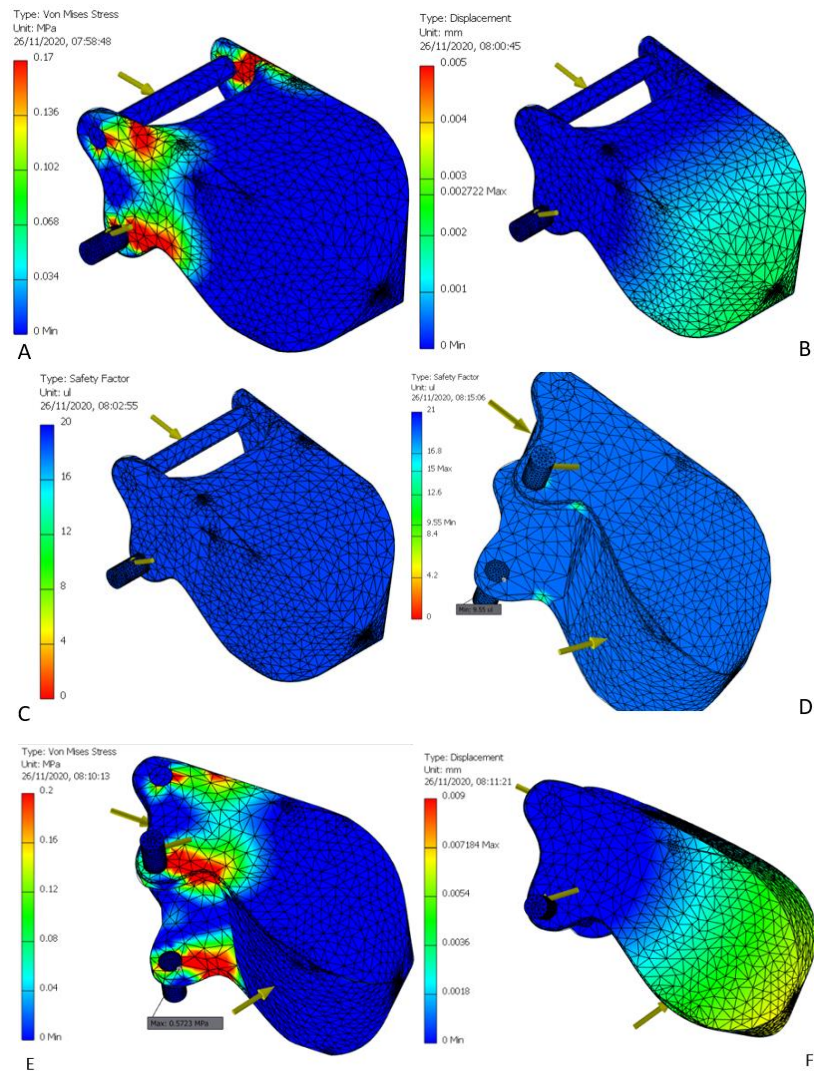
//Insertar valores de las reacciones positivas. SI SALIERON NEGATIVAS ACOTAR CON //  
TODO EL CODIGO PARA LA MEDIA. LAS ECUACIONES DESCRITAS FUNCIONAN PARA  
LAS MEDIDAS EN LAS IMAGENES, REACOMODAR REACCIONES PARA UN BUEN  
BALANCE ESTATICO

D\_x=3.71  
D\_y=0.35

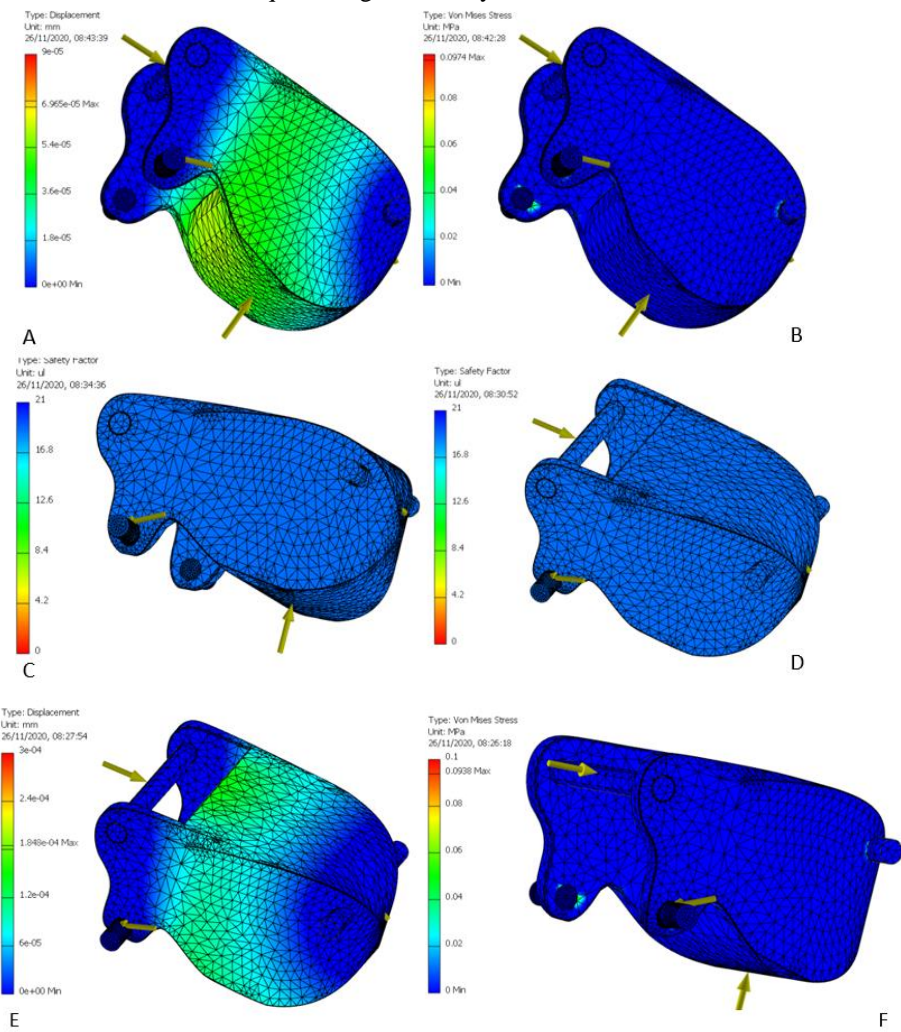
**Anexo 6.** Dimensiones utilizadas para el desarrollo del análisis estático. A. Medidas para la falange distal con un diámetro de cilindro de 90 mm. B. Medidas para la falange media con un diámetro de cilindro de 90 mm. C. Medidas para la falange proximal con un diámetro de cilindro de 90 mm. D. Medidas para la falange distal con un diámetro de cilindro de 120 mm. E. Medidas para la falange media con un diámetro de cilindro de 120 mm. F. Medidas para la falange distal con un diámetro de cilindro de 1200 mm.



**Anexo 7.** Resultados del análisis de esfuerzos para la falange distal, las figuras A, B, C pertenecen a PETG mientras que las figuras D, E y F a los resultados de PLA



**Anexo 8.** Resultados del análisis de esfuerzos para la falange proximal, las figuras A, B, C pertenecen a PETG mientras que las figuras D, E y F a los resultados de PLA



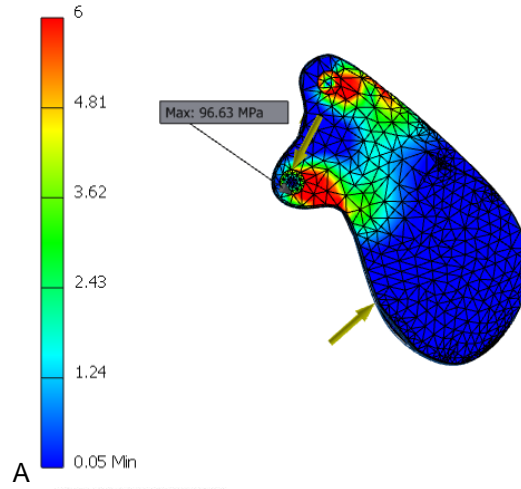


**Anexo 9.** Resultados del análisis estático para el diámetro 3 con un peso de 5kg

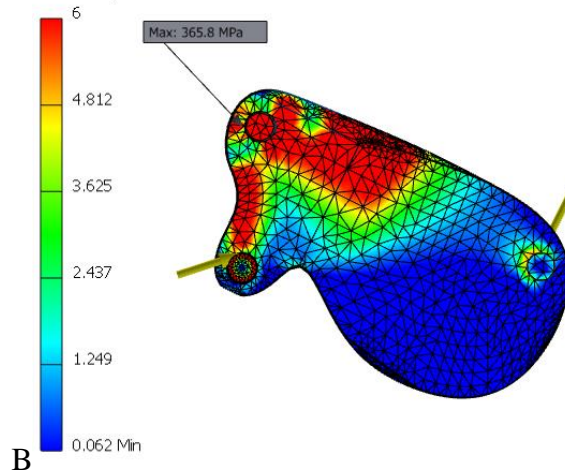
<b>Pieza</b>	<b>Componente</b>	<b>Diámetro 3 a 5 kg</b>
Falange Distal	$E_x$	-21.28
	$E_y$	-42.55
	$G_x$	24.32
	$G_y$	53.49
Falange media	$C_x$	-75.63
	$C_y$	-24.96
	$D_x$	56.52
	$D_y$	-5.280
Falange proximal	$A_x$	252.10
	$A_y$	98.77
	$F_x$	-197.7
	$F_y$	91.61

### Anexo 10. Resultados del análisis de esfuerzos para una carga de 5kg

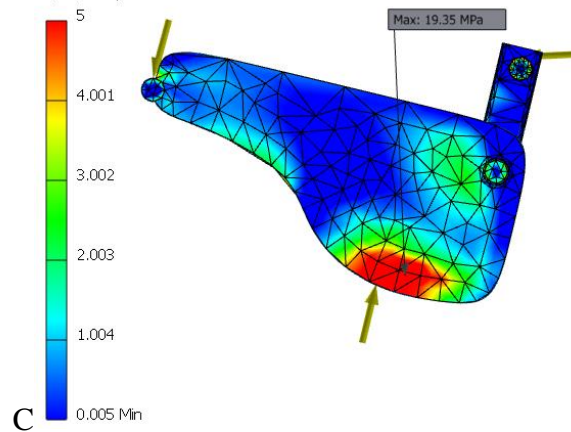
Type: Von Mises Stress  
Unit: MPa  
5/12/2020, 20:58:10



Type: Von Mises Stress  
Unit: MPa  
5/12/2020, 21:17:58



Type: Von Mises Stress  
Unit: MPa  
6/12/2020, 14:27:13



### Anexo 11. Calidad de mallado para cada pieza

