

Trabajo Fin de Máster

UNIVERSIDAD NACIONAL DE
EDUCACIÓN A DISTANCIA

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIEROS INDUSTRIALES

TÍTULO:	DISEÑO Y FABRICACIÓN MEDIANTE FDM DE UNA MANO PROTÉSICA DE BAJO COSTE
AUTOR:	PEDRO MIGUEL LÓPEZ ZAMORA
TUTOR:	JUAN CLAVER GIL
CO-TUTOR:	AMABEL GARCÍA DOMÍNGUEZ
DEPARTAMENTO:	Ingeniería de Construcción y Fabricación

UNIVERSIDAD NACIONAL DE EDUCACIÓN A DISTANCIA

Máster en Ingeniería Avanzada de Fabricación

TÍTULO:	DISEÑO Y FABRICACIÓN MEDIANTE FDM DE UNA MANO PROTÉSICA DE BAJO COSTE
AUTOR:	PEDRO MIGUEL LÓPEZ ZAMORA
TUTOR:	JUAN CLAVER GIL
CO-TUTOR:	AMABEL GARCÍA DOMÍNGUEZ
DEPARTAMENTO:	Ingeniería de Construcción y Fabricación

(A rellenar por la Comisión Evaluadora)

COMISIÓN EVALUADORA

PRESIDENTE: _____

VOCAL _____

SECRETARIO _____

FECHA DEFENSA ___ de _____ de _____

CALIFICACIÓN _____

Vocal

Presidente

Secretario

Fdo.: _____ Fdo.: _____ Fdo.: _____

CÓDIGOS UNESCO

3	3	1	3	2	4
---	---	---	---	---	---

3	3	1	4	0	2
---	---	---	---	---	---

1	2	0	3	0	9
---	---	---	---	---	---

LISTA DE ABREVIATURAS Y SIGLAS

ABS	Acrylonitrile butadiene styrene
AHP	Analitic Hierarchy Process
ASA	Acrylonitrile Styrene Acrylate
BoM	Bill of Materials
CAD	Computer Aided Design
DLP	Digital Light Processing
EBM	Electro-beam additive manufacturing
ETSII	Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales
FA	Fabricación Aditiva
FDM	Fused Deposition Modelling
IFF	Fusión de Iones
LMD	Laser Metal Deposition
LOM	Laminated Object Manufacturing
MEF	Método de Elementos Finitos
P/N	Part Number
PA	Polyamide
PC	Polycarbonate
PET	Polyethylene Terephthalate
PETG	Glycol Modified Polyethylene Terephthalate
PLA	Poli Lactic Acid
PVC	Polyvinyl chloride
RepRap	Replicating rapid prototype
RM	Rapid Manufacturing
RP	Rapid Prototyping
SDL	Selective Deposits Layer
SLA	Estereolitografía
SLS-DMLS	Selective laser sintering - Direct Metal Laser Sintering
TFM	Trabajo Fin de Máster
TP	Tutor del Trabajo
TPC	Thermoplastic
TPE	Thermoplastic Elastomer
TPU	Thermoplastic Urethane
UNED	Universidad Nacional de Educación a Distancia
UV	Ultra-violeta

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Matriz recíproca de comparaciones pareadas
C	Matriz de comparaciones pareadas entre opciones para todos los criterios
CI	Índice de análisis de consistencia
CR	Radio de Consistencia
IA	Índice aleatorio dependiente de n
n	Rango de la matriz
w	Vecotr de valores propios
x	Vector de ponderación
λ_{\max}	Valor propio máximo

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Prótesis de Marcus Sergius [1]
Figura 2: Prótesis de Paré Ambroise en el siglo XVI [3]
Figura 3: Diseño conceptual de la prótesis de Peter Beil [3]
Figura 4: Prótesis de mano estética [5]
Figura 5: Prótesis mecánica transhumeral [6]
Figura 6: Prótesis mioeléctrica [8]
Figura 7: Esquema resumen de los tipos de prótesis de miembro superior [fuente propia]
Figura 8: Prótesis I-Limb Ultra [11]
Figura 9: Prótesis Micheangelo [11]
Figura 10: Prótesis Child CAPP [13]
Figura 11: Prótesis HACKberry [16]
Figura 12: “rapid manufacturing” de una válvula de máquina de reanimación mediante FDM [18]
Figura 13: Fabricación de un producto decorativo en PLA [19]
Figura 14: Visión general de los principios de FA con polímeros [21]
Figura 15: a) máquina FDM; b) Parámetros de trayectoria de deposición; c) Tipos de construcción. [22]
Figura 16: Parámetros del procesado FDM [23]
Figura 17: Definición gráfica de la altura de esquina (cusp height) [24]
Figura 18: Proceso de SLA y máquina Original Prusa SL1 [26]
Figura 19: Proceso básico de fabricación aditiva de modelos para reproducción anatómica [27]
Figura 20: Diseños de e-NABLE
Figura 21: Evolución en el número de publicaciones en el campo de la ortopedia en los últimos años [29]
Figura 22: Proceso general en el marco de la metodología BRIDGE [30]
Figura 23: A) Guía para el corte en la operación; B) Prótesis; C) Modelo 3D del pico tras la operación; D) Prótesis instalada sobre el modelo 3D del pico [31]
Figura 24: Anatomía general de la mano [32]
Figura 25: Huesos de la mano [33]
Figura 26: Movimientos articulados de la mano [36]
Figura 27: Movimientos coordinados básicos de agarre según Schlesinger [38]
Figura 28: Tipos de interacciones y tolerancias de referencia [40]
Figura 29: Movimiento requerido para accionar el cierre de los dedos de la prótesis [36]
Figura 30: Vista general del diseño final de la prótesis [fuente propia]
Figura 31: Vista de perfil del esquema del circuito que recorren los tirantes elásticos en reposo
Figura 32: Vista en planta del esquema del circuito que recorren los tirantes elásticos en reposo [fuente propia]
Figura 33: Vista en planta del esquema del circuito que recorren los tirantes de agarre [fuente propia]

Figura 34: Vista de perfil del esquema del circuito que recorren los tirantes de agarre [fuente propia]

Figura 35: Triple whipple tree para el arado con ayuda de animales [41]

Figura 36: Mecanismo whipple tree de Cuellar et al. para el diseño de la prótesis FALZ-001 [42]

Figura 37: Diseño del mecanismo “whipple tree” para la prótesis FALZ-0001 [fuente propia]

Figura 38: a) Mecanismo “whipple tree” en equilibrio representando sus grados de libertad; b) Actuación del mecanismo en el proceso de agarre de objeto que contacta primero con el dedo índice (izquierdo) [fuente propia]

Figura 39: Vista general del componente Palma [fuente propia]

Figura 40: Vistas desde distintos planos del componente Palma [fuente propia]

Figura 41: Vista general del guantelete [fuente propia]

Figura 42: Vista desde distintos planos del guantelete [fuente propia]

Figura 43: Vista general de la falange proximal [fuente propia]

Figura 44: Vistas desde distintos planos de la falange distal [fuente propia]

Figura 45: Vista general de la falange distal [fuente propia]

Figura 46: Vista desde distintos planos de la falange distal [fuente propia]

Figura 47: Vista general de los componentes del tensor: a) base del tensor; b) tirador de pulgar; c) base del “whipple tree”; d) elemento móvil del “whipple tree”

Figura 48: Vista general del tope del tensor [fuente propia]

Figura 49: De izquierda a derecha; pasador falange proximal-falange distal; pasador palma-falange proximal; pasador palma-guantelete; pasador palma-falange proximal del pulgar [fuente propia]

Figura 50: Vista general del retén [fuente propia]

Figura 51: Diagrama de propiedades generales de los materiales por tipologías [fuente propia]

Figura 52: Representación de probeta UNE-EN-ISO 527-2 [52]

Figura 53: Ejemplo de resultados del módulo MEF de CATIA [54]

Figura 54: Tipos de elementos más comunes en geometrías 3D [55]

Figura 55: Proceso del software MEF para análisis de resistencia mecánica [56]

Figura 56: Formulario de definición de material (PLA) [fuente propia]

Figura 57: Ventana de opciones de mallado en CATIA [fuente propia]

Figura 58: Variables de definición de “proportional sag” en el mallado en CATIA [57]

Figura 59: Zonas de aplicación del “local size element” [fuente propia]

Figura 60: Ventana de definición de “User-defined Restriction” [fuente propia]

Figura 61: Aplicación de restricciones sobre la pieza FALZ-MP-001

Figura 62: Carga tipo “bearing” sinusoidal y direccionada paralela [58]

Figura 63: Representación de las cargas aplicadas en CATIA [fuente propia]

Figura 64: Ventana de definición de carga distribuida (izquierda) y de tipo “bearing” (derecha) [fuente propia]

Figura 65: Representación de tensiones de Von Misses [fuente propia]

Figura 66: Representación de desplazamientos en el Caso 6 [fuente propia]

Figura 67: Rediseño tras MEF en CATIA para eliminar concentrador de tensiones [fuente propia]

Figura 68: Restricciones y cargas aplicadas de FALZ-FD-001 (izquierda) y FALZ-FP-001 (derecha) [fuente propia]

Figura 69: Representación de mallado local en radios de acuerdo (superior), y de las fuerzas aplicadas sobre el guatelete (inferior) [fuente propia]

Figura 70: Representación del mallado local realizado en los orificios de la falange proximal [fuente propia]

Figura 71: Representación en CATIA de cargas y tensiones de Von Misses en FALZ-TB-001 [fuente propia]

Figura 72: Representación en CATIA de cargas, restricciones y tensiones de Von Misses en FALZ-WF-001 [fuente propia]

Figura 73: Representación en CATIA de las condiciones de contorno y tensiones de Von Misses de la pieza FALZ-PM-001 [fuente propia]

Figura 74: Interfaz del software BCN3D Cura [fuente propia]

Figura 75: Ventana de opciones en la opción Recommended (izquierda) y en la opción Custom (derecha) [fuente propia]

Figura 76: Simulación de capas de material de la falange distal en BCN3D Cura [fuente propia]

Figura 77: Representación por capas del posicionamiento de palma y guatelete impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

Figura 78: Representación por capas del posicionamiento de falanges impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

Figura 79: Representación por capas del posicionamiento de base y tope del tensor impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

Figura 80: Representación por capas del posicionamiento de sistema “whipple tree” impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

Figura 81: Representación por capas del posicionamiento de tensor del pulgar, pasadores y retén impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

LISTA DE TABLAS

- Tabla 1: Resumen de prótesis más representativas [fuente propia]
- Tabla 2: Clasificación de los procesos de FA en función del estado del material [20]
- Tabla 3: Procesos de fabricación aditiva según el proceso de obtención del modelo [20]
- Tabla 4: Clasificación de los procesos de FA en función de la naturaleza del material [20]
- Tabla 5: Tecnologías de fabricación aditiva aplicables a la medicina [27]
- Tabla 6: Longitud de las falanges con respecto a la longitud de la mano completa (%) [34]
- Tabla 7: Ancho de dedos de hombre (cm) [35]
- Tabla 8: Ancho de dedos de mujer (cm) [35]
- Tabla 9: Longitud de dedos de hombre (cm) [35]
- Tabla 10: Longitud de dedos de mujer (cm) [35]
- Tabla 11: Medidas de palma de hombre (cm) [35]
- Tabla 12: Medidas de palma de mujer (cm) [35]
- Tabla 13: Perímetro de muñeca de hombre (cm) [35]
- Tabla 14: Perímetro de muñeca de mujer (cm) [35]
- Tabla 15: Consideraciones de diseño orientado a FA [39]
- Tabla 16: Lista de Partes de la prótesis [fuente propia]
- Tabla 17: Propiedades físicas del PLA [46]
- Tabla 18: Propiedades físicas del ABS [49]
- Tabla 19: Definición de Ponderaciones en el método AHP [50]
- Tabla 20: Valores de índice aleatorio [50]
- Tabla 21: Resumen de materiales a seleccionar respecto a distintos criterios codificados [fuente propia]
- Tabla 22: Matriz A de comparación de criterios [fuente propia]
- Tabla 23: Vector de valores propios derivados de A y radio de consistencia [fuente propia]
- Tabla 24: Matrices de comparaciones pareadas de opciones de selección respecto a cada criterio [fuente propia]
- Tabla 25: Matriz C formada por los vectores w de cada comparación pareada de C_i [fuente propia]
- Tabla 26: Ponderación final de la toma de decisión mediante AHP [fuente propia]
- Tabla 27: Características de impresión [51] [52] [53]
- Tabla 28: Propiedades del PLA tras su impresión 3D [51] [52] [53]
- Tabla 29: Dimensiones de elemento seleccionadas [fuente propia]
- Tabla 30: Características de mallado obtenido
- Tabla 31: Resultados de análisis MEF en CATIA para la palma [fuente propia]
- Tabla 32: Inputs de análisis MEF en CATIA para guantelete y falanges [fuente propia]
- Tabla 33: Resultados de análisis MEF en CATIA para guantelete y falanges [fuente propia]
- Tabla 34: Inputs de análisis MEF en CATIA para tensores de cables de actuación [fuente propia]
- Tabla 35: Resultados de análisis MEF en CATIA para tensores de cables de actuación [fuente propia]
- Tabla 36: Inputs de análisis MEF en CATIA para pasadores y retén [fuente propia]
- Tabla 37: Resultados de análisis MEF en CATIA para pasadores y retén [fuente propia]
- Tabla 38: Propiedades generales de impresora BCN3D Sigma R19 [59]

Tabla 39: Propiedades de impresión de la BCN3D [59]

Tabla 40: Definición de parámetros de teselado de cada componente [fuente propia]

Tabla 41: Parámetros de impresión 3D en BCN3D Cura [fuente propia]

Tabla 42: Tiempos de fabricación y peso de todos los componentes fabricados [fuente propia]

Índice de Contenidos

LISTA DE ABREVIATURAS Y SIGLAS	v
LISTA DE SÍMBOLOS	vi
LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE TABLAS	x
RESUMEN	1
1. INTRODUCCIÓN	2
1.1. Objetivos Generales	2
1.2. Objetivos específicos	2
2. ESTADO DEL ARTE	4
2.1. Introducción	4
2.2. Prótesis de manos	4
2.2.1. Historia	4
2.2.2. Clasificación de las prótesis	6
2.2.3. Prótesis de mano más representativas en el mercado	9
2.3. Fabricación Aditiva	12
2.3.1. Historia	12
2.3.2. Clasificación de los procesos actuales	13
2.3.3. Aportación de la Fabricación Aditiva al campo de la manufactura	15
2.4. Procesos de fabricación aditiva con polímeros	16
2.4.1. Modelado por Deposición Fundida	17
2.4.2. Estereolitografía	18
2.5. Aplicación de la Fabricación Aditiva en la Medicina	19
2.5.1. Campos de aplicación	20
2.5.2. Tecnologías aplicables a la medicina	21
2.5.3. Regulación Vigente	22
2.5.4. Prótesis de miembro superior mediante fabricación aditiva	23
3. DISEÑO DE LA PRÓTESIS	27
3.1. Consideraciones previas al diseño	27
3.1.2. Estudio de la mano humana	28
3.1.2.1. Características anatómicas	28
3.1.2.2. Huesos de la mano	28
3.1.2.3. Antropometría de la mano	29
3.1.2.4. Movimientos de la mano	32
3.1.2.4.1. Movimientos articulados	32
3.1.2.4.2. Movimientos coordinados básicos	33
3.1.3. Consideraciones en el diseño orientado a FA	34
3.2. Especificaciones de diseño	36
3.3. Diseño de detalle de la prótesis	38
3.3.2. Funcionamiento de la prótesis	40
3.3.2.1. Estado de reposo	40
3.3.2.2. Proceso de agarre	41
3.3.2.3. Mecanismo “whipple tree”	42
3.3.3. Componentes de la prótesis	45
3.3.3.1. Palma	45

3.3.3.2.	Guantelete	46
3.3.3.3.	Falanges	48
3.3.3.4.	Tensor	51
3.3.3.5.	Tope del tensor	51
3.3.3.6.	Pasadores.....	52
3.3.3.7.	Retén.....	53
3.3.4.	Selección de materiales	54
3.3.4.1.	Propiedades de los materiales en FDM.....	54
3.3.4.2.	Materiales para FDM más representativos	55
3.3.4.3.	Aplicación del Proceso de Análisis Jerárquico para la selección de material ...	58
3.3.4.4.	Propiedades mecánicas del PLA utilizado en FDM.....	63
4.	ANÁLISIS MECÁNICO MEDIANTE MEF.....	64
4.1.	Proceso del Método de Elementos Finitos	65
4.2.	Análisis de la Palma FALZ-MP-001	67
4.3.	Análisis de los componentes de la prótesis FALZ-001	78
4.3.1.	Guantelete y falanges	78
4.3.2.	Sistema de actuación	80
4.3.3.	Pasadores y retén	82
4.4.	Conclusiones generales del análisis	84
5.	FABRICACIÓN DE LOS COMPONENTES.....	85
5.1.	Especificaciones de la impresora 3D	85
5.2.	Proceso de impresión 3D	86
5.2.1.	Teselado de modelos 3D y generación de archivos .stl.....	87
5.2.2.	Definición de parámetros de impresión y generación de archivos Gcode	87
5.2.3.	Fabricación y postprocesado	92
6.	CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	94
7.	BIBLIOGRAFÍA.....	97
	CURRICULUM VITAE	101

RESUMEN

En el presente trabajo se ha realizado el diseño y fabricación de una mano protésica de tipo mecánico que pueda accionarse mediante la flexión y extensión de la articulación del carpo para el agarre de objetos.

La prótesis tiene como principal requisito la accesibilidad y el bajo coste. Este requisito es importante para que esta prótesis llegue a su público objetivo, los niños en etapas de desarrollo físico, que requieren cambiar de prótesis cada poco tiempo y las personas con pocos recursos, independientemente de que vivan en países desarrollados, en vías de desarrollo o subdesarrollados. Al ser un producto de bajo coste, sería interesante utilizar la prótesis con fines humanitarios.

Para alcanzar este objetivo, lo primero que se ha realizado es un estudio del estado del arte de las prótesis de mano actuales, pudiendo determinar que las prótesis comerciales tienen un coste muy elevado, difícil de asumir para gran parte de la población. Por tanto, existe una necesidad de prótesis básicas de bajo coste que actualmente muy pocas organizaciones cubren.

Se han estudiado los posibles procesos de fabricación aditiva a utilizar y su estado de desarrollo respecto al sector médico y protésico. Por accesibilidad a la tecnología y resultados que se pueden obtener, se ha decidido utilizar el proceso "Fused Deposition Modelling" (FDM).

Para llevar a cabo del diseño se ha estudiado la mano humana a nivel antropométrico, anatómico y dinámico. También se han estudiado las limitaciones que el proceso FDM acarrea en el diseño de los componentes. Todos ellos han sido modelados mediante el software CATIA de Dassault Systems. Se ha seleccionado este software con el objetivo personal de conocerlo y obtener un aprendizaje profundo del mismo, siempre ligado al desarrollo del diseño.

Una vez realizado el modelo CAD, se ha realizado la selección de material para los componentes mediante el método AHP y se ha procedido al análisis de resistencia mecánica de los mismos.

El análisis de resistencia mecánica ha sido realizado mediante el Método de Elementos Finitos (MEF) con ayuda de software CATIA, que también ha sido seleccionado por los mismos motivos que para el caso del diseño.

Cuando se ha comprobado que los componentes tienen una resistencia suficiente para las condiciones y cargas de funcionamiento de la prótesis, se ha pasado al proceso de fabricación, el cual se ha llevado a cabo mediante la impresora 3D BCN3D Sigma R19 y el software de impresión BCN3D Cura.

En este trabajo no han sido incluidos los procesos de ensamblaje ni los rediseños para optimizar el producto, que se han marcado como trabajos futuros por la limitación temporal.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Objetivos Generales

El objetivo del presente trabajo es el diseño y análisis de una mano protésica de bajo coste con el fin de fabricarla mediante fabricación aditiva. Su principal misión es recuperar la capacidad de agarre en personas que han sufrido enfermedades o accidentes que les hayan supuesto la pérdida parcial de la mano, de los dedos o su movilidad, pero que conserven la muñeca y su movilidad.

El público objetivo de esta prótesis son personas con pocos recursos económicos que no podrían permitirse la compra de una prótesis comercial o niños que, debido a su crecimiento, necesitan cambiar con mucha frecuencia su prótesis. Por tanto, podría llegar a cumplir una función de ayuda social necesaria en lugares del tercer mundo.

El diseño debe tener unas características tales que el montaje, la puesta a punto y reparación de la prótesis sean sencillas, ya que los usuarios generalmente serán personas que no cuenten con muchos recursos y probablemente tengan que participar activamente en su montaje y reparación si llega el caso.

1.2. Objetivos específicos

Una vez definida la finalidad u objetivo global del proyecto, conviene dividir este en los distintos objetivos específicos que se pretenden desarrollar durante la ejecución del mismo.

El primer objetivo y paso a desarrollar será el estudio del estado del arte de los siguientes campos:

- Los métodos de fabricación aditiva y en especial la impresión 3D mediante FDM.
- Aplicabilidad de la impresión 3D en el campo médico, específicamente el de las prótesis.
- Los modelos de prótesis actuales para recuperar la función de agarre de la mano.

Mediante el estudio del estado del arte de estos 3 temas íntimamente relacionados con el proyecto, se pretende conocer el nivel actual de avance tecnológico en este tema y conocer las soluciones existentes al problema.

Una vez obtenido el estado del arte se pasa a analizar la anatomía, movimientos y antropometría de la mano humana. Este análisis permite tener un conocimiento más detallado de las características de la mano, que servirá para orientar el diseño adecuadamente a los requisitos.

Se llevará a cabo el diseño de una mano protésica mediante CAD que permita realizar un movimiento de agarre mediante el movimiento de la muñeca del usuario. El usuario objetivo de la prótesis será una persona con amputación parcial de la mano, pero que conserva la muñeca, para poder hacer funcionar la prótesis.

El diseño se completará con la selección de tecnología de fabricación aditiva, el material y los parámetros de fabricación para poder cumplir con los requisitos de diseño con la mayor eficiencia y eficacia posibles.

Para validar el diseño realizado se realizará un análisis de resistencia de los componentes de la prótesis mediante el método de elementos finitos (MEF).

Una vez realizados estos pasos se realizará la fabricación de la prótesis para materializar todo el proyecto realizado. Una vez fabricada, se montará, se pondrá a punto y se comprobará para validar experimentalmente el diseño.

Para complementar el proyecto se llevará a cabo la optimización topológica de algunos de los componentes, que permitiría para posteriores modelos la reducción del peso de la prótesis sin dejar de cumplir los requisitos de diseño. Este tipo de mejoras son muy atractivas, ya que el peso una característica crítica en este tipo de productos.

2. ESTADO DEL ARTE

2.1. Introducción

El presente capítulo pretende mostrar el estado del arte de todos los conceptos importantes para este trabajo, como son:

- Las prótesis para manos: la historia desde sus orígenes, clasificaciones existentes, evolución tecnológica y modelos más destacados en la actualidad
- La fabricación aditiva: tecnologías existentes, materiales disponibles y características más destacadas
- La aplicación de la fabricación aditiva en la medicina: tecnologías aplicadas en cada campo en función de las características de los productos finales obtenidos.

2.2. Prótesis de manos

2.2.1. Historia

Desde los comienzos del hombre, las manos han sido imprescindibles para su existencia y desarrollo. Por ello, las prótesis han estado presentes desde la antigüedad, siendo del año 2000 a.C. la primera registrada. Se trataba de una prótesis inmóvil sujeta al antebrazo mediante un cartucho adaptado al mismo, fabricada en piel y madera.

Conforme se fue avanzando en el trabajo del hierro, pudieron ser construidas manos más resistentes que pudieran ser empleadas para portar objetos pesados. El primer ejemplo conocido es el del general romano Marcus Sergius, que mandó a fabricar una prótesis para poder empuñar su espada. [1]



Figura 1: Prótesis de Marcus Sergius [1]

En el año 1400 d.C. fue fabricada la mano protésica Alt-Ruppín, también en hierro. Esta mano supuso un gran avance, ya que constaba de un pulgar rígido y dedos flexibles, que se podían flexionar manualmente y se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete. Además, tenía la muñeca articulada.

Fue en el siglo XVI cuando el diseño de la prótesis mejora notablemente gracias al médico Paré Ambroise, que fue el desarrollador de “Le Petit Lorrain”, el primer brazo artificial móvil a nivel de codo. Los dedos de la prótesis podían abrirse o cerrarse haciendo presión sobre ellos. [2]



Figura 2: Prótesis de Paré Ambroise en el siglo XVI [3]

Los siguientes pasos en la evolución de las prótesis vinieron con el uso de materiales como el cuero, los polímeros naturales y la madera, principalmente en el siglo XIX. En esta época, fueron muy reseñables las innovaciones en cuanto a diseño de miembro superior por parte de Peter Beil, cuyo diseño de mano destaca por ser el primero con apertura y cierre controlados por los movimientos del tronco y el hombro. [2]

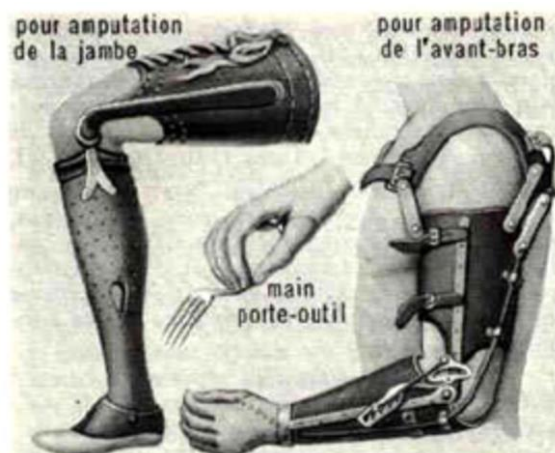


Figura 3: Diseño conceptual de la prótesis de Peter Beil [3]

Entrado el año 1900, el médico francés Gripolleau diseña accesorios como ganchos y anillos, dando al paciente la capacidad de realizar trabajos de fuerza o precisión. Esto consiguió posibilitar el regreso de los amputados a la vida laboral. [2]

Otro gran hito fue el desarrollo del Hook en el año 1912, por parte de Dorrance. El dispositivo que diseñó era capaz de abrir activamente por medio de movimientos de la cintura escapular y

su cierre se realizaba de modo pasivo, por la acción de un tirante de goma. En Alemania se lleva a cabo la actuación de las prótesis por medio de contracción de los músculos gracias a las aportaciones Sauerbruch en el año 1915.

La creación de sistemas de propulsión asistida se llevó a cabo en el año 1946 en Alemania, dando origen a las primeras prótesis neumáticas y eléctricas. Unos años después, alrededor del 1960, se comienzan a desarrollar las prótesis con mando mioeléctrico, cuyo funcionamiento se basaba en la generación de pequeños potenciales extraídos durante la contracción de las masas musculares del muñón, siendo amplificados para obtener el movimiento de la prótesis. [2]

2.2.2. Clasificación de las prótesis

➤ **Prótesis estéticas o pasivas**

Prótesis con el único fin de cubrir el aspecto estético, también son llamadas prótesis pasivas. Para su fabricación se utilizan materiales como la silicona, el PVC rígido o el látex flexible, debido a su ligereza y mínimo mantenimiento [4]



Figura 4: Prótesis de mano estética [5]

➤ **Prótesis funcionales**

Las prótesis funcionales a diferencia de las estéticas en su movilidad para poder suplir las funciones de una mano real. Aunque con distintos grados de movilidad, todas tienen el objetivo de posibilitar al usuario tener una calidad vida lo mejor posible.

- **Prótesis mecánicas:** Las prótesis mecánicas o de tiro, son prótesis con dispositivos de apertura y cierre mediante cables y cintas de sujeción unidos al cuerpo y se abren o cierran a voluntad por la tracción ejercida por el tensor. Este tipo de prótesis son funcionales, pero con limitaciones de movimientos, ya que necesitan de la energía propia y obligan a hacer movimientos de tensión para su funcionalidad, controlándose mediante correajes que controlan las funciones de la mano y el codo a través de los movimientos del muñón y del hombro. El sistema puede estar constituido por una mano o también se puede utilizar un gancho como aparato de prehensión, siendo estos especialmente apropiados para actividades de precisión, para sujetar objetos pequeños, utilizándose principalmente este tipo de terminaciones para actividades laborales manuales.



Figura 5: Prótesis mecánica transhumeral [6]

- **Prótesis neumáticas:** Prótesis mecánicas accionadas por circuitos neumáticos de ácido carbónico comprimido. Este sistema puede llegar a liberar una gran energía que puede ser peligrosa para el usuario.
- **Prótesis eléctricas:** Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Las prótesis se controlan de varias formas, ya sea con un servo-control, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan estas formas para su mejor funcionalidad. Se usa un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por una succión. Es más costosa su adquisición y reparación, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a la exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis. [7]
- **Prótesis mioeléctricas:** Los sensores incorporados a las prótesis leen las corrientes eléctricas que envían las contracciones musculares, pudiendo mediante los mismos y con los componentes adecuados, controlar tanto el movimiento de la mano, como los del codo y la muñeca. Importante, sobre todo en las prótesis mioeléctricas dado el peso de las mismas, es la correcta fabricación del encaje que conjugue la sujeción necesaria con la comodidad del usuario y la movilidad adecuada, para lo cual confeccionamos encajes internos de silicona a medida que consiguen el contacto total tanto con el muñón como con el encaje rígido externo. El siguiente paso es la correcta colocación de los electrodos para optimizar la señal del músculo del usuario y la alineación de la prótesis. Es fundamental dada la sofisticación de estos componentes, el entrenamiento posterior que permite al técnico ajustar al máximo la sensibilidad de los sensores y al paciente desarrollar las habilidades con la terapia correspondiente. [9]

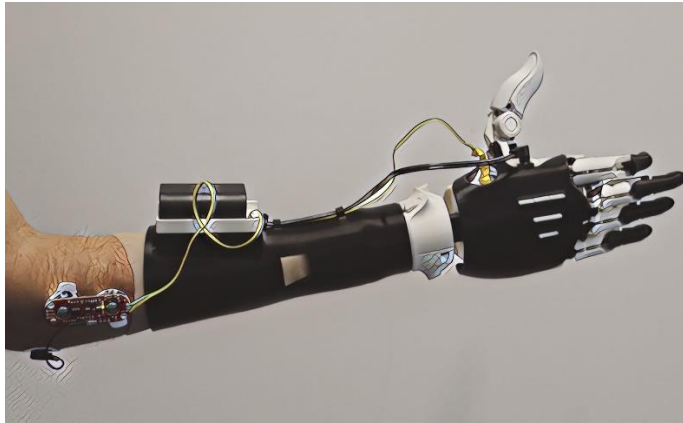


Figura 6: Prótesis mioeléctrica [8]

- **Prótesis híbridas:** En niveles altos de amputación y para una demanda más alta en la técnica se pueden utilizar prótesis híbridas que combinan los sistemas mecánicos y mioeléctricos, con mano mioeléctrica y codo controlado por cables como los sistemas, ofreciendo la tecnología más moderna con objeto de combinar poco peso y una extraordinaria función junto con un diseño atractivo. [7]

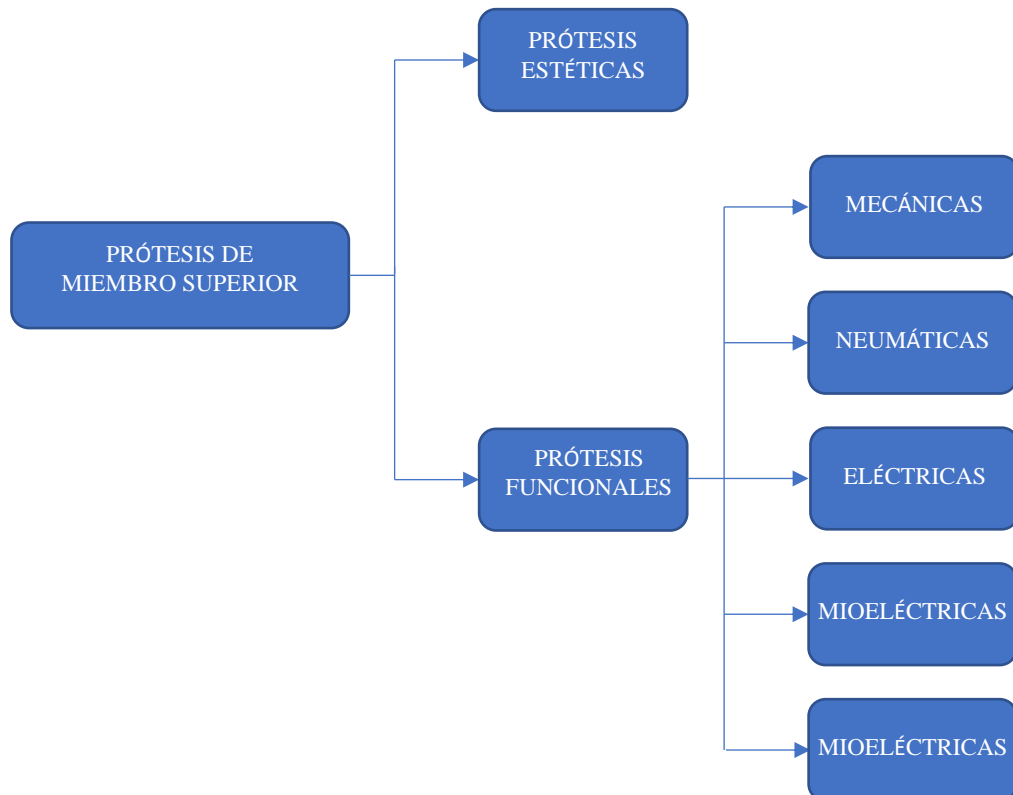


Figura 7: Esquema resumen de los tipos de prótesis de miembro superior [fuente propia]

2.2.3. Prótesis de mano más representativas en el mercado

A continuación, se realiza una exposición de los productos de prótesis de mano considerados más representativos que existen en la actualidad, cada una con sus funciones y público objetivo. Se describirán todas ellas, mostrando sus características más destacadas. [10]

- **I-Limb Ultra (Touch Bionics):** Prótesis mioeléctrica comercial que permite gran variedad de agarre debido a que sus dedos se actúan de manera independiente, teniendo hasta 14 programas de movimiento. Su peso está entre 460 g y 465 g con una fuerza de agarre de hasta 136 N y un tiempo mínimo de respuesta de 1,2 s modificables por el usuario. Las funciones pueden ser elegidas y modificadas por el usuario y entre ellas incluye una para optimizar el entrenamiento del paciente.



Figura 8: Prótesis I-Limb Ultra [11]

- **Bebionic 3 (Steeper):** Prótesis de mano con capacidad para 14 agarres diferentes controlados mediante una aplicación a los que hay que añadir el complemento que permite el movimiento de muñeca. El modelo está disponible en distintas medidas estandarizadas, pero no es personalizable. Su peso está entre 570 g y 698 g con una fuerza máxima de agarre de 140 N. Es una de las prótesis más avanzadas del mercado con una gran precisión para hacer movimientos de manera natural y coordinada.
- **Michelangelo (Ottobock):** Prótesis mioeléctrica que destaca por su capacidad de realizar dos movimientos como la rotación de la muñeca y el agarre en forma de pinza. Funciona mediante un control activo entre los dedos índice, corazón y pulgar y el posicionamiento de la muñeca, teniendo como apoyo pasivo los dedos anular y meñique. Su peso es de 420 g, su velocidad de apertura 325mm/s, su fuerza de agarre 70 N y su apertura de 120 mm. Incluye complementos como un guante protector para una apariencia más realista.



Figura 9: Prótesis Michelangelo [11]

- **Axonhook (Ottobock):** Prótesis mioeléctrica con la capacidad de un solo movimiento de agarre cilíndrico y adaptada para agarres tipo gancho. Su sistema es compatible e intercambiable con la Michelangelo. Estas prótesis son consideradas de gran precisión y resistencia, como todas las realizadas por el fabricante Ottobock. Su peso es de 400 g aproximadamente, con una fuerza de agarre de 110 N, una velocidad máxima de 173 mm/s y apertura de 120 mm. Su muñeca es flexible y tiene varias posiciones de extensión y ángulo. [12]
- **Mano pediátrica (Ottobock):** Prótesis mioeléctrica destinada para niños por sus dimensiones, pero con la misma fuerza y velocidad que las prótesis para adultos del mismo fabricante. Se puede complementar con un guante de látex para una apariencia más real. Tiene varios tamaños para cubrir los distintos rangos de edad desde los 18 meses hasta los 13 años. [12]
- **Child CAPP (Hosmer):** Prótesis capaz de realizar movimiento de apertura y cierre del pulgar junto con los dedos índice y corazón. Tiene un peso bastante bajo (161 g) y unas dimensiones acordes para la utilización por parte de los niños. Es estéticamente parecida a una mano real y con un tacto similar.[13]



Figura 10: Prótesis Child CAPP [13]

- **Mano de Max Okun (Arm Dynamics):** Prótesis de brazo de tipo mecánico que no requiere de sistemas complejos para su cometido, tales como actividades de gimnasio, pudiendo incluso soportar el peso de todo el cuerpo. También cabe destacar los grados de libertad de esta mano, que se acercan bastante a los de la mano humana. Esta mano fue especialmente diseñada para Max Okun, un entrenador y físico culturista que nació sin un brazo debido a un problema congénito. Gracias a la prótesis consiguió llevar a cabo todos sus objetivos como entrenador. [14]
- **Jens Müller (Dorser Orthopaedic):** Prótesis de tipo estético que utiliza materiales como espumas, siliconas y termoplásticos, pudiendo añadir niveles de detalle como pelo o lunares. Destacan por su diseño y durabilidad. Al ser de tipo pasivo no tienen la capacidad de realizar ningún movimiento. [15]

- **HACKberry (exii):** Esta prótesis de mano mioeléctrica se fabrica mediante impresión 3D. Es un diseño de código abierto cuyos planos están disponibles para cualquiera, con el objetivo de que el proyecto siga creciendo mediante la aportación de la gente. Gracias a todo lo comentado, esta prótesis destaca muchísimo por su precio, alrededor de los 300 dólares. [16]



Figura 11: Prótesis HACKberry [16]

- **Enabling The Future:** “Enabling The Future” es una comunidad cuyo objetivo es hacer accesible la prótesis a miles de niños haciendo posible que puedan fabricárselas mediante impresión 3D. Cuenta con distintos diseños en su página web que también incluyen instrucciones de montaje. Son prótesis de tipo mecánico que tienen función de agarre. Los productos se dividen en 3 grupos, prótesis de mano, prótesis de mano y antebrazo excluyendo el codo y prótesis de mano y codo. [17]

Tabla 1: Resumen de prótesis más representativas [fuente propia]

PRÓTESIS	TIPO	MOVIMIENTOS	PÚBLICO OBJETIVO / FINALIDAD	TIPO DE FABRICACIÓN	PESO	PRECIO
I-Limb Ultra	Mioeléctrica	Gran variedad: movimiento independiente de dedos	Uso cotidiano en adultos	Convencional	460-465 g	60.000-120.000 \$
Bebionic 3	Eléctrica	14 agarres + giro muñeca controlados por aplicación móvil	Uso cotidiano en adultos	Convencional	570-698 g	50.000 \$
Michelangelo	Mioeléctrica	Destacan pinza y giro de muñeca, anular y meñique son pasivos	Uso cotidiano en adultos	Convencional	420 g	60.000 \$
Axonhook	Mioeléctrica	Agarre cilíndrico	Uso cotidiano en adultos	Convencional	400 g	Desconocido
Mano pediátrica Ottobock	Mioeléctrica	Agarre cilíndrico	Uso cotidiano en niños	Convencional	Desconocido	Desconocido

Child CAPP	Mioeléctrica	Agarre cilíndrico con índice, corazón y pulgar	Uso cotidiano en niños	Convencional	161 g	Desconocido
Arm Dynamics	Mecánica	Grados de libertad similares a mano humana	Uso deportivo o de alto rendimiento	Convencional	Desconocido	Desconocido
Jens Müller	Estética	N/A	Usos estéticos en adultos o niños	Convencional	Bajo (depende de usuario)	6.000 \$
HACKberry	Mioeléctrica	Gran variedad: movimiento independiente de dedos	Uso cotidiano en adultos	Aditiva	Bajo, dependiente de materiales	300 \$
Enabling The Future	Mecánica	Agarre cilíndrico	Uso cotidiano en niños generalmente	Aditiva	Bajo, dependiente de materiales y el modelo	100 \$

Teniendo en cuenta todos estos ejemplos representativos de prótesis seleccionados, queda patente que las prótesis de bajo coste son una minoría en el mercado y únicamente son desarrolladas por organizaciones sin ánimo de lucro, no hay modelos comerciales de bajo coste que cubran unas funcionalidades básicas y que sean accesibles para las personas con pocos recursos. Por tanto, el tipo de prótesis que se desarrolla en el actual trabajo podría cubrir una necesidad real.

2.3. Fabricación Aditiva

2.3.1. Historia

La Fabricación Aditiva se puede definir como un grupo de tecnologías donde un objeto tridimensional es creado mediante la superposición de capas sucesivas de material.

Los procesos de fabricación aditiva son provenientes de los procesos de Rapid Prototyping o Fabricación Rápida de Prototipos.

En sus comienzos, este proceso tuvo un bajo impacto industrial debido a que su uso estaba limitado a prototipos no funcionales y al alto coste de los sistemas de fabricación, por lo que en este momento las empresas solo hacían uso de él para el sector médico o aeroespacial.

Durante los años 90 aparecieron nuevas técnicas de Fabricación Aditiva con el objetivo de producir piezas funcionales, tanto en materiales metálicos como poliméricos. En estos años se comienza a denominar a estos procesos Rapid Manufacturing o Fabricación Rápida y empiezan a utilizarse en otros sectores, como la fabricación de componentes de plástico para coches de competición de muy alta gama, pero no era rentable en la mayoría de posibles aplicaciones aún por el problema del alto coste.



Figura 12: “rapid manufacturing” de una válvula de máquina de reanimación mediante FDM [18]

A día de hoy, se suele utilizar el término “Impresión 3D” para impresión de alcance doméstico o semiprofesional. “Fabricación Aditiva” es el término para describir la tecnología en general. El impacto de esta tecnología está en continuo crecimiento debido a:

- Importante avance en la ingeniería y ciencia de los materiales.
- La liberalización de patentes, que permitió la investigación en materiales, aplicación, maquinaria y software.
- Proliferación de proyectos de hardware libre, con código abierto (como el RepRap).

Todo esto ha permitido la creación de nuevas técnicas de fabricación aditiva con un amplio espectro de aplicaciones, materiales y calidades finales.

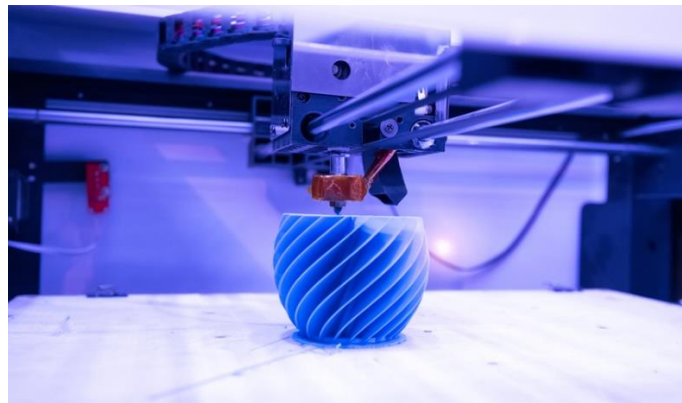


Figura 13: Fabricación de un producto decorativo en PLA [19]

2.3.2. Clasificación de los procesos actuales

A continuación, se muestran 3 clasificaciones de los procesos de fabricación aditiva según:

- El estado del material de fabricación
- El proceso de obtención del modelo
- La naturaleza del material

Gracias a estas clasificaciones se puede observar el marco actual de la fabricación aditiva en función de los puntos de partida, los medios de fabricación disponibles y los objetivos.

Tabla 2: Clasificación de los procesos de FA en función del estado del material [20]

ESTADO DEL MATERIAL	HERRAMIENTAS	PROCESOS	NOMBRE
Líquido	Radiación láser	Solidificación	Fotopolimerización con láser – Estereolitografía (SLA)
			Fotopolimerización por proyección por máscara (DLP)
	Impresión láser UV de sólidos		
	Lámpara de luz UV		Fotopolimerización
Sólido	Cabezal extrusión	Fundido / solidificado	Modelado por deposición fundida (FDM)
	Cabezal Inyección		Material Jetting - Polyjet
	Laminación	Laminación	Fabricación por laminación (SDL)
Polvo	Aglutinante	Unión	Impresión 3D (3DP)
	Láser	Sinterizado	Sinterizado por láser (SLS-DMLS)

Tabla 3: Procesos de fabricación aditiva según el proceso de obtención del modelo [20]

TIPO	TECNOLOGÍAS	MATERIALES
Foto-Polimerizado	Estereolitografía (SLA)	Fotopolímeros
	Fotopolimerización por proyección por máscara (DLP)	Resinas líquidas
Extrusión	Modelado por deposición fundida (FDM)	Termoplásticos
Impresión	Inyección de material (Material jetting)	Ceras, fotopolímeros o metales
	Inyección de aglutinante (Binder jetting)	Cualquier material en polvo (Usualmente metales y cerámicos, aunque también maderas)
Fusión en lecho de polvo	Sinterizado Selectivo por láser (SLS-DMLS)	Materiales en forma de polvo, principalmente metales y aleaciones, materiales compuestos, cerámicos, termoplásticos y elastómeros termoplásticos
	Fundido selectivo por láser (SLM)	
	Fusión por haz de electrones (EBM)	
Laminación	Laminated Object Manufacturing (LOM)	Láminas de termoplásticos, papel/cartón, fibra de carbono y otros materiales compuestos o metales (chapas).
	Selective Deposition Lamination (SDL)	
Depositado mediante energía dirigida	Laser cladding	Materiales en polvo o compactados, principalmente metales y aleaciones.
	Fusión de iones (IFF)	

Tabla 4: Clasificación de los procesos de FA en función de la naturaleza del material [20]

Polímeros	Estereolitografía
	Modelado por deposición fundida (FDM)
	Sinterizado Selectivo por láser (SLS)
	Laminated Object Manufacturing (LOM)
	Binder jetting
	Material jetting
Metales	Selective Laser Melting (SLM) o Laser Cusing
	Electro-Beam Melting (EBM)
	Laser Metal Deposition (LMD o 3D Cladding)
Cerámicos	Sinterizado selectivo por láser (SLS)
	Impresión tridimensional (3DP)
	Modelado por deposición fundida (FDM)
	Estereolitografía (SLA)

2.3.3. Aportación de la Fabricación Aditiva al campo de la manufactura

La Fabricación Aditiva tiene una serie de características que la diferencian de otros procesos de fabricación industrial y que le da una ventaja competitiva en ciertos aspectos.

El proceso no se ve encarecido por la complejidad geométrica del producto, ya que características como los vaciados interiores, espesores variables, esbeltez, formas irregulares o incluso la reproducción de la naturaleza buscando ergonomía o aerodinámica. En el caso de la fabricación convencional ha necesitado resolver estos retos mediante aproximaciones, ensamblajes o procesos de altísimo coste y que para la FA generalmente no suponen ningún problema.

La personalización en FA no encarece el proceso, ya que no supone una gran diferencia el fabricar todos los productos iguales o personalizados, lo que le confiere una gran ventaja en la consecución de las tendencias actuales para desarrollar el alto valor añadido de la personalización en masa.

A modo de resumen, los productos asociados a la FA tienen las siguientes ventajas:

- Posibilidad de realizar productos ergonómicos o multimaterial en una misma pieza.
- Productos aligerados: la complejidad geométrica que se puede alcanzar tiene gran influencia en el peso del producto final. Incluso, se pueden llegar a materializar gradientes de porosidad o densidad en un mismo material, reduciendo el peso solo en aquellas partes del producto menos solicitadas.
- Flexibilidad: se pueden producir piezas sin prácticamente limitaciones geométricas.
- Ahorro de material: se elimina el desperdicio de material en forma de viruta de mecanizado. Existen estudios que indican que se puede reducir hasta en un 40% el volumen de material en bruto para conseguir las piezas finales.

Las ventajas asociadas al proceso de fabricación más destacadas son:

- Reducción en el tiempo de desarrollo del producto y salida al mercado gracias a la producción rápida de prototipos.
- Reducción de errores de montaje y sus costes asociados: este método de fabricación de un solo producto acabado cuando con otros procesos se debe realizar el ensamblaje de varios componentes por sus limitaciones de fabricación.

- Productos con series cortas: este tipo de fabricación permite reducir todo lo que se quiera los lotes de fabricación sin apenas costes adicionales.
- Reducción de costes en utillajes: el producto no necesita estar ligado a utillajes generalmente y además ayuda a crear moldes para utillajes de gran complejidad para otros procesos productivos.

Aunque las ventajas son muy evidentes y aplicables a muchos campos tecnológicos, este tipo de fabricación también tiene una serie de limitaciones que también se deben tener en consideración:

- Acabado superficial de las piezas y velocidad de fabricación: estos dos conceptos están ligados ya que una mayor velocidad de fabricación generalmente implica un peor acabado superficial en la fabricación aditiva.
- Tamaño limitado de piezas: a día de hoy se cuentan con tamaños de pieza limitados debido a las características del proceso y las máquinas actuales.
- Repetitividad y calidad del producto final: algunas de las tecnologías de fabricación aditiva tienen problemas de repetitividad, y ocurre lo mismo con la estabilidad en las propiedades físicas del producto. [20]

2.4. Procesos de fabricación aditiva con polímeros

Debido a las características del proyecto y teniendo en cuenta las características descritas anteriormente, merece la pena centrarse en los procesos de fabricación aditiva que utilizan polímeros como materiales. Las principales razones para destacar estos procesos por encima de otros son:

- Bajo coste de los materiales
- Generalmente, bajo coste procesado y máquinas necesarias especialmente en FDM y SLA
- Procesos más extendidos gracias a los proyectos de código abierto, especialmente en FDM y SLA, por lo que están muy desarrollados y hay mucha información disponible al alcance de todos

Para tener una visión más clara de los principios de los principios de la fabricación aditiva con polímeros, en la Figura 14 se puede observar un diagrama general que recoge los más destacados.

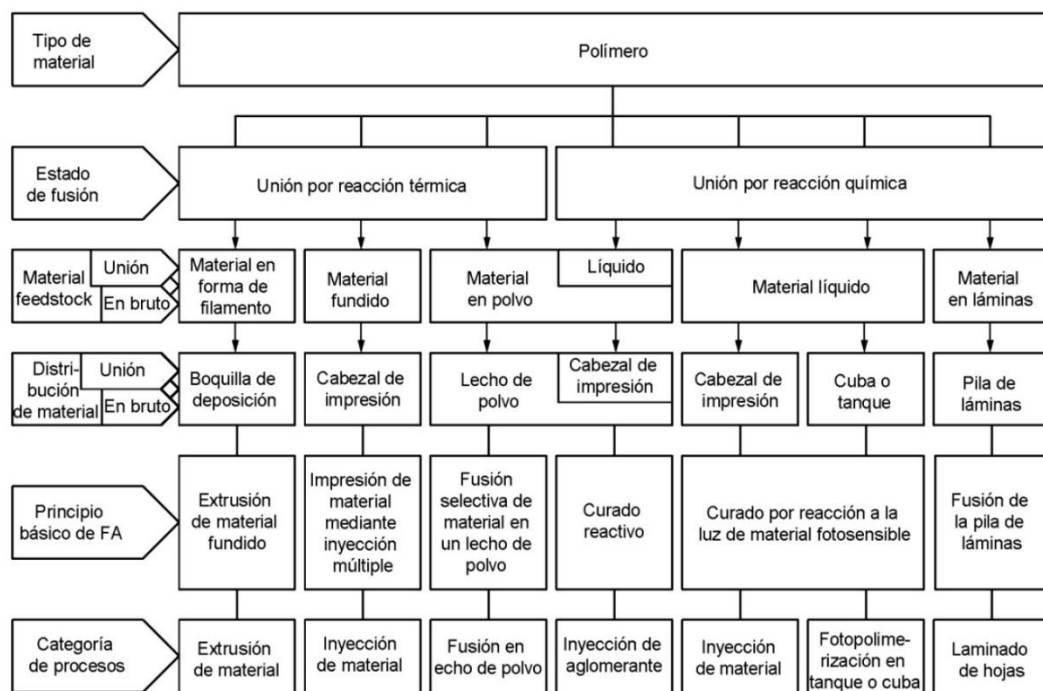


Figura 14: Visión general de los principios de FA con polímeros [21]

2.4.1. Modelado por Deposición Fundida

El Modelado por Deposición Fundida, en adelante FDM (Fused Deposition Modelling) es una técnica de prototipado rápido que apareció en los años 80. En este proceso los materiales materia prima alimentan un extrusor, que mediante el control de la temperatura calienta el material hasta llevarlo a un estado de semilíquido. El esquema del proceso de FDM se muestra en la Figura 14.

Normalmente estas máquinas trabajan con dos tipos de material, el material del modelo y el material de soporte, aunque esto no tiene por qué darse siempre, ya que en las máquinas más económicas se utiliza el mismo material para el modelo y para el soporte, únicamente cambiando sus características geométricas. El material es suministrado en forma de hilo enrollado en un carrete y es suministrado al extrusor. El extrusor mediante el control de la temperatura del hilo, lo deposita sobre una superficie plana antiadherente para producir el componente.

El material fundido dirigido por el extrusor con precisión se deposita en la posición deseada. Así el material extruido va formando capas que se superponen, uniéndose y solidificando. Con esto se obtiene una pieza tridimensional que no requiere de utillaje para su fabricación.

➤ Proceso de fabricación por FDM

Las máquinas de FDM tienen un movimiento relativo entre la superficie de deposición y el extrusor en 3 ejes X, Y y Z. Para obtener estos movimientos relativos que permiten obtener la pieza, las máquinas interpretan el lenguaje de los archivos STL. El software correspondiente revisa la información de las trayectorias del material depositado y genera las trayectorias de herramientas para la producción de la pieza. El material se divide en capas, y el tamaño de estas determina la precisión de la reproducción del modelo en la máquina FDM. Además, el software genera los soportes necesarios para el modelo, teniendo en cuenta la orientación y geometría de

la pieza a fabricar. Estos soportes deben ser eliminados después de la consecución del modelo al igual que generalmente se requiere un acabado superficial a la pieza para alcanzar las características deseadas. [22] [23] [24]

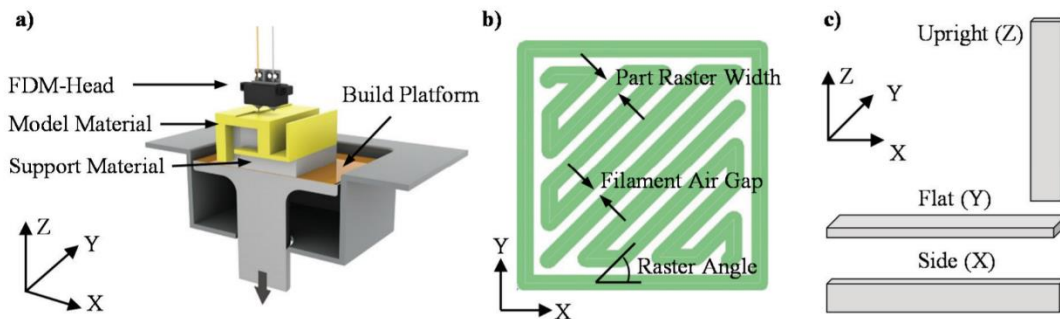


Figura 15: a) máquina FDM; b) Parámetros de trayectoria de deposición; c) Tipos de construcción. [22]

Las investigaciones hasta la fecha han sido realizadas mediante el estudio de los parámetros de entrada del proceso, listados en la Figura 16, y su optimización ha sido llevada a cabo con el objetivo de conseguir piezas con las siguientes características o parámetros de salida: [23]

- Alta precisión dimensional
- Baja rugosidad superficial
- Bajo coste
- Tiempo de proceso reducido

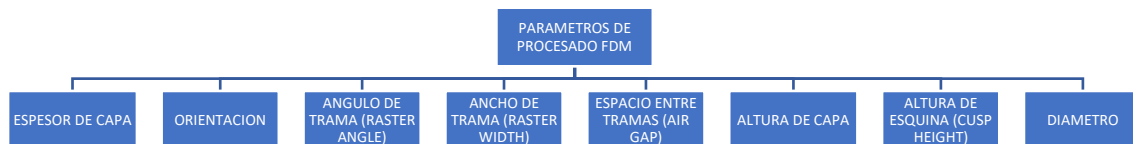


Figura 16: Parámetros del procesado FDM [23]

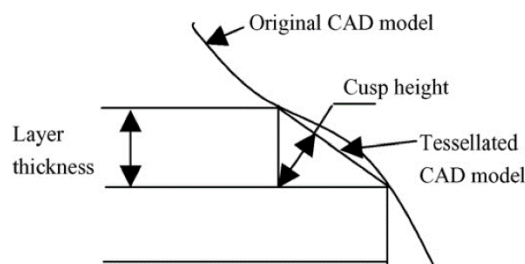


Figura 17: Definición gráfica de la altura de esquina (cusp height) [24]

2.4.2. Estereolitografía

La estereolitografía, en adelante SLA (Stereo Litography Apparatus), es uno de los primeros procesos de fabricación aditiva que fueron desarrollados, también conocido como fotopolimerización.

El término “estereolitografía” fue acuñado por Chuck Hull, quien patentó el proceso y el equipo para producir objetos sólidos mediante impresión de capas una resina que solidifica o cura mediante polimerización. Esta polimerización se da gracias a la exposición de la resina a un haz de luz ultravioleta (UV).

➤ Proceso de fabricación por SLA

En la SLA, el objeto se crea sobre una plataforma horizontal que se sumerge en una resina líquida fotopolimérica, que se solidifica con un haz UV.

Partiendo de un archivo, a menudo en formato STL, que se envía a la máquina, donde el software apropiado (slicer) divide el modelo en capas de impresión. Y finalmente se le da la orden a la impresora de comenzar a imprimir.

Entre los diversos componentes de una máquina de estereolitografía se encuentran una bandeja de resina, una plataforma móvil (eje Z), un sistema de raspado (eje X), un láser UV, óptica de enfoque y un espejo galvanométrico (ejes X e Y).

El espesor de las capas que se van formando depende de la absorción de UV por parte de la resina. Conforme se crea cada capa, la superficie horizontal se sumerge la profundidad exacta para formar una nueva capa de material. Esta sucesión de capas forma el objeto final. Tras ello, es necesario un tratamiento posterior al horno para completar la polimerización y mejorar la resistencia del material. También requiere una limpieza superficial con un solvente. [25]

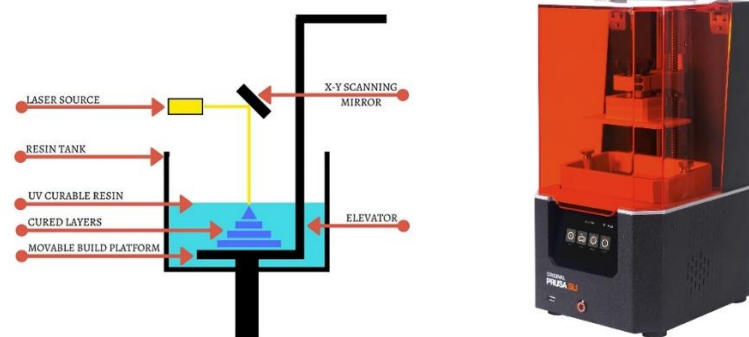


Figura 18: Proceso de SLA y máquina Original Prusa SL1 [26]

2.5. Aplicación de la Fabricación Aditiva en la Medicina

La aplicación de la fabricación aditiva e impresión 3D en la medicina hace tiempo se veía como un ambicioso sueño imposible. Sin embargo, el tiempo y la inversión en investigación sobre este campo lo ha hecho real. Hoy en día, las tecnologías de fabricación aditiva representan una gran oportunidad para ayudar a las empresas farmacéuticas y médicas con el objetivo de crear medicamentos más específicos, haciendo posible la producción más rápida de implantes médicos y cambiando la forma en que los médicos y cirujanos planifican sus procedimientos. La innovación en el campo médico ha estado representada por el advenimiento de la propia impresión 3D.

En líneas generales, el proceso de fabricación de un modelo impreso para realizar reproducciones anatómicas sigue cinco pasos técnicos básicos (Figura 19). Estos pasos incluyen seleccionar el área anatómica objetivo, el desarrollo de la geometría 3D mediante el procesamiento de las imágenes médicas proveniente de una tomografía computarizada o resonancia magnética, la optimización del archivo para la impresión física, y la selección adecuada de la máquina y materiales. Este archivo creado también representa la orientación para la impresión posterior, dividiendo el modelo en secciones transversales. El diseño por capas es introducido en una máquina, que fabrica el objeto comenzando en la capa base y construyendo una serie de capas sucesivas que se superponen hasta que el objeto se construya utilizando las materias primas que se necesitan para su composición. Con todo esto, se puede alcanzar un modelo específico para el paciente con la fidelidad anatómica creada a partir del conjunto de datos de imágenes.

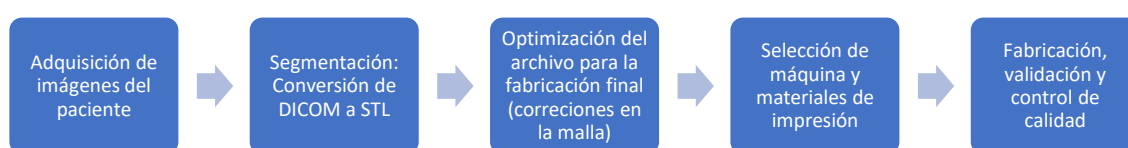


Figura 19: Proceso básico de fabricación aditiva de modelos para reproducción anatómica [27]

Cada día, la fabricación aditiva ofrece más soluciones para el sector sanitario con el objetivo de salvar y mejorar la vida de las personas que ni se había imaginado hasta ahora. De hecho, la fabricación aditiva ha sido utilizada en un amplio rango de especialidades como la cirugía cardiotorácica, cardiología, gastroenterología, neurocirugía, cirugía maxilofacial, oftalmología, otorrinolaringología, ortopedia y podología entre otros.

2.5.1. Campos de aplicación

Las principales aplicaciones de la fabricación en el campo de la medicina son los siguientes, según [27]:

- a) Tratamiento/prequirúrgico personalizado y planificación del preoperatorio.

Muchos estudios han demostrado que una planificación personalizada para cada paciente puede reducir potencialmente el tiempo invertido en la sala de operaciones y con menores complicaciones. Además, esto puede llevar a reducir el tiempo de ingreso postoperatorio, la disminución de las reintervenciones y costes más bajos de los seguros de salud.

Esta tecnología permite obtener al cirujano un modelo 3D de la anatomía del paciente para enfocar la intervención o también la fabricación de prótesis y herramientas específicas basadas en la anatomía del paciente.

- b) Personalización de herramientas quirúrgicas y prótesis

El uso de esta tecnología se puede utilizar para fabricar implantes, guías quirúrgicas e instrumentos personalizados. Esto supone una reducción de costes.

- c) Estudio de condiciones osteoporóticas

Siguiendo un tratamiento farmacológico, la impresión 3D es útil para validar los resultados conseguidos y mejorar el seguimiento y toma de decisiones.

- d) Pruebas de diferentes dispositivos en caminos específicos

Un claro ejemplo es la reproducción de diferentes patrones vasculares para probar la efectividad del sistema cardiovascular usado para tratar las enfermedades de arterias periférica y coronaria. La fabricación aditiva permite producir de manera rápida prototipos de nuevos conceptos de diseño o mejoras para dispositivos existentes.

- e) Mejora en la educación médica, educación de los pacientes y de las prácticas forenses

Utilización de los modelos 3D para reproducir casos, anatomías y patologías que permitan tener un aprendizaje más seguro y tangible.

- f) Bio-impresión

La fabricación aditiva puede proporcionar modelos de tejidos implantables. Como ejemplo, la piel sintética para trasplantes a pacientes que hayan sufrido quemaduras graves. También sería de utilidad para realizar pruebas de efectos producidos por los cosméticos, químicos y fármacos. Otro ejemplo puede ser la reproducción de válvulas del corazón usando una combinación de celdas y biomateriales para controlar la rigidez de la válvula.

- g) Impresión de medicamentos 3D

Consiste en la impresión de los fármacos con el objetivo de que se disuelvan más rápido que la media de los fármacos convencionales. También puede ser útil para que la cantidad de fármaco sea la más precisa para el paciente objetivo.

- h) Personalización de órganos sintéticos

Los órganos impresos pueden llegar a salvar muchas vidas, evitando las esperas actuales para recibir trasplantes de órganos humanos. También pueden ser de gran utilidad en el campo de la investigación

2.5.2. Tecnologías aplicables a la medicina

En el presente apartado se muestra la Tabla 5, en la que se comparan las técnicas de fabricación aditiva a aplicar, mostrando ventajas y desventajas de cada técnica. Cada proceso es afín a unos materiales determinados cuyas propiedades permiten una serie de aplicaciones médicas.

Tabla 5: Tecnologías de fabricación aditiva aplicables a la medicina [27]

Proceso	Tecnologías	Materiales	Aplicación Médica	Ventajas	Desventajas
Fotopolimerización	·SLA ·DLP	·Resina foto-polimérica	·Modelos óseos y dentales ·Guías de implantes dentales ·Soporte auditivo	·Alta resolución y precisión ·Piezas complejas ·Acabado superficial decente ·Configuración de impresión flexible	·Insuficiente resistencia y durabilidad ·Tras su procesado sigue siendo vulnerable a la luz UV ·No recomendable para uso pesado
Inyección de material	·Modelado Multijet	·Plásticos ·Polipropileno, HDPE, PS, PMMA, PC, ABS, HIPS, EDP	·Modelos médicos ·Reproducción es dentales ·Guías de implantes dentales	·Alta precisión ·Bajo consumo de material ·Variedad de materiales y colores en un solo proceso	·Requiere material de soporte en el modelo ·Limitadas opciones de materiales
Binder jetting	·Lecho de polvo e inyector de tinta de impresión 3D (PDIH)	·Acero inoxidable ·Polímeros ABS, PA, PC ·Cerámicos: vidrio	·Modelado por colores, especialmente codificando	·Variedad de colores ·Varios materiales soportados ·Mayor rapidez	·No son siempre apropiadas para componentes estructurales

	·Impresión 3D a base de yeso (PP)			·Diferentes combinaciones polvo-aglutinante para conseguir distintas propiedades mecánicas	·La limpieza del resultado obtenido requiere tiempo y aumenta el tiempo del proceso
Material extruido	·Modelado mediante deposición fundida (FDM) ·Fabricación de filamento fundido (FFF)	·Plásticos ·ABS, nylon, PC, AB	·Instrumentos médicos ·Prototipado rápido de exoesqueleto	·Proceso barato ·Extendido ·Plástico ABS soportado: buenas propiedades estructurales y fácilmente accesible	·La calidad depende del radio del extrusor: mayor extrusor lleva a menor calidad ·Baja precisión y dependencia de espesor de extrusión ·Baja velocidad de procesado ·Presión de contacto necesaria para incrementar la calidad
Fusión de lecho de polvo	·Sinterizado laser selectivo (SLS) ·Sinterizado laser directo de metales (DMLS) ·Sinterizado térmico selectivo (SHS) ·Fundido por sinterizado laser (SLM) ·Fundido por haz de electrones (EBM)	·Materiales en polvo ·Según procesos: -SHS: nylon -DMLS, SLS, SLM: acero inoxidable, titanio, aluminio, cobalto-cromo, acero -EBM: titanio, cobalto-cromo, acero inoxidable, aluminio y cobre	Modelos que requieren un “enrejado”, dispositivos médicos como implantes o fijaciones	·Barato ·Tecnología de pequeño tamaño, máquinas tamaño oficina ·Amplia gama de opciones en cuanto a materiales	·Baja velocidad ·Tamaños limitados ·Dependencia del tamaño de grano del polvo en el resultado
Laminación de hojas	·Fabricación de objetos laminados (LOM) ·Consolidación ultrasónica (UC)	·Papel ·Plástico ·Metal	Modelado ortopédico de las superficies de los huesos	·Rápido ·Barato ·Facilidad para la manipulación de materiales	·Necesidad de postprocesado ·Limitado rango de materiales
Deposición de energía dirigida	Deposición de metal por láser (LMD)	·Cobalto-cromo ·Titanio	Limitado. Comúnmente utilizado para reparar componentes ya existentes y fabricar componentes de gran tamaño	·Alto control de la estructura de grano ·Alta calidad en función de la velocidad ·Alta precisión ·Rápida fabricación debida a una rápida deposición de material ·Componentes totalmente densos, sin necesidad de soportes ·El mejor proceso para la reparación de componentes	·Rango limitado de materiales ·Pobre calidad superficial

2.5.3. Regulación Vigente

Cabe destacar que esta tecnología sufre una falta de regulación a día de hoy que dificulta sus posibles aplicaciones médicas. Los productos fabricados mediante fabricación aditiva no cuentan con una situación legal apropiada. Todos los productos impresos son categorizados como dispositivos personalizables bajo la regulación 2017/745 (UE) del Parlamento Europeo y del Consejo de la Unión Europea del 5 de abril de 2017. En el mismo se define al producto personalizado mediante impresión 3D como producto específicamente realizado acorde a una prescripción por parte de una persona autorizada por las leyes nacionales por su cualificación profesional, que cuenta con una serie de características de diseño bajo la responsabilidad de esta persona y destinado únicamente para el uso de un paciente concreto en función de sus condiciones y necesidades. De hecho, los fabricantes de dispositivos hechos a medida solo pueden ser garantizados por el obligado cumplimiento de los procedimientos de evaluación de

conformidad en base al cual el dispositivo debe cumplir con los requisitos de seguridad y desempeño impuestos.

Además, este tipo de productos médicos no requieren marcado CE y tampoco adherirse al sistema UDI (Unique Device Identification) como se indica en el Artículo 27, punto 1 de la regulación.

Para el caso de los implantes personalizados se debe enfocar de un modo distinto, como el caso de las prótesis dentales, que son definidos como:

- Cualquier dispositivo, incluyendo aquellos que son parcial o totalmente absorbidos, cuya finalidad es ser totalmente introducidos en el cuerpo humano o reemplazar una superficie epitelial o la superficie del ojo mediante intervención clínica y que permanecerá donde se ubique tras la intervención. Cualquier dispositivo cuya finalidad es ser parcialmente introducido en el cuerpo humano mediante intervención y con intención de permanecer donde se ubique tras la intervención durante al menos 30 días también es considerado como implantable.

Los dispositivos personalizados implantables sí que requieren marcado CE con el objetivo de garantizar la seguridad y poder ser comercializado.

La UE ha trabajado muchos años en una actualización de la Directiva de Dispositivos Médicos. La legislación propuesta tiene notables atributos adicionales tanto para superar las brechas de la Directiva actual, como para apoyar la innovación científica y tecnológica y de manera simultánea mejorar la seguridad del paciente. Desgraciadamente, la versión actual del proyecto de reglamento carece de cierto nivel de profundidad, lo que es obligatorio para salvaguardar el uso seguro de la tecnología de fabricación aditiva y, por tanto, permitir su creciente prevalencia en la medicina. [27]

2.5.4. Prótesis de miembro superior mediante fabricación aditiva

La aplicación de FA para la creación de prótesis de miembro superior está íntimamente ligada con el entorno colaborativo “open-source”, en el cual se comparte la información para que la gente pueda hacer uso y aportar mejoras a las soluciones propuestas. Se toma este camino ante el objetivo de hacer llegar prótesis asequibles a personas que no pueden costearse una prótesis comercial.

En 2013, Ivan Owen mostró al mundo la primera prótesis mediante FA conocida. Decidió subir los archivos a una base de datos “open-source”, permitiendo que todo el mundo pudiese imprimir su prótesis desde cualquier lugar del mundo. Este trabajo dio origen al gran proyecto e-NABLE, que hoy en día es una comunidad de alrededor de 7000 voluntarios y ha entregado alrededor de 2000 prótesis de miembro superior de bajo coste a usuarios de 45 países.



Figura 20: Diseños de e-NABLE

El objetivo principal del proyecto e-NABLE es el diseño y fabricación de manos protésicas mediante tecnología de FA para alcanzar las necesidades específicas de cada usuario, especialmente en países subdesarrollados. Se consigue reducir el coste y el tiempo de producción de este tipo de prótesis con respecto a las convencionales, además se puede realizar adaptaciones acordes al crecimiento de los niños. Aunque este tipo de prótesis no tienen una estética en armonía con el cuerpo humano, son capaces de mejorar la vida cotidiana de sus usuarios. La tecnología de e-NABLE se ha desarrollado, llegando a producir prótesis mioeléctricas de bajo coste. [28]

Tras esta iniciativa otras organizaciones y particulares han seguido esta corriente y la gran mayoría de prótesis fabricadas mediante FA se desarrollan de este modo. Los materiales y procesos para el desarrollo de las prótesis varían en función de los requisitos del caso y los medios disponibles, pero generalmente estos proyectos se fabrican mediante FDM.

Actualmente, hay estudios que argumentan que la participación del usuario es muy importante en la evolución y mejora de los diseños de prótesis.

La FA promete transformar la forma en la que se producen las prótesis. Su potencial para una rápida personalización de las prótesis a demanda, fabricación en el acto y el bajo coste hacen de la impresión 3D una fuerte alternativa futura para las prótesis comerciales. Un punto por mejorar de esta técnica es la falta de evaluación de su rendimiento, aunque cada día se publican de manera exponencial más y más artículos sobre este campo. [29]

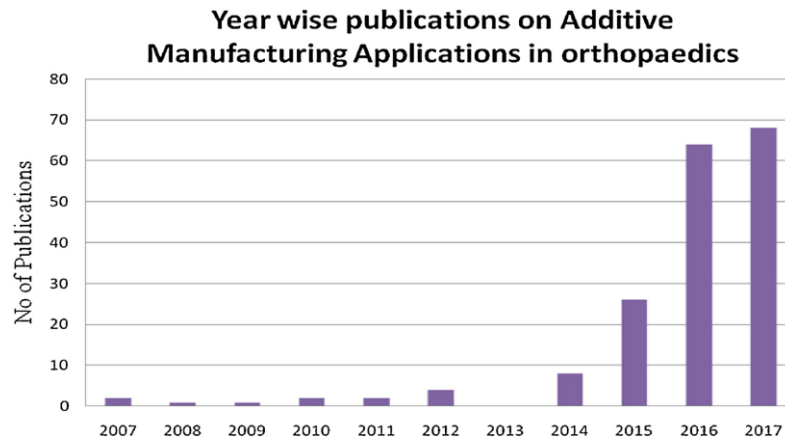


Figura 21: Evolución en el número de publicaciones en el campo de la ortopedia en los últimos años [29]

Todas las características descritas también permiten a día de hoy la investigación y desarrollo de las prótesis pediátricas mediante “rapid prototyping”. Se puede combinar con el método BRIDGE, en el que se toma al usuario como un experto acerca del uso diario de la prótesis, haciéndolo participe en el proceso de diseño. El bajo coste en la fabricación de las piezas permite realizar tantas iteraciones en el método BRIDGE como sea necesario. [30]

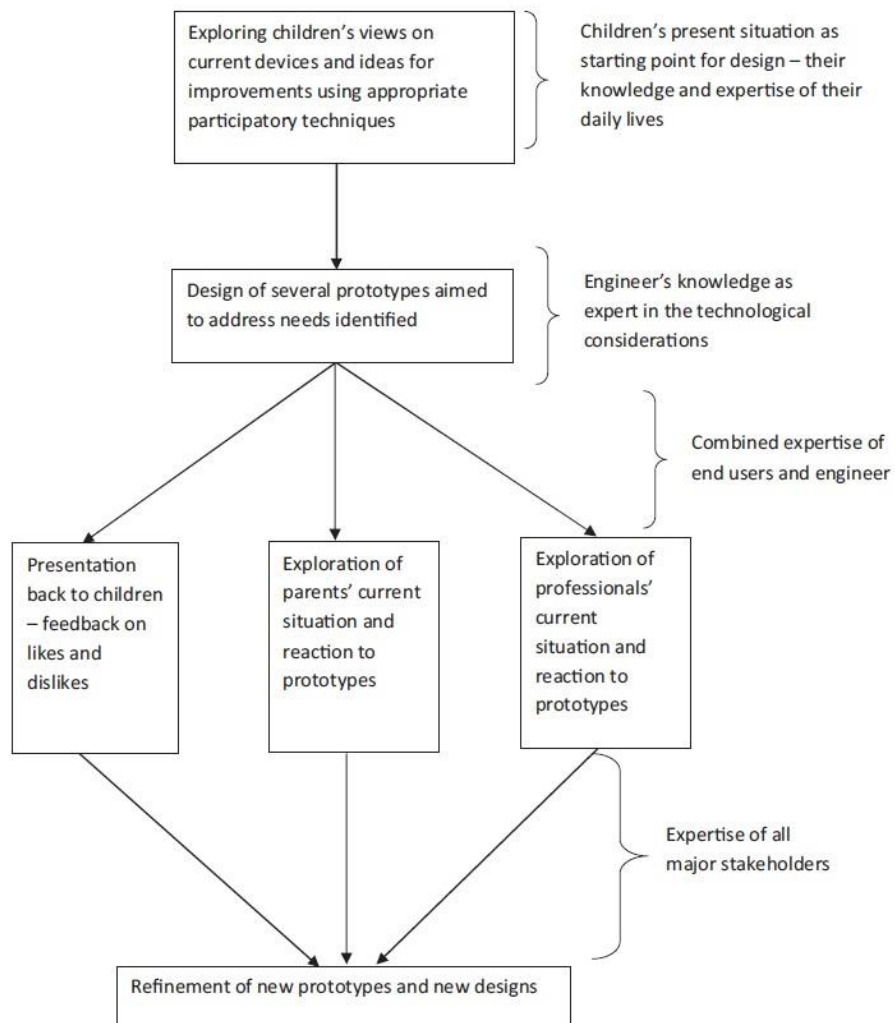


Figura 22: Proceso general en el marco de la metodología BRIDGE [30]

2.5.5. Extensión a otros campos sanitarios

Las prótesis mediante FA también se han extendido al campo de la veterinaria, ya que resultan de gran atractivo por la facilidad, velocidad y coste de unas prótesis adaptadas a cada caso. En la referencia [31] se puede observar un artículo en el que se documenta uno de estos casos aplicado al pico de un cálao bicorne. El animal requiere de la amputación de buena parte de su pico por un carcinoma. La parte amputada es sustituida por una cubierta producida mediante FA. En este caso, además se utiliza la FA como soporte para realizar adecuadamente la cirugía anterior y para modelizar el pico del animal tras la operación para asegurar que la prótesis se adapta correctamente al pico, como se observa en la Figura X.

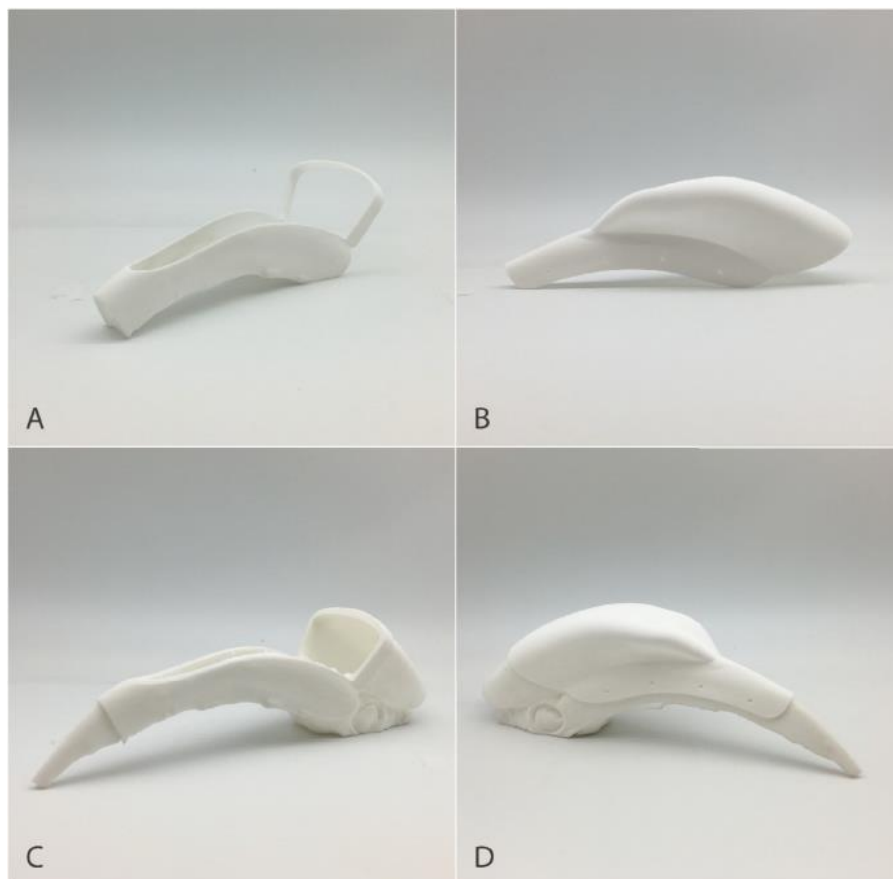


Figura 23: A) Guía para el corte en la operación; B) Prótesis; C) Modelo 3D del pico tras la operación; D) Prótesis instalada sobre el modelo 3D del pico [31]

3. DISEÑO DE LA PRÓTESIS

En esta sección se pretende desarrollar toda la información referente al desarrollo del diseño desde la información de referencia recopilada hasta el diseño de detalle y funcionalidad de cada uno de los componentes de la prótesis.

Se realizará el diseño inicial para una mano izquierda de un tamaño acoplable para un hombre adulto. Partiendo de este diseño, mediante modificaciones menores, se podrá escalar el diseño para otros tamaños mediante el software CAD.

El primero paso es recopilar la información necesaria para hacer un diseño apropiado y fácilmente adaptable al paciente objetivo, permitiendo que un amplio abanico de usuarios se pueda beneficiar de ella. Para ello se va a realizar la definición del usuario objetivo y finalidad del producto, un estudio de la mano humana a todos los niveles y las reglas de diseño asociadas al tipo de fabricación que se va a utilizar, que será el FDM.

Una vez se tengan claras estas consideraciones se deben marcar unas especificaciones de diseño que serán la meta a alcanzar para el producto final.

Con toda esta información se comenzará con el desarrollo del diseño de detalle y la descripción del mismo.

3.1. Consideraciones previas al diseño

3.1.1. Finalidad de la prótesis y usuario objetivo

El producto que se pretende desarrollar en este proyecto es una prótesis de mano para personas con amputación parcial o total de dedos y/o parte de la palma de la mano, pero que conservan la muñeca y su movilidad. Es importante que el usuario tenga movilidad en la muñeca ya que la flexión del carpo será el movimiento de activación de la prótesis.

El público objetivo de esta prótesis son personas con pocos recursos en países subdesarrollados y niños que debido a su desarrollo deben cambiar de prótesis con bastante frecuencia, por lo que no se pueden permitir cada año el gasto tan elevado que suponen las prótesis mioeléctricas del mercado. Teniendo todo esto en cuenta, se pretenderá alcanzar siempre el mínimo coste y la máxima robustez posible.

La prótesis se montará sobre el antebrazo y el muñón de la mano y contará con una anatomía similar a la de la mano humana, ya que tendrá una palma y los cinco dedos. Por simplicidad y robustez estos dedos tendrán dos falanges en lugar de tres, que para el caso del pulgar no significará ninguna diferencia.

Este diseño permitirá el agarre de objetos de poco peso y el soporte a la otra mano sana, lo que supondrá una gran mejoría en la vida cotidiana del usuario. En busca de la simplicidad y robustez, el mecanismo de accionamiento de la prótesis será mecánico, mediante cables que conectan los dedos al antebrazo, la flexión del carpo activará el cierre de los dedos para el agarra de los objetos.

3.1.2. Estudio de la mano humana

3.1.2.1. Características anatómicas

La mano humana es fundamental en la realización de tareas básicas del hombre y su relación con el entorno. Comprende las siguientes partes principales:

- **Muñeca:** establece la unión entre el antebrazo y la mano. Esta zona anatómica de las extremidades superiores está constituida por las partes meta episarias distales de los huesos del antebrazo, radio y cúbito y por el conjunto de huesos que forman el carpo
- **Palma:** formada por los huesos metacarpianos
- **Dedos:** porciones distales de la región de la mano formadas por falanges



Figura 24: Anatomía general de la mano [32]

3.1.2.2. Huesos de la mano

La mano humana tiene 27 huesos: el carpo o muñeca tiene 8; el metacarpo o palma tiene 5 y los 14 huesos restantes son digitales como se puede observar en la Figura 20.

La muñeca tiene ocho huesos (los huesos carpianos), dispuestos en dos grupos de cuatro. Estos huesos encajan en una pequeña cavidad formada por los huesos del antebrazo el radio y el cúbito, si bien es de resaltar que el cúbito no se articula directamente con ninguno de los huesos de la muñeca. Bajo la cara inferior del cúbito se encuentra el ligamento triangular de la muñeca, que sí se articula con los huesos.

- Los huesos de la fila proximal son, de fuera hacia adentro: el escafoides, el semilunar, el piramidal y el pisiforme
- Los huesos de la fila distal son, de fuera hacia adentro: el trapecio, el trapecoide, el grande y el ganchoso.

La palma de la mano tiene cinco huesos (los huesos metacarpos), uno por cada dedo.

Las manos humanas contienen catorce huesos digitales, también llamados falanges: dos en el pulgar, y tres en cada uno de los otros cuatro dedos; cabe mencionar que el pulgar no tiene falange media. Estos son falange distal, falange media y falange proximal. [33]

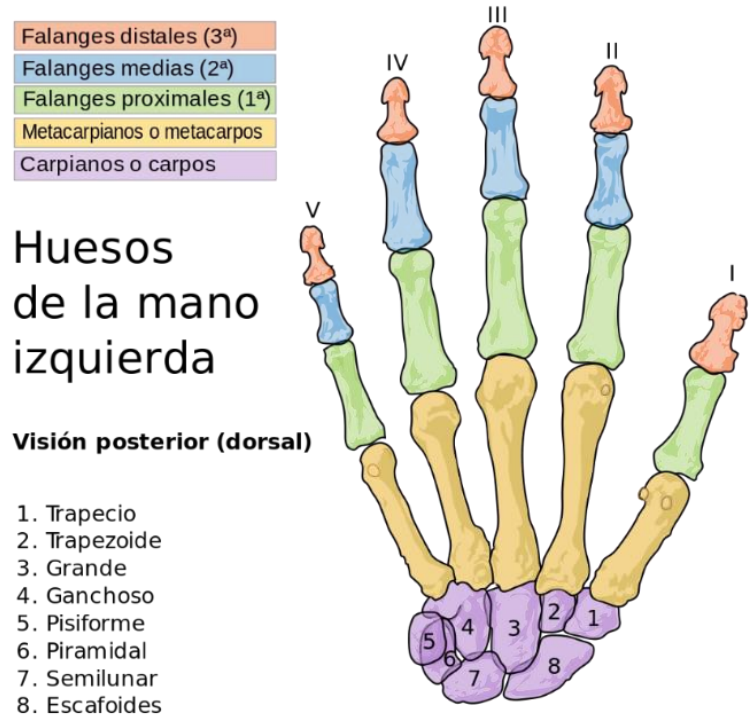


Figura 25: Huesos de la mano [33]

3.1.2.3. Antropometría de la mano

Una vez se conocen las características anatómicas, son necesarias las medidas básicas estándar por edades y sexo.

Para ello se ha comenzado partiendo de [34], donde se muestra la relación de longitud de las falanges con respecto a la longitud total de la mano, cuyos datos se pueden observar en la Tabla 6.

Tabla 6: Longitud de las falanges con respecto a la longitud de la mano completa (%) [34]

Dedo	Proximal	Media	Distal
Pulgar	17.1	-	12.1
Índice	21.8	14.1	8.6
Corazón	24.5	15.8	9.8
Anular	22.2	15.3	9.7
Meñique	17.2	10.8	8.6

Adicionalmente, tomando un estudio de la Universidad de Michigan sobre antropometría [35]. Se ha tomado el percentil 50 de cada edad desde los 6.5 a los 14.5 años y se añade cada medida también para el caso de los adultos.

Tabla 7: Ancho de dedos de hombre (cm) [35]

Edad	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
6.5 - 7.5	1.5	1.2	1.2	1.1	0.9
7.5 - 8.5	1.5	1.2	1.2	1.1	0.9
8.5 - 9.5	1.6	1.2	1.2	1.1	0.9
9.5 - 10.5	1.6	1.3	1.3	1.2	1.0
10.5 - 11.5	1.6	1.3	1.3	1.2	1.0
11.5 - 12.5	1.7	1.3	1.4	1.3	1.1
12.5 - 13.5	1.8	1.4	1.4	1.3	1.1
13.5 - 14.5	1.9	1.5	1.4	1.3	1.1
Adultos	2.3	2.1	2.1	2.0	1.7

Tabla 8: Ancho de dedos de mujer (cm) [35]

Edad	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
6.5 - 7.5	1.4	1.1	1.1	1.0	0.9
7.5 - 8.5	1.5	1.1	1.2	1.0	1.0
8.5 - 9.5	1.5	1.2	1.2	1.0	1.0
9.5 - 10.5	1.5	1.2	1.2	1.1	1.0
10.5 - 11.5	1.6	1.2	1.2	1.1	1.0
11.5 - 12.5	1.6	1.3	1.3	1.1	1.0
12.5 - 13.5	1.7	1.3	1.3	1.2	1.1
13.5 - 14.5	1.7	1.3	1.4	1.2	1.1
Adultos	1.9	1.5	1.8	1.8	1.5

Tabla 9: Longitud de dedos de hombre (cm) [35]

Edad	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
6.5 - 7.5	4.7	5.3	5.8	5.4	4.3
7.5 - 8.5	4.7	5.3	5.9	5.5	5.5
8.5 - 9.5	5.0	5.6	6.2	5.7	5.7
9.5 - 10.5	5.3	5.9	6.5	6.0	6.0
10.5 - 11.5	5.5	6.0	6.7	6.2	6.2
11.5 - 12.5	5.7	6.3	6.9	6.4	6.4
12.5 - 13.5	6.0	6.5	7.3	6.7	6.7
13.5 - 14.5	6.2	6.9	7.6	7.0	7.0
Adultos	6.7	7.5	8.3	7.7	7.2

Tabla 10: Longitud de dedos de mujer (cm) [35]

Edad	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
6.5 - 7.5	4.7	5.2	5.8	5.5	4.4
7.5 - 8.5	4.8	5.4	5.8	5.5	4.5
8.5 - 9.5	5.0	5.6	6.2	5.8	4.6
9.5 - 10.5	5.4	5.9	6.5	6.2	4.8
10.5 - 11.5	5.6	6.2	6.8	6.5	5.1
11.5 - 12.5	5.7	6.5	7.1	6.7	5.3
12.5 - 13.5	5.9	6.7	7.3	6.9	5.5
13.5 - 14.5	5.9	6.8	7.4	7.0	5.6
Adultos	6.0	6.9	7.7	7.3	5.8

Tabla 11: Medidas de palma de hombre (cm) [35]

Edad	Largo mano	Ancho mano	Grosor mano	Largo palma	Ancho palma
6.5 - 7.5	13.3	6.9	2.5	7.5	6.3
7.5 - 8.5	13.8	7.1	2.5	7.9	6.5
8.5 - 9.5	14.3	7.2	2.5	8.1	6.7
9.5 - 10.5	14.9	7.4	2.6	8.4	7.0
10.5 - 11.5	15.4	7.9	2.6	8.7	7.2
11.5 - 12.5	16.0	7.9	2.6	9.1	7.4
12.5 - 13.5	16.7	8.4	2.6	9.4	7.8
13.5 - 14.5	17.7	8.8	2.6	10.1	8.3
Adultos	18.6	10.7	2.8	10.9	8.5

Tabla 12: Medidas de palma de mujer (cm) [35]

Edad	Largo mano	Ancho mano	Grosor mano	Largo palma	Ancho palma
6.5 - 7.5	13.1	6.6	2.1	7.3	6.0
7.5 - 8.5	13.6	6.7	2.1	7.8	6.3
8.5 - 9.5	14.2	6.9	2.1	8.0	6.5
9.5 - 10.5	14.9	7.1	2.2	8.4	6.7
10.5 - 11.5	15.6	7.3	2.3	8.8	7.0
11.5 - 12.5	16.2	7.6	2.3	9.1	7.2
12.5 - 13.5	16.9	7.8	2.3	9.5	7.5
13.5 - 14.5	16.9	8.0	2.4	9.6	7.5
Adultos	17.4	9.2	2.6	10.0	8.0

Tabla 13: Perímetro de muñeca de hombre (cm) [35]

Edad	Perímetro Muñeca
6.5 - 7.5	12.4
7.5 - 8.5	12.7
8.5 - 9.5	13.1
9.5 - 10.5	13.4
10.5 - 11.5	13.5
11.5 - 12.5	14.3
12.5 - 13.5	14.7
13.5 - 14.5	15.7
Adultos	17.6

Tabla 14: Perímetro de muñeca de mujer (cm) [35]

Edad	Perímetro Muñeca
6.5 - 7.5	12.4
7.5 - 8.5	13.0
8.5 - 9.5	13.3
9.5 - 10.5	13.5
10.5 - 11.5	13.6
11.5 - 12.5	14.1
12.5 - 13.5	14.5
13.5 - 14.5	14.8
Adultos	16.0

3.1.2.4. Movimientos de la mano

Para poder definir las capacidades de la prótesis, primero es conveniente conocer las capacidades motrices de la mano para tomarlas como referencia. Para ello, se van a describir los movimientos articulados y los movimientos coordinados básicos de agarre de la mano humana.

3.1.2.4.1. Movimientos articulados

Los grados en los que una articulación puede moverse sin sufrir alguna lesión son los arcos de movilidad. En la Figura 21 se puede observar un resumen de los arcos de movilidad de la mano.

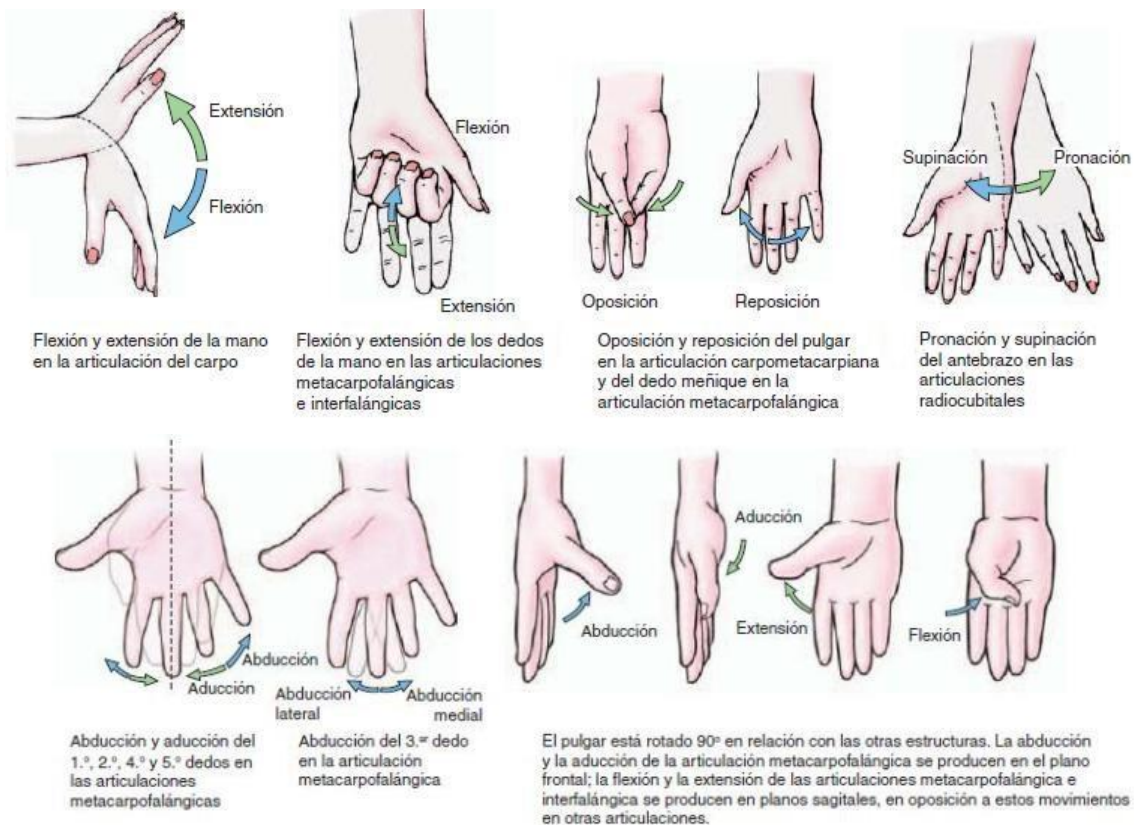


Figura 26: Movimientos articulados de la mano [36]

3.1.2.4.2. Movimientos coordinados básicos

Con la finalidad de poder marcar los objetivos del diseño de la prótesis para que cumpla con las funcionalidades de la mano humana, se pasa a describir los movimientos coordinados básicos de la mano humana. Estos movimientos permiten al ser humano realizar gran variedad de funciones, todos están relacionadas con el agarre de objetos. A continuación, la clasificación según Schlesinger de los movimientos de agarre de la mano queda resumida en la Figura 27. [37]

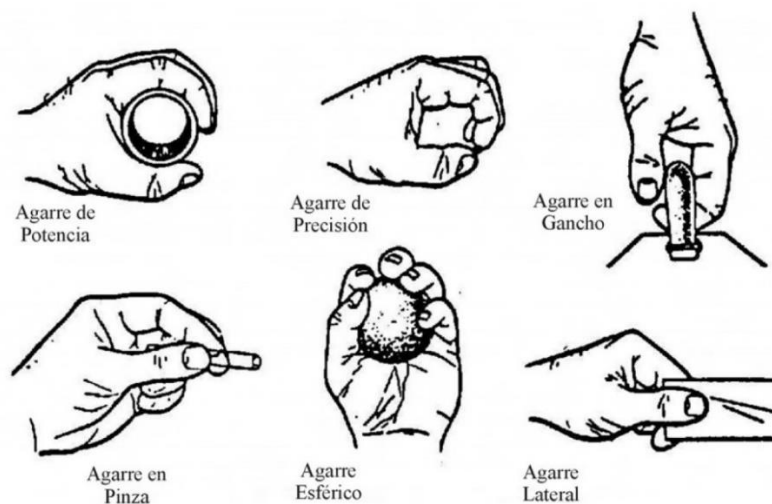


Figura 27: Movimientos coordinados básicos de agarre según Schlesinger [38]

3.1.3. Consideraciones en el diseño orientado a FA

Derivado del proceso de fabricación que se va a emplear, la metodología y consideraciones a la hora de realizar el diseño cambian considerablemente, tanto en métodos convencionales como en fabricación aditiva.

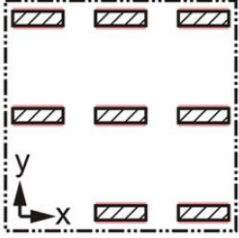
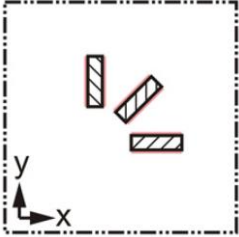
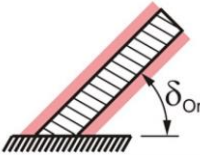
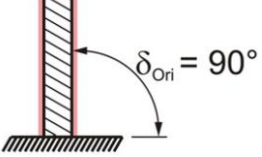
En el caso del proceso que nos ocupa, Fused Deposition Modelling, existen “Reglas de Diseño” investigadas por diversos autores mediante ensayos experimentales de geometrías representativas con objetivo de conseguir unos parámetros generales de diseño útiles, como los que se recogen en el artículo de Adam et al. [39].

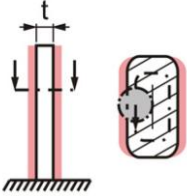
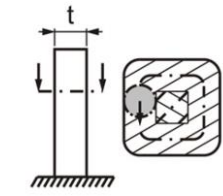
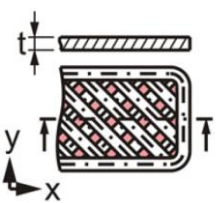
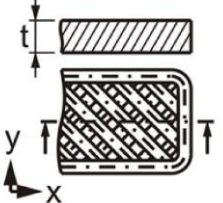
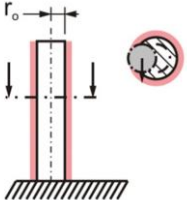
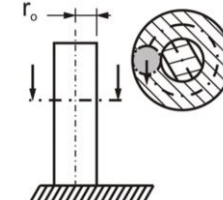
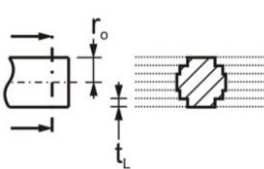
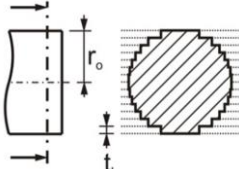
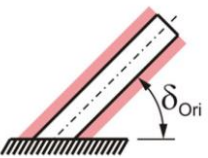
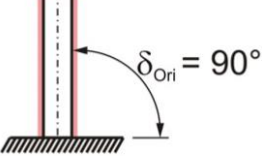
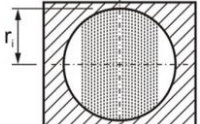
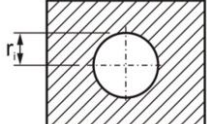
Se consideran elementos básicos de diseño los siguientes:

- Elementos básicos: formas geométricas elementales (por ejemplo, paredes o cilindros)
- Elementos de transición: zonas en las que los elementos básicos se combinan con otros
- Estructuras agregadas: adaptación de dos o más elementos básicos y sus elementos de transición (por ejemplo, voladizo entre elementos)

Aunque estos elementos básicos no cubren todas las posibilidades geométricas de diseño de manera detallada, nos dan una información de referencia que puede ser de gran utilidad para optimizar la disposición de elementos y sus dimensiones para que la fabricación sea lo más fiel posible al diseño.

Tabla 15: Consideraciones de diseño orientado a FA [39]

TIPO	ATRIBUTO	DESCRIPCIÓN	DISEÑO ORIENTADO A FDM	
			POCO APROPIADO	MÁS APROPIADO
PAREDES	POSICIÓN	La posición de las paredes en el plano de construcción puede elegirse libremente.	N/A	
	DIRECCIÓN	La dirección de las paredes en el plano de construcción puede seleccionarse libremente.	N/A	
	ORIENTACIÓN	Las paredes deberían orientarse ortogonalmente al plano de construcción para alcanzar las menores desviaciones dimensionales posibles en la dirección del espesor.		

	ESPESOR	<p>El espesor debería ser suficientemente grande para estructurar cada capa de la pieza con una línea de contorno y líneas de trama incluidas para minimizar desviaciones dimensionales y evitar defectos.</p> <p>$t > 1,5 \text{ mm}$</p>		
		<p>Si el espesor se aproxima principalmente mediante capas, las paredes deberían tener el suficiente espesor para formar superficies tan cerradas como sea posible mediante la superposición de filamentos depositados.</p> <p>$t > 0,8 \text{ mm}$</p>		
CILINDROS Y AGUJEROS	RADIO EXTERIOR	<p>Los radios exteriores de los cilindros deberían ser suficientemente grandes para estructurar cada capa del componente con una línea de contorno y líneas de trama interiores para minimizar desviaciones dimensionales y evitar defectos</p> <p>$r_o > 1,5 \text{ mm}$</p>		
		<p>Si las curvaturas se aproximan principalmente por capas, el radio exterior debería ser tan grande como sea posible para disminuir el error de aproximación respecto al radio exterior nominal.</p>		
	ORIENTACIÓN	<p>Los cilindros deberían orientarse ortogonalmente al plano de construcción para alcanzar las menores desviaciones dimensionales posibles en la dirección del espesor.</p>		
	RADIO INTERIOR	<p>Los agujeros, que normalmente requieren estructuras de soportes para su fabricación, pueden ser fabricados sin soportes si este radio interior es lo suficientemente pequeño.</p> <p>$r_i \leq 5 \text{ mm}$</p>		

También se debe tener en consideración las dimensiones de los elementos de diseño para que no sean inferiores a la precisión de la impresora 3D a utilizar. Se va a considerar que los diseños puedan llevarse a cabo con un extrusor de 0,4 mm y 0,2 mm de altura de capa.

Otro factor de gran importancia es la tolerancia entre piezas, en función del tipo de interacción entre ellas. Tras hacer una revisión de artículos relacionados con este asunto, no se han encontrado valores unificados en artículos de investigación sobre las tolerancias entre piezas, probablemente porque afectan también otros factores como la precisión de impresión, pero sí se han encontrado valores de uso general entre los usuarios de impresoras 3D "open source". Los tipos de interacción que se pueden dar se pueden agrupar en 3 grupos; partes fijas, partes rotantes y partes deslizantes, y las tolerancias de uso generalizado se muestran en la Figura 28.



Figura 28: Tipos de interacciones y tolerancias de referencia [40]

Aun así las tolerancias de referencia indicadas no se pueden tomar como valores válidos sin realizar comprobaciones, ya que la precisión de la impresora tiene mucha influencia. Cuando se conocen las tolerancias de la impresora, se pueden ajustar estos espacios para mejorar el funcionamiento de las diferentes partes que conforman el diseño. Por tanto, se van a partir de estos valores inicialmente y se comprobará experimentalmente si son valores válidos para la impresora que se utilice. Mediante el lijado y pulido del postprocesado también se pueden hacer correcciones y ajustes en caso de que sean leves.

3.2. Especificaciones de diseño

Las prótesis, especialmente las de miembro superior, suelen buscar unos requisitos de diseño basados en las preferencias y necesidades de los pacientes objetivo. Estos requisitos varían dependiendo de las necesidades y las circunstancias del caso. Van desde la funcionalidad al respeto por el medio ambiente, pasando por factores como el peso, facilidad de montaje y uso, estética, mantenimiento o precisión de movimientos.

El caso que nos ocupa tiene como factor crítico el precio, para que la prótesis sea asequible para personas con pocos recursos. Por tanto, hay factores que no son prioritarios, como la estética o las altas prestaciones. Se busca una solución solvente para facilitar las tareas cotidianas a los usuarios finales del producto, dando soporte a la otra mano o permitiendo el agarre sencillo de objetos relativamente bajo peso y tamaño.

Partiendo de las consideraciones previas al diseño detalladas, especialmente las limitaciones, se marcan las especificaciones pertinentes para esta prótesis, las cuales se describen a continuación:

➤ Tamaño y proporciones de la prótesis

Se tomará como referencia para las dimensiones y proporciones el estudio antropométrico de la mano [35]. Esta información será una buena base para definir las proporciones de los componentes de la prótesis, pero no se traducirán directamente al diseño. Otros factores como el precio, funcionalidad, facilidad de fabricación y montaje serán factores más críticos que ser fiel a las dimensiones reales de la mano.

De hecho, las dimensiones extraídas serán utilizadas especialmente para definir las dimensiones de las cavidades que albergarán el muñón, la muñeca y el antebrazo del usuario. También se indagará en las proporciones de otras prótesis de la misma tipología para contar con la máxima información posible.

Cabe destacar que la “palma” de la prótesis tendrá un tamaño algo sobredimensionado que dará versatilidad para un amplio abanico de pacientes. El ajuste al muñón o mano de cada paciente se llevará a cabo mediante cintas de velcro atornilladas y de goma-espuma pegadas a la pieza de la prótesis.

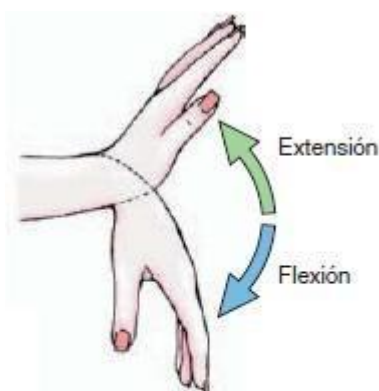
Lo mismo ocurre con el guantelete que se fija al antebrazo del paciente, el cual se dimensiona generosamente para que cierto rango de morfologías sea compatible para después realizar un ajuste mediante cintas de velcro.

Mediante el software CATIA de CAD, con el que se llevará a cabo el diseño, se podrán crear prótesis de tamaños proporcionales al diseño original, y realizando pequeñas modificaciones se podrá cubrir un amplio rango de tamaños. Esto permite que los usuarios pediátricos puedan ir cambiando de prótesis a medida que van creciendo hasta llegar a la adultez.

➤ Funcionalidad

El diseño debe realizar los movimientos considerados más básicos y críticos de la mano humana para su uso cotidiano. Tras todo el estudio realizado se concluye que el agarre es la función más crítica y se debe llevar a cabo mediante los movimientos de apertura y cierre de los dedos de la mano.

El diseño llevado a cabo la prótesis dará soporte a la mano izquierda de un hombre adulto. Consta de cinco dedos que se encontrarán abiertos en estado de reposo. Estos se moverán conjuntamente accionados por el movimiento de flexión de la mano en la articulación del carpo.



Flexión y extensión de la mano en la articulación del carpo

Figura 29: Movimiento requerido para accionar el cierre de los dedos de la prótesis [36]

Este movimiento conjunto se complementará con un mecanismo simplificado tipo “whipple tree”, que permitirá el agarre de piezas de geometrías más complejas que la cilíndrica, redistribuyendo y equilibrando la presión que los dedos ejercen sobre la pieza. La descripción del mecanismo “whipple tree” será desarrollada en la sección de funcionamiento de la prótesis.

Los tipos de agarre principales que se buscan con esta prótesis son:

- Agarre de potencia
- Agarre esférico
- Agarre de gancho

Para realizarlos, el accionamiento conjunto propuesto debe ser suficiente. Aunque podrían presentar mayores dificultades para los usuarios, también se pueden llegar a realizar agarres de precisión. El peso objetivo de las piezas a agarrar será de 0,5 kg.

➤ Fabricación

Salvo los cables tensores, que serán de hilo de pescar e hilos elásticos, el resto de las piezas se fabricarán mediante FA. Se utilizará el proceso FDM ya que, tras el estudio realizado, es el que más se adapta a las condiciones de este proyecto. Como se viene describiendo a lo largo del trabajo permite inmediatez, personalización, facilidad y bajo coste, factores críticos para este diseño. Se deben tener en cuenta las consideraciones previas para que el diseño sea compatible e incluso optimizado para este tipo fabricación.

➤ Peso

El peso es crítico para la funcionalidad y bienestar del usuario, por ello se buscará un peso lo menor posible cumpliendo las especificaciones. Para ello, se tomará como referencia las prótesis convencionales y se buscará alcanzar un peso lo más competitivo posible, pero no se marcará un valor concreto en esta primera versión del diseño.

➤ Coste

Esta especificación es la más crítica en este diseño, por lo que el objetivo es que el coste en materiales por prótesis no supere los **100 €**.

➤ Resistencia a agentes externos

Aunque no es uno de los principales factores a optimizar, se buscará la mejor opción posible dentro del resto de condiciones. Es determinante en esta especificación el tipo de material a utilizar en la fabricación, por lo que se tendrá presente en la sección correspondiente. Entre los agentes externos clave a tener en cuenta se encuentran la resistencia al calor, al agua, a los rayos UV o a golpes fortuitos.

➤ Mantenimiento

La prótesis debe presentar facilidad a la hora de realizar mantenimiento, limpieza e intercambio de componentes dañados, ya que en muchos casos será el usuario objetivo el encargado de realizar esta tarea. Por tanto, será diseñada en una configuración acorde a ello.

3.3. Diseño de detalle de la prótesis

El diseño de los componentes y el ensamblaje de la prótesis ha sido realizado mediante el software CATIA de Dassault Systemes por interés del diseñador en su aprendizaje. Cualquier software de diseño 3D puede ser útil en este proyecto, preferiblemente uno open-source, para

poder optar a que haya participación por parte de la comunidad de diseñadores para su mejora. A continuación, se describirá el funcionamiento del diseño final de la prótesis y se mostrará el diseño de detalle de cada uno de los componentes.

Como ya se ha explicado, se han definido las medidas y proporciones partiendo de los datos antropométricos de la mano humana y de otras prótesis similares existentes como los prototipos de “Enabling the future”.

3.3.1. Prótesis ensamblada

A continuación, se muestra el resultado final del diseño llevado a cabo y la lista de elementos que componen la prótesis. EL conjunto “Mano Protésica” se ha denominado con el “Part Number” (P/N) **FALZ-001**.

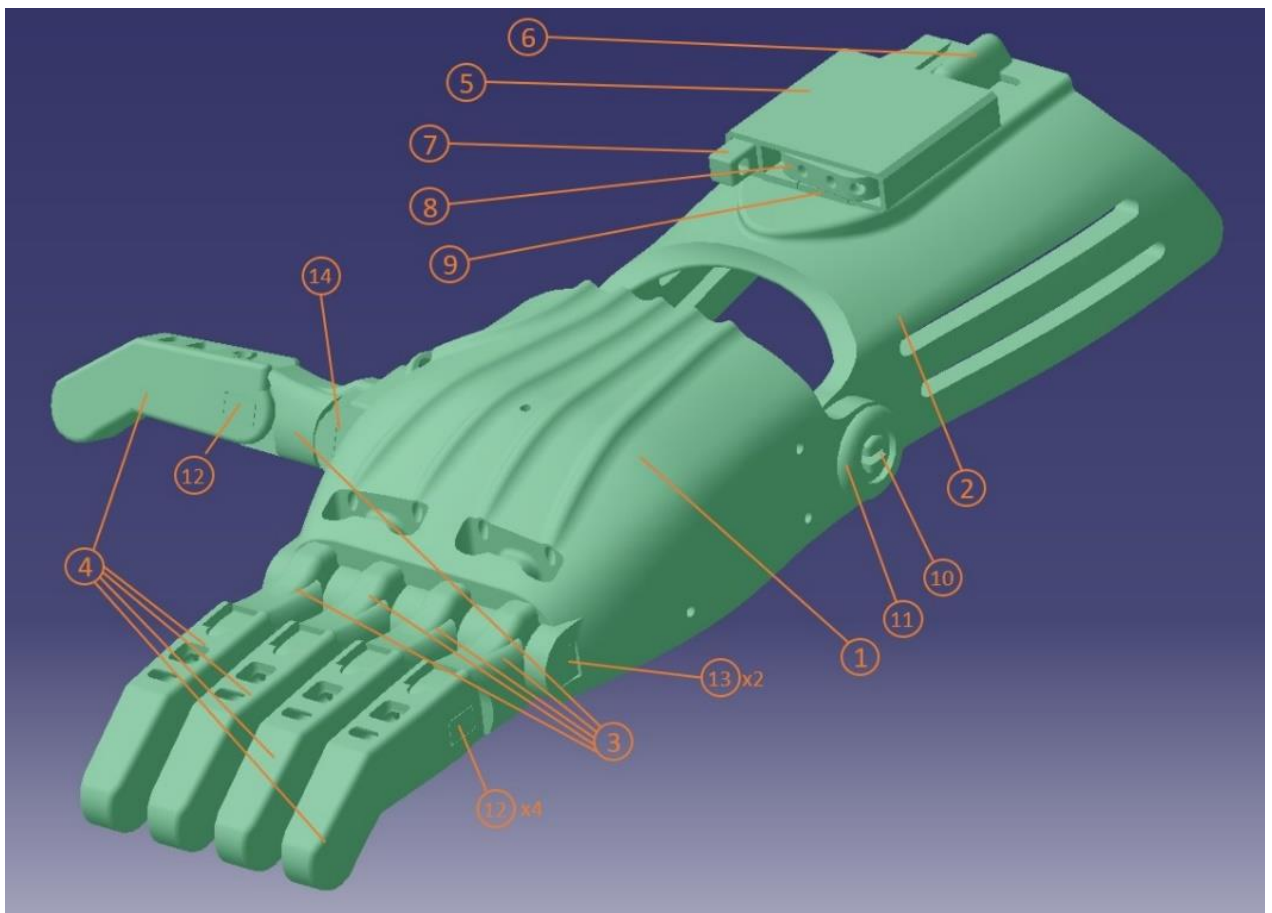


Figura 30: Vista general del diseño final de la prótesis [fuente propia]

La lista de partes o BoM (Bill of Materials) se puede observar en la Tabla 16, donde los códigos ID de cada componente se corresponde con la numeración indicada en la Figura 30:

Tabla 16: Lista de Partes de la prótesis [fuente propia]

ID	P/N	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	FALZ-MP-001	Palma	1
2	FALZ-GP-001	Guantelete	1
3	FALZ-FP-001	Falange proximal	5
4	FALZ-FD-001	Falange distal	5
5	FALZ-TB-001	Base del tensor	1
6	FALZ-TT-001	Tope del tensor	1
7	FALZ-TP-001	Tirador pulgar	1
8	FALZ-WF-001	Base del "Whipple tree" para dedos	1
9	FALZ-WM-001	Parte móvil del "Whipple tree" para dedos	1
10	FALZ-PM-001	Pasador palma-guantelete	2
11	FALZ-RM-001	Reten de pasador palma-guantelete	2
12	FALZ-PA-001	Pasador falange proximal-falange distal	5
13	FALZ-PB-001	Pasador palma-falange proximal de dedos	2
14	FALZ-PP-001	Pasador palma-falange proximal del pulgar	1

3.3.2. Funcionamiento de la prótesis

Para describir el funcionamiento de la prótesis, este se va a dividir en los dos estados generales de la prótesis, estado de reposo y proceso de agarre. A estos dos casos se añade otra sección dedicada a explicar el funcionamiento del mecanismo tipo "whipple tree".

3.3.2.1. Estado de reposo

Cuando el usuario de la prótesis no realiza una flexión del carpo y los tirantes no fuerzan el cierre de los dedos de la prótesis, esta se encuentra en estado de reposo.

En este estado, los dedos se mantendrán extendidos gracias a los tirantes elásticos que fuerzan esta posición en la situación descrita.

Para una mayor comprensión del funcionamiento de la prótesis en este estado, se muestran dos vistas de la misma con el esquema del circuito que recorren los tirantes elásticos.

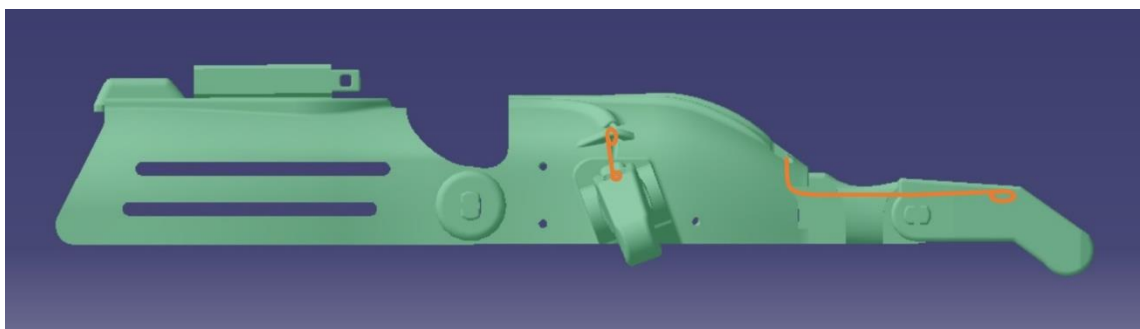


Figura 31: Vista de perfil del esquema del circuito que recorren los tirantes elásticos en reposo

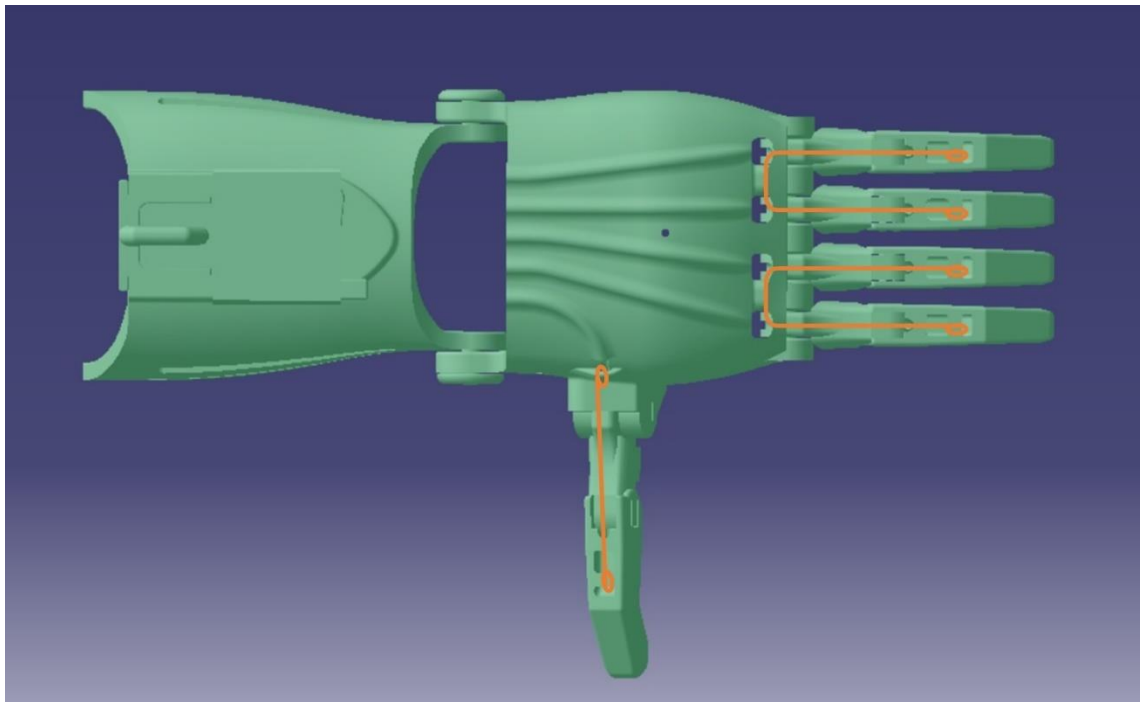


Figura 32: Vista en planta del esquema del circuito que recorren los tirantes elásticos en reposo [fuente propia]

Como se observa en la Figura 31 y la Figura 32, los dedos índice y corazón están unidos por el tirante elástico fijado a las falanges distales para mantener los dedos en posición extendida, tal cual aparecen en las figuras. Lo mismo ocurre con los dedos anular y meñique.

En cuanto al pulgar, el tirante elástico se encuentra fijado por un extremo a la falange distal y por el otro extremo a una anilla especialmente diseñada para cumplir esta función. Realizando esta fijación, el pulgar se mantiene en posición extendida si el usuario no realiza flexión del carpo.

3.3.2.2. Proceso de agarre

La activación del proceso de agarre de la prótesis se lleva a cabo con la flexión del carpo por parte de usuario, como ya se ha comentado anteriormente.

Esta flexión hace que el circuito de tirantes de agarre provoque el cierre de los dedos de la prótesis.

Los tirantes de agarre serán cables tipo hilo de pescar o similares que se caractericen por tener gran rigidez a tracción, para asegurar que los esfuerzos se transmiten con las menores pérdidas posibles.

Para una mayor comprensión del funcionamiento de la prótesis en este proceso, se muestran dos vistas de la misma con el esquema del circuito que recorren los tirantes de agarre.

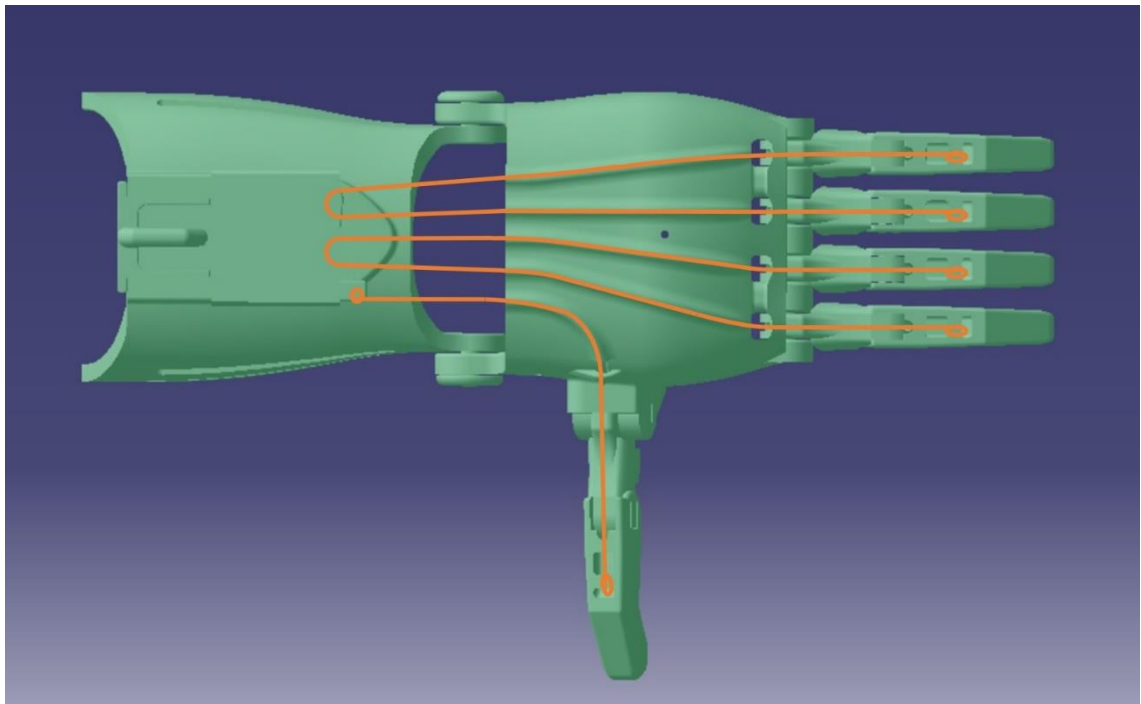


Figura 33: Vista en planta del esquema del circuito que recorren los tirantes de agarre [fuente propia]

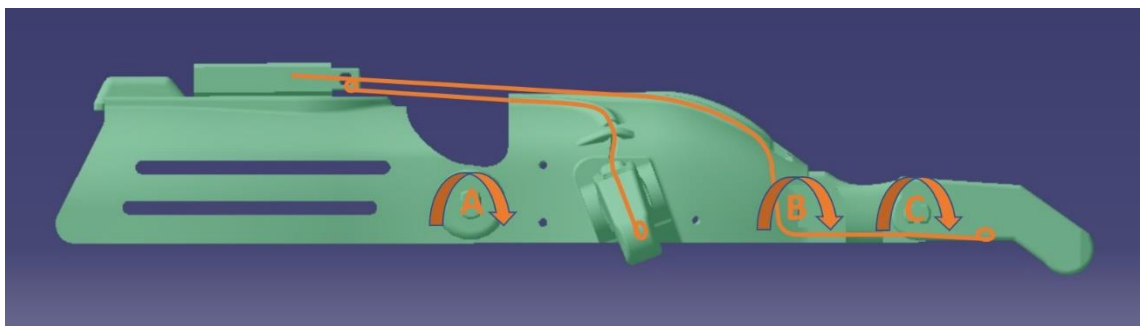


Figura 34: Vista de perfil del esquema del circuito que recorren los tirantes de agarre [fuente propia]

Los dedos están conectados por los tirantes dos a dos, índice-corazón y anular-meñique, mediante el mecanismo tipo “whipple tree”, que se detallará en el capítulo. El pulgar se encuentra conectado directamente a su tensor correspondiente. En la Figura 34 se pueden observar los ejes de rotación A, B y C. El giro en A, provocado por la flexión del carpo, provoca el giro de los ejes B y C cerrando los dedos y el pulgar. El tensor está conectado mediante el circuito representado a la zona interior de las falanges distales, esto hace que al tirar del cable los dedos se desplacen hacia el interior por la rotación de los ejes.

3.3.2.3. Mecanismo “whipple tree”

El “whipple tree” es un mecanismo para distribuir la fuerza de manera uniforme a través de vínculos. También se le conoce como equalizador, barra guía o árbol doble. Consiste en una barra pivotada en o cerca del centro, con fuerza aplicada desde una dirección al pivote y desde la otra dirección a las puntas. Se pueden usar varios árboles en serie para una mayor distribución de la fuerza o para simular el efecto de la presión sobre un área, como cuando se ponen a prueba el ala de un avión. Este sistema se puede aplicar tanto a tracción como a compresión. Las

configuraciones y aplicaciones son muy amplias, desde la agricultura tirada por animales a el mecanismo de los limpiaparabrisas.

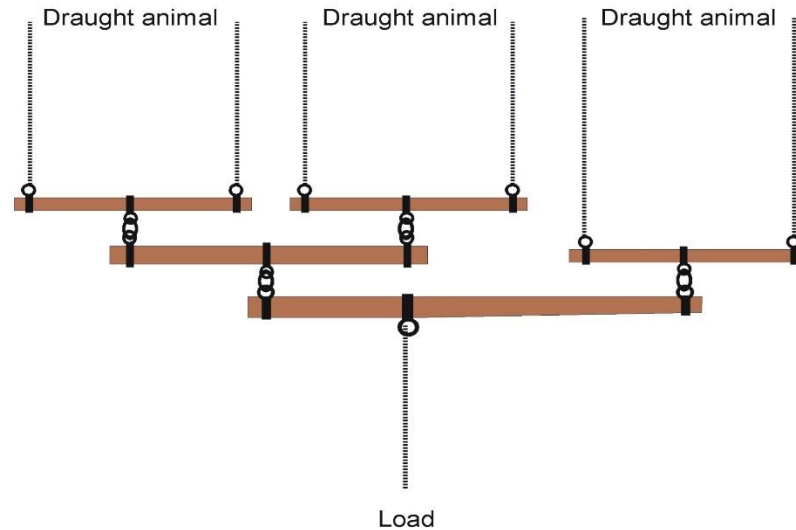


Figura 35: Triple whipple tree para el arado con ayuda de animales [41]

El mecanismo utilizado para el diseño está basado en este tipo de mecanismo, tomando como referencia el diseño llevado a cabo por Cuellar et al. [42], pero de un modo más simplificado para garantizar la robustez del mecanismo y simplificar el proceso de montaje. El mecanismo diseñado por Cuellar et al. en su artículo queda esquematizado en la Figura 36.

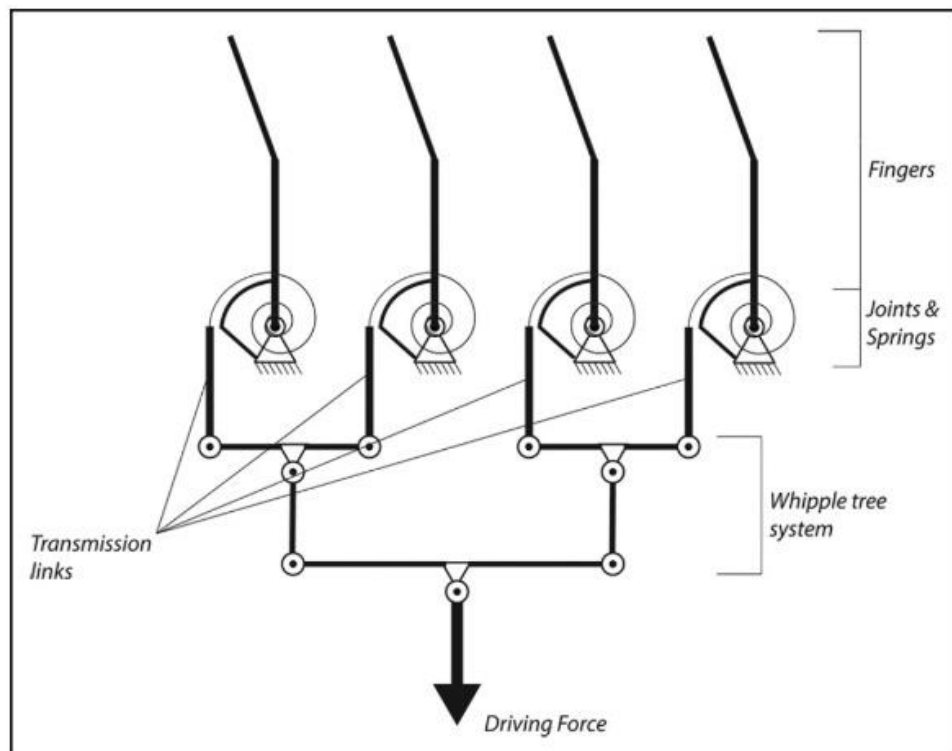


Figura 36: Mecanismo whipple tree de Cuellar et al. para el diseño de la prótesis FALZ-001 [42]

Con ayuda del esquema de la Figura X, se va a describir el funcionamiento del mecanismo “whipple tree”, ya que en esencia el funcionamiento es el mismo.

Como se puede observar, el árbol doble conecta los dedos dos a dos, como ya se indicó en la Figura X. Conectados a una rótula o punto de rotación, que permite repartir las fuerzas entre esos dos dedos. Ambos pares de dedos se encuentran conectados por otra conexión de transmisión y rótula, que va a parar a punto de tracción del mecanismo.

Cuando la fuerza de tracción (“Driving Force” en el esquema) se ejerce mediante la flexión del carpo, tira de todo el mecanismo haciendo que inicialmente todos los dedos se cierren de manera conjunta y en el mismo grado, venciendo la fuerza del tensor elástico (representado como “Spring” en el esquema).

Cuando el objeto que se pretende agarrar es cilíndrico, y todos los dedos alcanzan el objeto a la vez, el “whipple tree” no tiene ningún efecto en el funcionamiento del sistema. En la Figura 37 se puede observar el mecanismo diseñado para la prótesis.

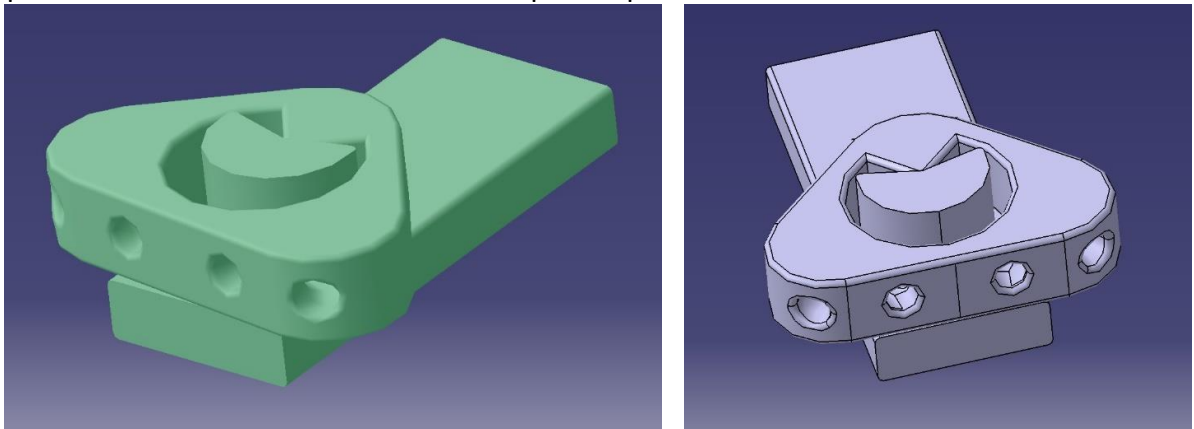


Figura 37: Diseño del mecanismo “whipple tree” para la prótesis FALZ-0001 [fuente propia]

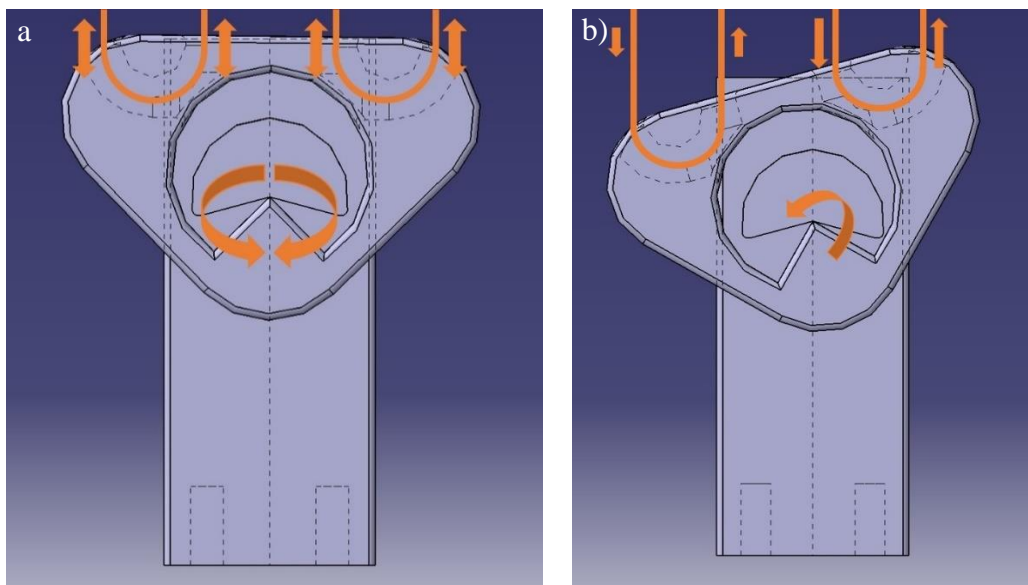


Figura 38: a) Mecanismo “whipple tree” en equilibrio representando sus grados de libertad; b) Actuación del mecanismo en el proceso de agarre de objeto que contacta primero con el dedo índice (izquierdo) [fuente propia]

Si el objeto tiene una geometría o posición que provoca que no entren en contacto los 4 dedos a la vez con él, el “whipple tree” entra en acción. Por ejemplo, en la Figura 38 se muestra en “whipple tree” de la prótesis en el proceso de agarre cuando el dedo índice (izquierdo) entra en contacto con la pieza mucho antes que los demás. Esto provoca el movimiento del mecanismo para redistribuir la fuerza aplicada y que en la medida de lo posible todos los dedos de la prótesis entren en contacto con el objeto, mejorando su función de agarre.

3.3.3. Componentes de la prótesis

En esta sección se muestra el diseño final de cada uno de los componentes de la prótesis FALZ-001, acompañado de su descripción y funciones. Todos los componentes aquí descritos, su P/N, cantidad y ubicación en la prótesis están indicados en el apartado 4.3.1.

3.3.3.1. Palma

El componente Palma de la prótesis que cumple con las siguientes funciones:

- Unión con el guantelete y los dedos mediante pasadores para poder realizar el movimiento de rotación que acciona el mecanismo de la prótesis.
- Contiene raíles que dirigen los tirantes de la prótesis desde el tensor hasta los dedos. Estos raíles se han diseñado cubiertos para salvaguardar la integridad de los cables y su correcto guiado.
- Gracias a la instalación sobre ella de bandas de velcro ajustables y cinta de goma espuma, en ella se ubica el muñón del usuario. Las bandas se unen a la pieza por medio de tornillos ubicados en los orificios ubicados en distintos puntos de la misma.

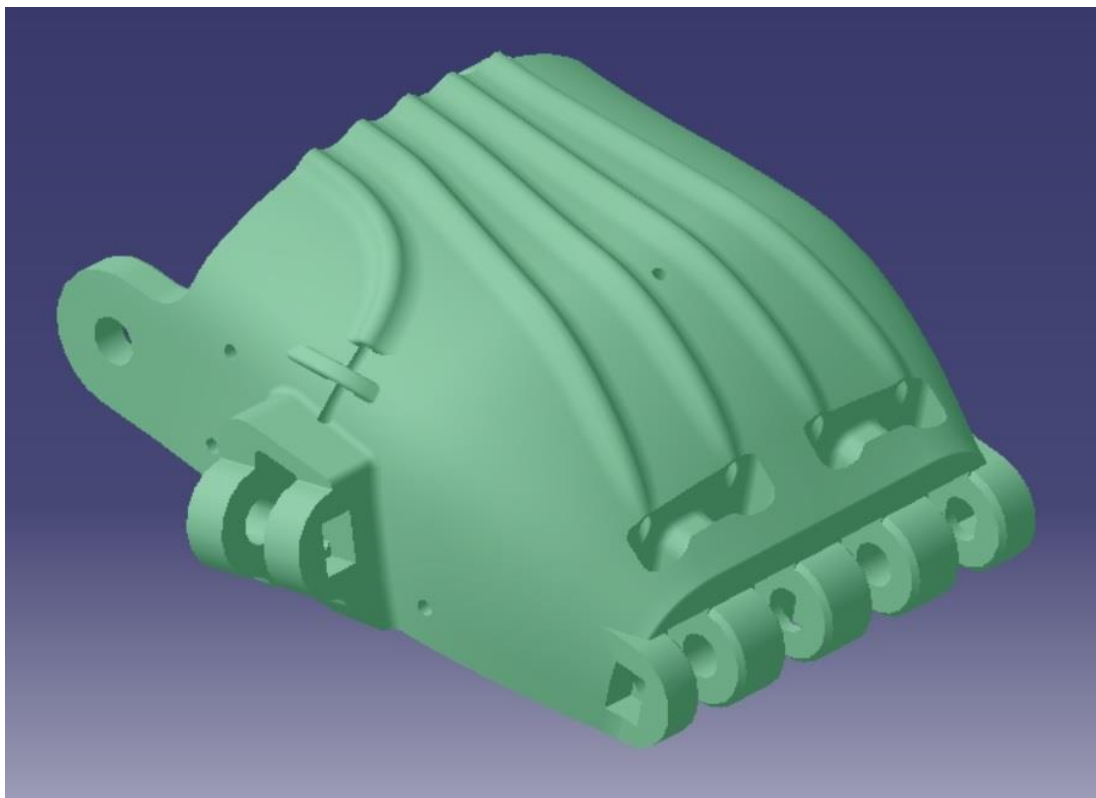


Figura 39: Vista general del componente Palma [fuente propia]

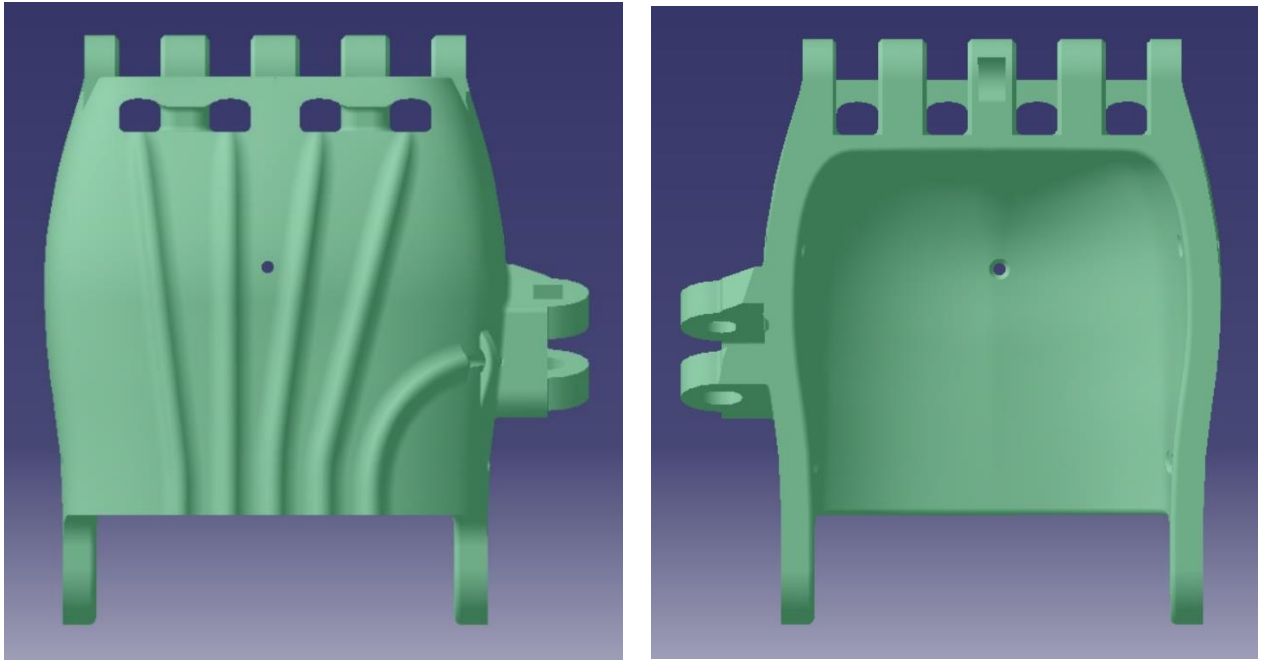


Figura 40: Vistas desde distintos planos del componente Palma [fuente propia]

3.3.3.2. Guantelete

El componente Guantelete, tiene una geometría similar a la de un brazalete que se coloca sobre el antebrazo del usuario. Sus principales funciones son:

- Unión con la palma mediante pasadores para poder realizar el movimiento de rotación que acciona el mecanismo de la prótesis.
- Función de soporte y posicionamiento del tensor del mecanismo de cierre de los dedos.
- Fijación de la prótesis al antebrazo mediante bandas de velcro por medio de las ranuras laterales que contiene.

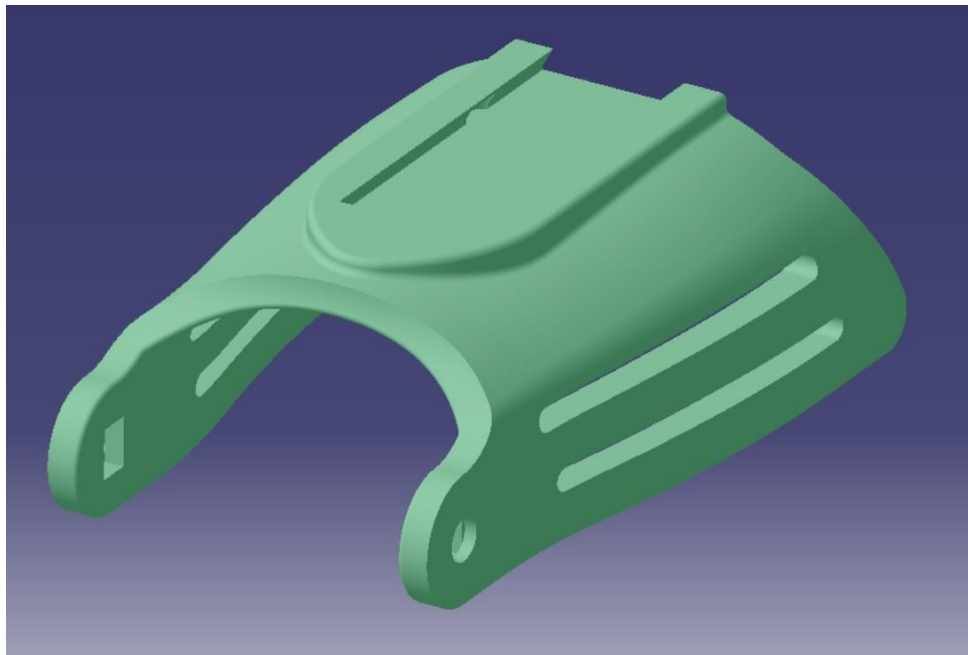


Figura 41: Vista general del guantelete [fuente propia]

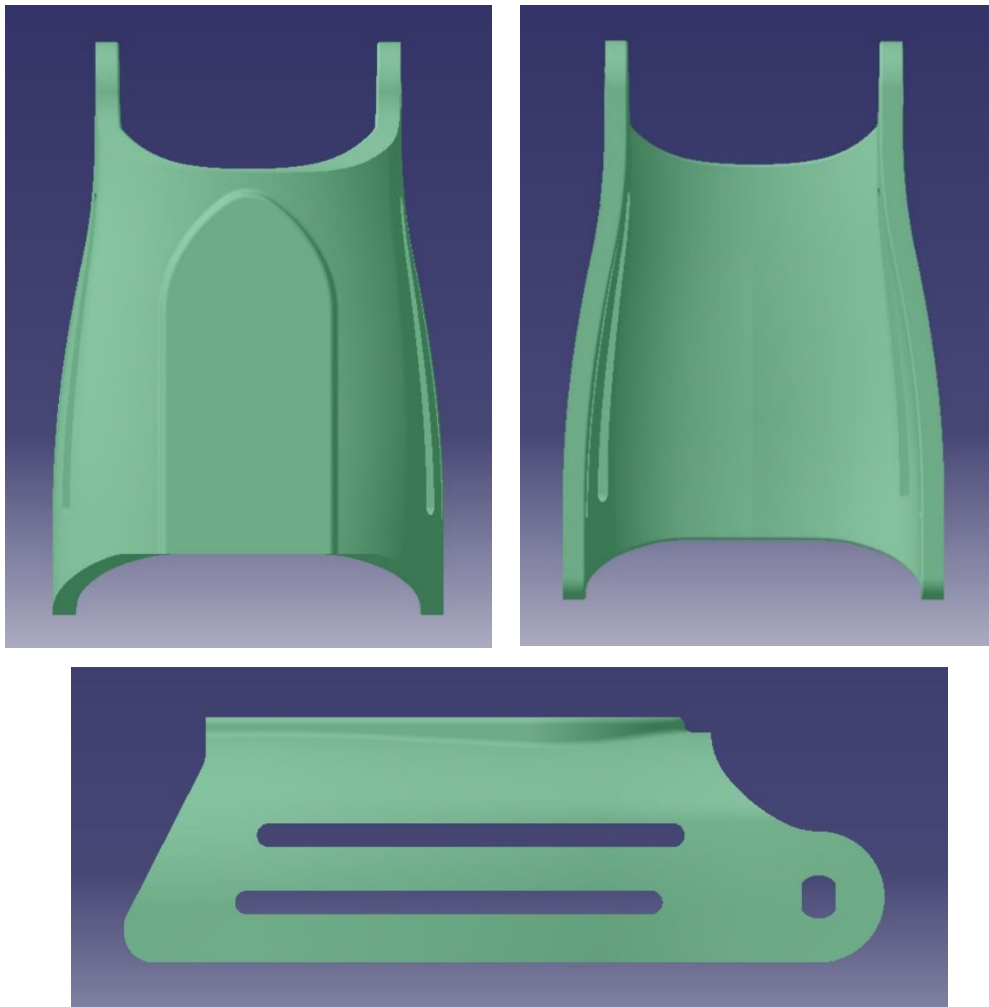


Figura 42: Vista desde distintos planos del guantelete [fuente propia]

3.3.3.3. Falanges

En esta sección se tratan todos los componentes que hacen función de falanges, que son:

- Falange proximal
- Falange distal

En los 5 dedos de la prótesis se colocan estos dos componentes por lo que todos los dedos tienen la misma configuración y dimensiones, lo que permite con un solo P/N de recambio, sustituir la pieza en cualquiera de los 5 dedos. Esto es interesante sobre todo por el público objetivo de la prótesis. La unión de ambas falanges forma los dedos, que ejecutan el agarre de los objetos mediante su rotación al accionar el mecanismo.

a) Falange proximal

La falange proximal se encarga de unir la palma con la falange distal. Además, sus canales sirven para el paso del cable elástico y el tirante que accionan la prótesis para el cierre de los dedos que permiten el agarre de objetos.

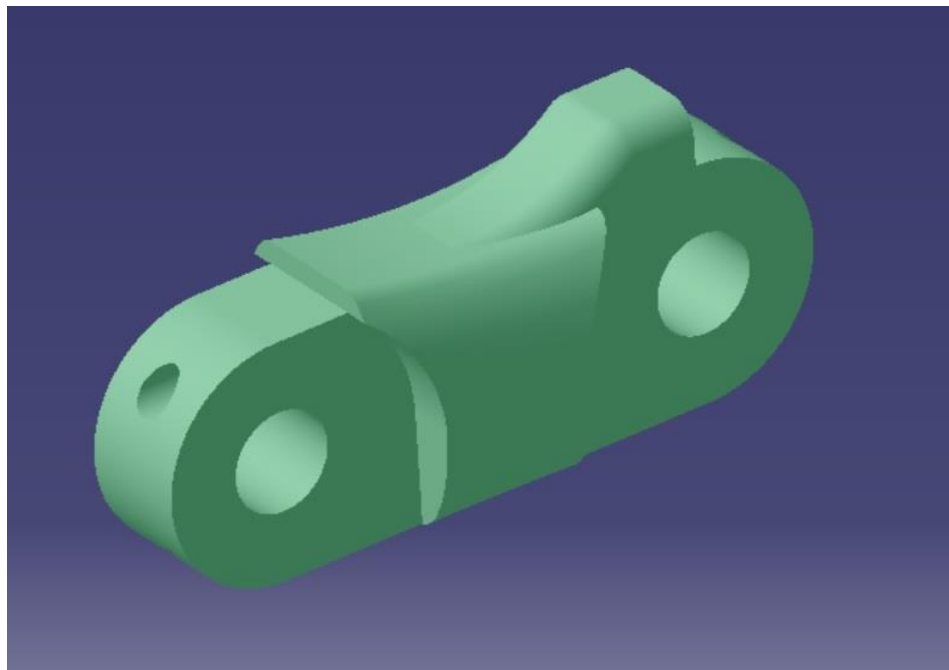


Figura 43: Vista general de la falange proximal [fuente propia]

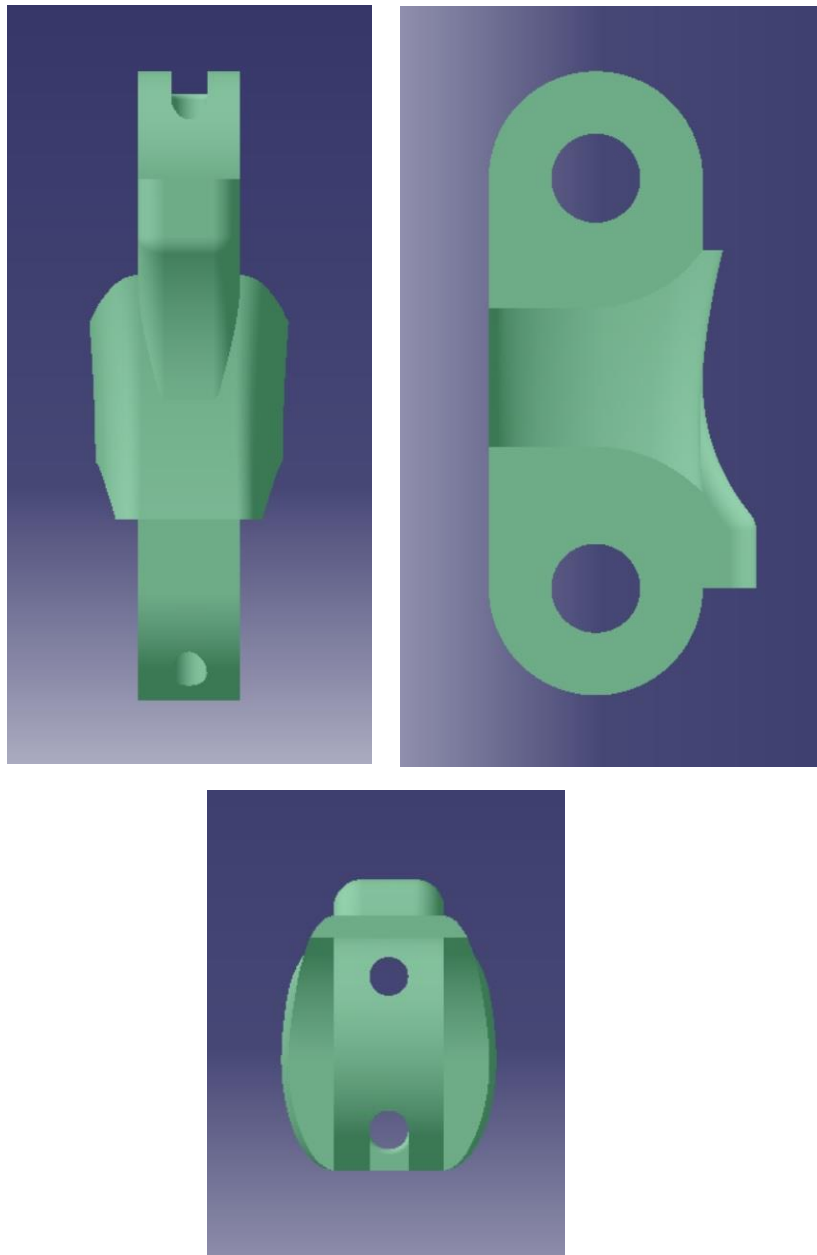


Figura 44: Vistas desde distintos planos de la falange distal [fuente propia]

b) Falange distal

La falange distal es el punto principal de agarre de los objetos cuando se activa el cierre de los dedos. La punta de la falange tiene un ángulo de cerrado para facilitar los agarres y simular esa última falange con la que la prótesis no cuenta.

Este componente tiene elementos de fijación en su parte superior donde atar el cable elástico que lleva los dedos a su posición de reposo. También cuenta con elementos de fijación en su parte inferior donde atar los cables tirantes para activar el cierre de los dedos de la mano.



Figura 45: Vista general de la falange distal [fuente propia]

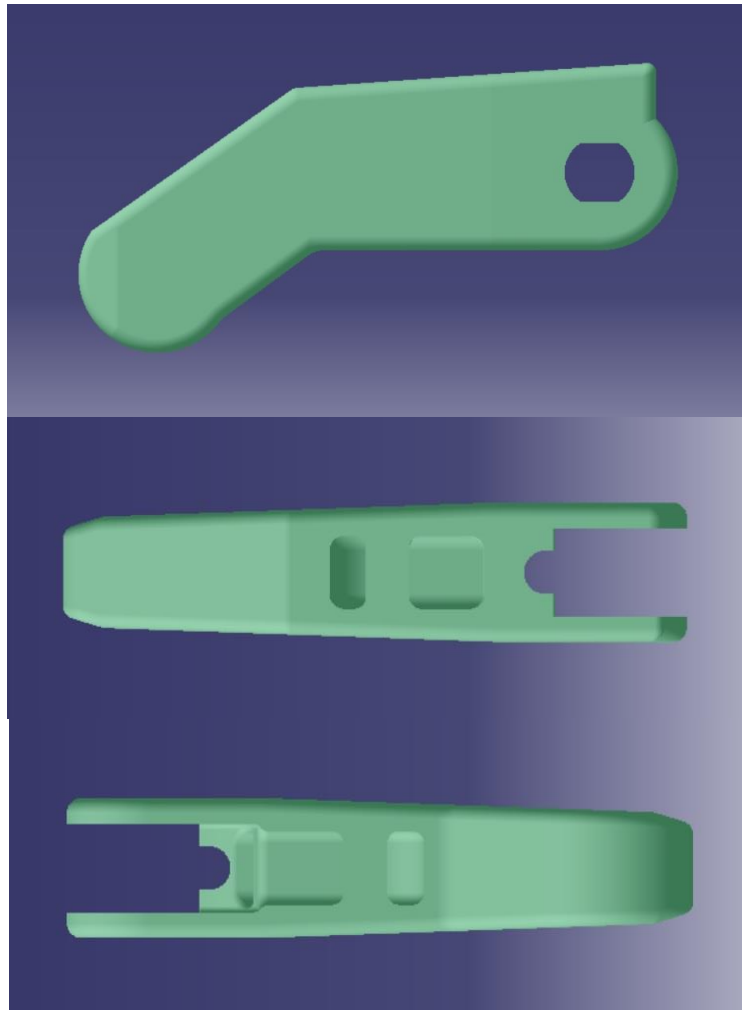


Figura 46: Vista desde distintos planos de la falange distal [fuente propia]

3.3.3.4. Tensor

El tensor de la prótesis es un conjunto formado por los siguientes componentes:

- Base del tensor
- Tirador del pulgar
- Base del “whipple tree” para dedos
- Parte móvil del “whipple tree” para dedos

Este conjunto cumple la función de fijar y tensar los tirantes encargados de transmitir el giro de muñeca a los dedos para que se produzca el cierre de los dedos en el ángulo de giro apropiado. Su correcto ajuste es básico para un buen funcionamiento de la prótesis.

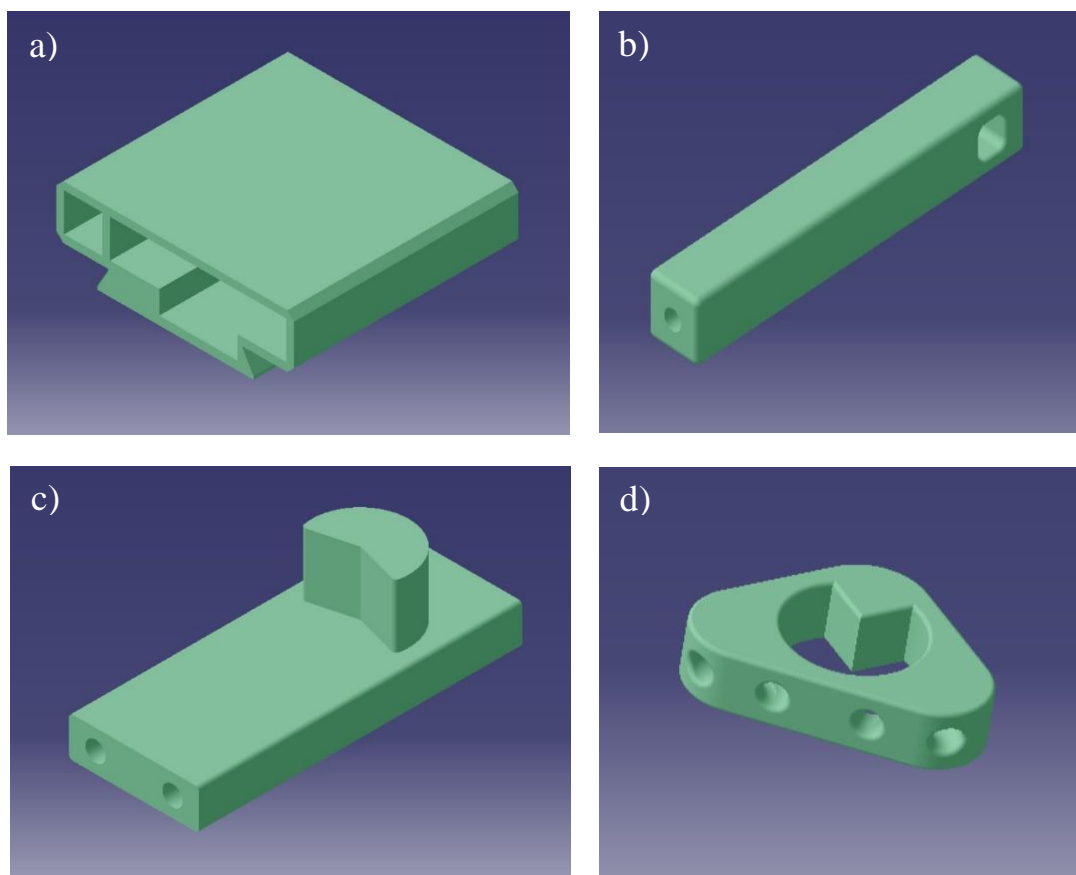


Figura 47: Vista general de los componentes del tensor: a) base del tensor; b) tirador de pulgar; c) base del “whipple tree”; d) elemento móvil del “whipple tree”

3.3.3.5. Tope del tensor

Este componente es básicamente una pinza que hace la función de tope para el componente base del tensor. Para ello, el tope se encaja en una hendidura dentro del cajeadado donde se instala la base del tensor. La punta del tope tiene una geometría apropiada para evitar que la base se desplace y se salga de su cajeadado cuando los tirantes no estén en tensión.

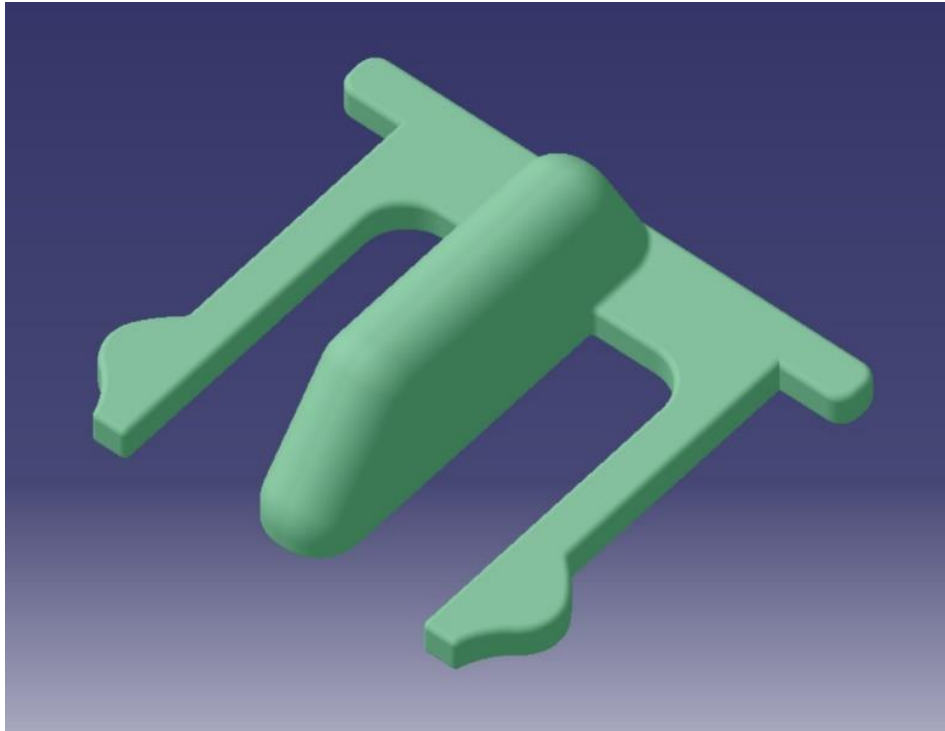


Figura 48: Vista general del tope del tensor [fuente propia]

3.3.3.6. Pasadores

Todos los pasadores tienen una configuración similar. Tienen una geometría de pinza en la caña con una ranura en el núcleo para que puedan comprimirse y así puedan entrar sus topes por los orificios correspondientes. La cabeza rectangular evita que el pasador gire respecto a uno de los dos cuerpos que une y el tope evita que el pasador se salga de su posición.

Los pasadores que forman parte de esta prótesis son los siguientes:

- Pasador palma-guantelete
- Pasador falange proximal-falange distal
- Pasador palma-falange proximal de dedos
- Pasador palma-falange proximal del pulgar

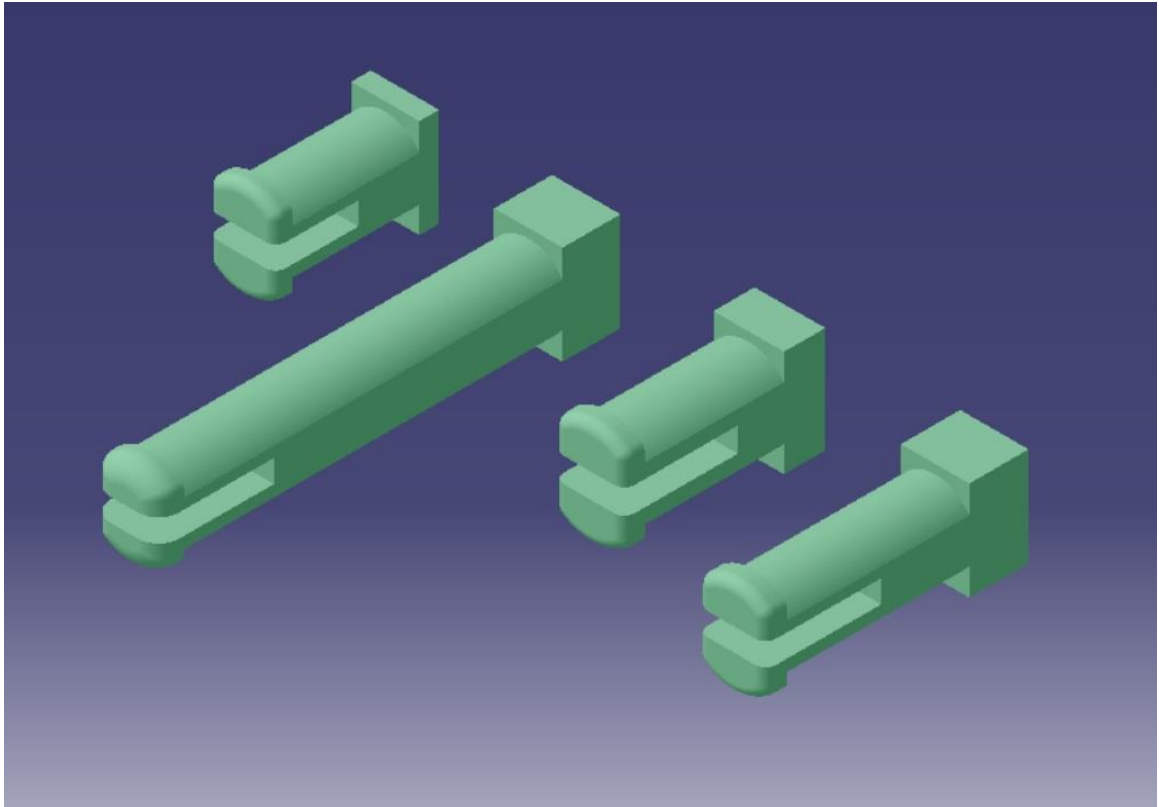


Figura 49: De izquierda a derecha; pasador falange proximal-falange distal; pasador palma-falange proximal; pasador palma-guantelete; pasador palma-falange proximal del pulgar [fuente propia]

3.3.3.7. Retén

El retén hace la función de ajustarse con el tope del pasador palma-guantelete para evitar que éste se desplace. La colocación de este retén permite que el pasador tenga una mayor eficacia y resistencia a cizalladura respecto a las fuerzas entre la palma y el guantelete. Es útil en cualquier posición donde haya pasadores, pero debido al diseño, solo conviene ubicarlos en esta unión.

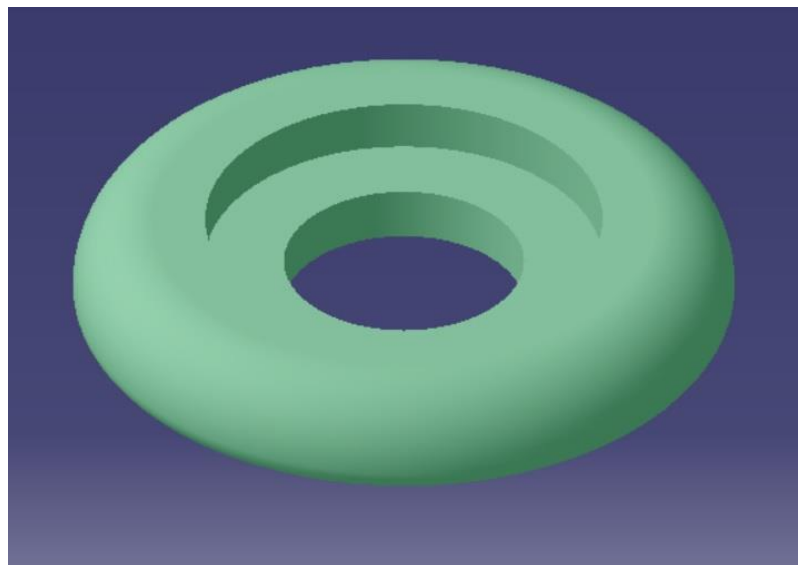


Figura 50: Vista general del retén [fuente propia]

3.3.4. Selección de materiales

3.3.4.1. Propiedades de los materiales en FDM

La selección del material con el que se fabricarán las piezas diseñadas es de suma importancia, ya que determina gran parte de las cualidades de las mismas. En la Figura 51 se puede observar un diagrama con las principales propiedades generales de los materiales.

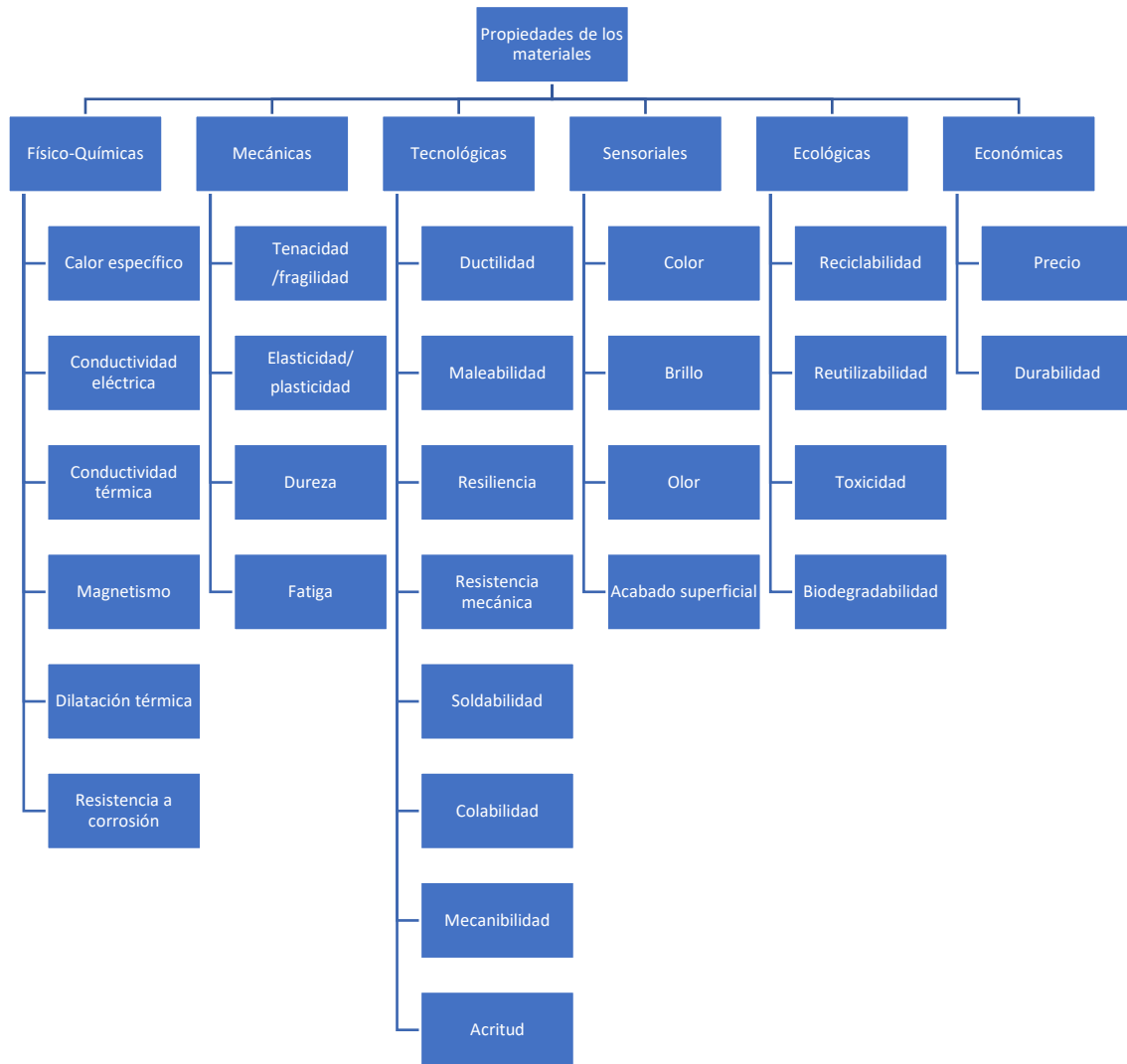


Figura 51: Diagrama de propiedades generales de los materiales por tipologías [fuente propia]

Además de estas propiedades generales de tipo ingenieril, para la fabricación mediante impresión 3D también se deben considerar propiedades relativas al proceso de fabricación, en este caso FDM, que determinan la facilidad de impresión de las piezas:

- Requerimientos del material para ser procesado:
 - Temperatura ambiente
 - Temperatura de la base
 - Temperatura del extrusor

- Adhesión de la base
- Diámetro del nozzle
- Velocidad de impresión
- Adhesión de capa (nivel de isotropía): se refiere a las características de adherencia entre capas cuando se realiza la impresión de una pieza. Cuanto mejor es la adhesión de la capa, más isotrópico será el objeto, es decir, presentará las mismas propiedades en cada una de las direcciones.
- Propiedades post-impresión: también se ha de valorar la capacidad del material para ser sometido a posibles procesos tras la impresión, como la facilidad de lijar o pintar el material.

3.3.4.2. Materiales para FDM más representativos

A continuación, se van a mostrar los materiales que actualmente son más utilizados en FDM y que pueden considerarse los más representativos.

Cabe destacar que los distintos fabricantes van desarrollando cada vez más materiales específicos para sus máquinas de impresión, con unas características concretas que pueden distar de las generales de cada material. Este estudio permite situarnos en líneas generales para poder decidir correctamente el material a utilizar para el propósito de esta prótesis.

➤ PLA (Ácido Poliláctico)

Es un tipo de plástico biodegradable de origen natural (maíz, patata, caña de azúcar). Es un filamento 3D muy versátil y ecológico por el origen de sus componentes. Se utiliza para fabricar objetos que no tengan mucho desgaste, por ser rígido y ante esfuerzos comportarse de forma quebradiza: modelos, juguetes, cajas y prototipos.

Por debajo de su temperatura de transición vítrea, el PLA es altamente estable, sin embargo, es propenso a degradarse con facilidad por encima de esta temperatura y en especial si le ha dado el sol (es fotodegradable, por tanto, ha de ser aditivado para mejorar su resistencia fotoquímica). En presencia de la humedad requerida, se produce la hidrólisis, siendo el PLA biológicamente degradable por microorganismos comunes. [43]

El PLA es un material transparente en estado amorfo y a medida que va cristalizando se vuelve opaco. Así mismo, tiene una temperatura de transición vítrea y de fusión de 55°C y 175°C respectivamente. Requiere temperaturas superiores a 180°C-190°C para su procesamiento. [44] Tiene propiedades mecánicas similares a los polímeros petroquímicos, a excepción de una baja elongación. Posee propiedades semejantes a la fuerza extensible y el módulo de elasticidad del PET. Es rígido y frágil, con una baja deformación por rotura y buena plasticidad térmica. Sus acabados son suaves, resistentes al rayado y al desgaste. [45]

En el caso de la impresión 3D, son múltiples sus ventajas. Además de un precio competitivo, permite imprimir con buena calidad (sin presencia de humedad) y puede incluso no necesitar tratamientos antes de la impresión. No es indispensable imprimirlo sobre cama caliente, aunque si es recomendable.

Puede ser formulado para dar una variedad de resistencias. Sin embargo, también presenta algunos inconvenientes como material para impresión; el post-procesado (mecanizado, pintar y pegar) es mucho más complicado que el de el ABS, por ejemplo.

En general, entre sus ventajas se encuentra la facilidad para imprimir, ya que es un plástico prácticamente creado para su uso en impresión 3D, tiene gran variedad de colores disponibles. Como desventajas principales se encuentran su acabado superficial no muy suave y su relativa baja resistencia.

En la Tabla 17, se muestran las principales propiedades físicas de este material.

Tabla 17: Propiedades físicas del PLA [46]

Densidad	1210-1250 kg/m ³
Módulo de Young	3,45 – 3,83 GPa
Módulo de flexión	2,3 – 4,9 GPa
Límite elástico	15 – 70 MPa
Resistencia mecánica a la flexión	100 MPa
Resistencia mecánica a la tracción	27-41 MPa
Coefficiente de Poisson	0,38 - 0,4
Dureza Vickers	14 – 18 HV
Temperatura de fusión	160 – 177°C
Temperatura de transición vítrea	56 - 58°C
Temperatura máxima de servicio	70 - 80°C

➤ **ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno)**

Termoplástico que surge por la polimerización del estireno y acrilonitrilo en la presencia del polibutadieno, es decir es un copolímero, resultado de la combinación los tres monómeros. Las porciones pueden variar del 15-35% de acrilonitrilo, 5-30% de butadieno y 40-60% de estireno. Es un material amorfo, por lo que no tiene temperatura de fusión verdadera y esta se encuentra en un rango de 220 a 240°C. [47]

Es el material de impresión más usado después PLA. Es un material más difícil de extruir que el PLA, pero es muy resistente y duradero. Se utiliza para todo tipo de objetos en la industria, desde los plásticos utilizados en automoción hasta cascos para bicicletas.

Entre sus ventajas más destacadas, su resistencia, durabilidad y polivalencia. Su principal desventaja es complejidad de extrusión en impresión 3D, necesita unas condiciones de temperatura muy estables. Emite humos tóxicos si arde y no es ecológico como el PLA. Aún con esto, es un material reciclable.

El ABS tiene propiedades interesantes para muchas industrias que desean imprimir en 3D piezas funcionales o prototipos. Aunque es más difícil de imprimir que el PLA, el ABS sigue siendo el material preferido de los profesionales de la impresión 3D debido a su alta resistencia a los impactos y la temperatura (entre -20°C y 105°C). **Ofrece superficies lisas y brillantes y puede soldarse químicamente con acetona.**

El filamento de ABS tiene una temperatura de fusión de alrededor de 200 °C; se recomienda que la temperatura del extrusor de la impresora 3D esté entre 230 y 260 ° C.

El uso de una bandeja calefactada (entre 80 y 130 ° C) es obligatorio cuando se desea imprimir ABS. Es un plástico que se encoge en contacto con el aire, causando un fenómeno de retiro (o deformación) de la pieza y por lo tanto su desprendimiento de la bandeja de impresión. Para piezas grandes, incluso es recomendable utilizar un adhesivo especial como Kapton o una laca adhesiva. Finalmente, es preferible una impresora 3D de cámara cerrada porque el plástico ABS emite partículas que pueden ser peligrosas para el usuario. [48]

Se trata de un material opaco, cuya resistencia a la radiación UV es baja. En la Tabla 18, se muestran las principales propiedades físicas de este material. [49]

Tabla 18: Propiedades físicas del ABS [49]

Densidad	1010-1210 kg/m ³
Módulo de Young	1,1 – 2,9 GPa
Módulo de flexión	1,6 – 2,7 GPa
Límite elástico	32 - 45 MPa
Resistencia mecánica a la flexión	47,8 – 76 MPa
Resistencia mecánica a la tracción	27,6 – 55,2 MPa
Coefficiente de Poisson	0,39 - 0,42
Dureza Vickers	5,6 – 15,3 HV
Temperatura de fusión	200 – 245°C
Temperatura de transición vítrea	87,9 - 118°C
Temperatura máxima de servicio	105°C

➤ Otros materiales representativos menos extendidos en el mercado

○ PETG (Tereftalato de polietileno Glicol)

El PET es el plástico más utilizado en el mundo. Es el componente de casi todas las botellas de plástico. El filamento PETG es un derivado del PET que forma parte de los materiales de impresión 3D más demandados. El filamento PETG es más flexible y duradero que el PLA, pero también es más fácil de extruir que el ABS. Estaría situado a medio camino entre los dos. Imprimir PETG es una solución muy popular para diferentes industrias.

En general, son materiales fáciles de imprimir y extruir. Destaca por su baja rigidez y por la resistencia de los objetos creados con él. Resiste a innumerables químicos.

Merece resaltar negativamente su poca capacidad resistente a los rayos UV y su acabado superficial considerablemente rugoso.

- TPE, TPU y TPC

Los elastómeros termoplásticos (TPE) son materiales plásticos que destacan por su elasticidad o flexibilidad. Una variante de este material es el filamento TPU, poliuretano termoplástico, materiales para impresora 3D muy utilizados, ya que, al ser más rígidos, son fáciles de imprimir. Otra variedad es el TPC, copoliéster termoplástico, muy resistente a los tratamientos químicos y a los rayos ultravioletas.

Dada su flexibilidad es ideal para objetos que se tienen que doblar o apretar. Por estas mismas características son en general materiales difíciles de imprimir, que necesitan boquillas estrechas y un proceso lento de impresión.

- ASA (Acrilonitrilo Estireno Acrilato)

Es otro de los materiales más utilizados, debido a su gran resistencia al exterior. Conserva su color y sigue siendo resistente, aunque pase muchos meses expuesto a la intemperie. También es un material que permite diferentes procesamientos después de su impresión. Los objetos impresos con ASA se pueden torneare, taladrar, cortar, soldar o pegar fácilmente.

- NYLON (Poliamida sintética)

Entre los materiales de FDM, el nylon ocupa un lugar muy destacado. Es de gran dureza y se pueden producir con él objetos resistentes y de gran longevidad.

Por el contrario, se trata de un material caro. No tolera bien la humedad y necesita una alta temperatura para su impresión.

- PC (Policarbonato)

Este es un material muy duro, resistente a gran presión mecánica y también al calor. No tolera bien la humedad y necesita una alta temperatura de impresión.

3.3.4.3. Aplicación del Proceso de Análisis Jerárquico para la selección de material

Aunque existe una gran variedad de posibilidades en cuanto a la selección de materiales, hay dos materiales que destacan sobre los demás por dos características críticas para el tipo de proyecto que nos ocupa, la facilidad del material para ser fabricado mediante FDM y el precio. Estos materiales son el PLA y el ABS. Una vez que tenemos claro que uno de estos dos materiales será el seleccionado, el proceso de selección del material se vuelve mucho más complejo debido a que ambos tienen puntos fuertes y débiles difíciles de cuantificar.

Con el fin de que el proceso de selección sea lo más objetivo posible, se va utilizar el Proceso de Análisis Jerárquico.

Conocido con las siglas AHP, con este proceso de toma de decisión, un atributo complejo se subdivide en un conjunto de sub-atributos más sencillos cuya influencia está representada por las ponderaciones que cada atributo posee en la decisión final (Tabla 19). El método AHP establece dichos pesos a través de comparaciones pareadas (uno a uno), con lo que se facilita la objetividad del proceso. [50]

Tabla 19: Definición de Ponderaciones en el método AHP [50]

Intensidad de Importancia Relativa	Definición (i respecto a j)	Valores a _{ij}	Valores a _{ji}
1	Igual Importancia	1	1
2	Intermedia	2	1/2
3	Moderadamente más importante	3	1/3
4	Intermedia	4	1/4
5	Más importante	5	1/5
6	Intermedia	6	1/6
7	Mucho más importante	7	1/7
8	Intermedia	8	1/8
9	Extremadamente más importante	9	1/9

Una vez obtenidos los valores de todas las comparaciones pareadas, se prepara una matriz comparativa, que denominamos A (matriz recíproca de comparaciones pareadas), la cual es cuadrada y tiene dimensión n (igual al número de criterios utilizados). Si denominamos w_i a los pesos de cada uno de los atributos, definimos un vector columna n-dimensional w y la citada matriz A como se muestra a continuación:

$$A = \begin{bmatrix} w_1/w_1 & \dots & w_1/w_n \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ w_n/w_1 & \dots & w_n/w_n \end{bmatrix}$$

De este modo, al calcular los valores a_{ij} de la matriz A se obtiene un vector de pesos que se corresponde a la importancia relativa de cada atributo.

Estos valores no son matemáticamente válidos en caso de inconsistencias, pero son una buena aproximación si esta inconsistencia es ligera (menor al 10% en los casos prácticos). Por tanto, el AHP incorpora en su evaluación un análisis de sensibilidad por medio de dos parámetros: el índice de análisis de consistencia (CI) y el radio de consistencia (CR) que se definen de la siguiente forma:

$$CI = \frac{\lambda_{max} - n}{n - 1}$$

$$CR = \frac{CI}{IA}$$

Donde:

- IA: índice aleatorio cuyo valor depende de n, según la Tabla X.
- λ_{max} : valor propio máximo
- n: rango de la matriz

Comúnmente se acepta y se considera adecuado un índice $CR \leq 10\%$. Así, si se acepta que CI es un índice que mide el error del evaluador, entonces CR mide que el error del observador debe ser menor al 10% del error aleatorio. La Tabla 20 muestra los valores de IA (Índice Aleatorio) permitidos para varios tamaños de las matrices de comparaciones pareadas. [50]

Tabla 20: Valores de índice aleatorio [50]

Número de criterios	3	4	5	6	7	8	9	10
IA	0,58	0,9	1,12	1,24	1,32	1,41	1,41	1,41

Esta base matemática provee un sistema simple que permite la estructuración analítica de los criterios de decisión, así como aislar las opciones en un contexto simplificado (al compararlas de modo pareado, al nivel jerárquico más bajo posible).

Una vez se tiene w , se debe calcular la matriz C , de comparaciones pareadas entre las opciones para cada criterio de selección. Con cada comparación sobre cada criterio se obtiene una columna de valores propios, y el conjunto de estas compone la matriz C .

Tras todo este proceso, el vector x de ponderación que se obtiene la suma de ponderaciones en todos los subatributos se calcula de siguiente modo:

$$x = C \cdot w$$

El mayor valor obtenido dentro de x dará como resultado la opción finalmente seleccionada. Tomando este procedimiento se van a comparar los 2 materiales de impresión más comunes y se va a añadir el nylon a la comparativa. Esta se realizará con respecto a los criterios codificados y descritos en la Tabla 21. Se han seleccionado estos criterios por considerarse los más relevantes para el objetivo de la prótesis:

Tabla 21: Resumen de materiales a seleccionar respecto a distintos criterios codificados [fuente propia]

CARACTERÍSTICAS	CÓDIGO	M1	M2	M3
Material	-	PLA	ABS	NYLON
Precio	C1	15 €/rollo aprox. (precio medio)	15 €/rollo aprox. (precio medio)	45 €/roll aprox. (precio medio)
Facilidad de impresión	C2	Facilidad para la impresión, no es necesaria su impresión sobre cama caliente	Más difícil de fundir y extruir que el PLA. Requiere estabilidad térmica durante la impresión. El NYLON presenta más dificultades	Más difícil que los demás, mayor temperatura de fusión y mayor temperatura de base de impresión
Densidad	C3	1210-1250 kg/m3	1010-1210 kg/m3	1060-1140 kg/m3
Propiedades ecológicas	C4	Biodegradable, pero no reciclable	No biodegradable pero reciclabe y reutilizable	No biodegradable pero reciclabe y reutilizable
Durabilidad	C5	Propenso a degradarse con facilidad	Gran durabilidad	La mayor durabilidad

Resistencia mecánica	C6	La mejor rigidez y resistencia mecánica	Media, ligeramente inferior al NYLON	Media, ligeramente superior al ABS
Estabilidad dimensional	C7	Alta	Inferior al PLA, similar al NYLON	Inferior al PLA, similar al NYLON
Temperatura máxima de servicio	C8	70 - 80°C	95-105°C	80-95°C
Resistencia UV	C9	Media	Baja	Media-baja

Teniendo esta información en cuenta, se ha confeccionado la matriz de comparaciones pareadas A siguiente para comparar los criterios entre ellos:

Tabla 22: Matriz A de comparación de criterios [fuente propia]

A	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9
C1	1	5	6	7	2	3	4	8	9
C2	1/5	1	2	3	1/4	1/3	1/2	4	5
C3	1/6	1/2	1	2	1/5	1/4	1/3	3	4
C4	1/7	1/3	1/2	1	1/6	1/5	1/4	2	3
C5	1/2	4	5	6	1	2	3	7	8
C6	1/3	3	4	5	1/2	1	2	6	7
C7	1/4	2	3	4	1/3	1/2	1	5	6
C8	1/8	1/4	1/3	1/2	1/7	1/6	1/5	1	2
C9	1/9	1/5	1/4	1/3	1/8	1/7	1/6	1/2	1

De la cual se obtiene el vector de valores propios w , cuyo resultado es

Tabla 23: Vector de valores propios derivados de A y radio de consistencia [fuente propia]

w	w
C1	0,16838

λ_{max}	9,6481
CI	0,0810
CR (%)	5,7458

C2	0,03313
C3	0,02292
C4	0,01627
C5	0,12960
C6	0,06706
C7	0,05128
C8	0,01135
C9	0,50000

En cuanto a la comparación de materiales en base a cada criterio, las matrices de comparaciones pareadas obtenidas se pueden observar en la Tabla 24.

Tabla 24: Matrices de comparaciones pareadas de opciones de selección respecto a cada criterio [fuente propia]

C1	M1	M2	M3
M1	1	1	6
M2	1	1	6
M3	1/6	1/6	1

C2	M1	M2	M3
M1	1	3	5
M2	1/3	1	2
M3	1/5	1/2	1

C3	M1	M2	M3
M1	1	1/4	1/2
M2	4	1	2
M3	2	1/2	1

C4	M1	M2	M3
M1	1	3	3
M2	1/3	1	1
M3	1/3	1	1

C5	M1	M2	M3
M1	1	1/4	1/5
M2	4	1	2
M3	5	1/2	1

C6	M1	M2	M3
M1	1	3	2
M2	1/3	1	1/2
M3	1/2	2	1

C7	M1	M2	M3
M1	1	3	3
M2	1/3	1	1
M3	1/3	1	1

C8	M1	M2	M3
M1	1	1/5	1/3
M2	5	1	2
M3	3	1/2	1

C9	M1	M2	M3
M1	1	2	2
M2	1/2	1	2
M3	1/2	1/2	1

En base a toda la información aportada, C y x tienen el resultado que se muestra a continuación, habiendo calculado el coeficiente CR y siendo inferior al 10% para todos los casos:

Tabla 25: Matriz C formada por los vectores w de cada comparación pareada de C_i [fuente propia]

C	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9
M1	0,462	0,648	0,143	0,600	0,099	0,540	0,600	0,109	0,472
M2	0,462	0,230	0,571	0,200	0,537	0,163	0,200	0,582	0,297
M2	0,077	0,122	0,286	0,200	0,364	0,297	0,200	0,309	0,187

Tabla 26: Ponderación final de la toma de decisión mediante AHP [fuente propia]

X	M1	M2	M3
x	0,429	0,348	0,201

Finalmente, el material seleccionado mediante este método es el M1 que se corresponde con el PLA.

3.3.4.4. Propiedades mecánicas del PLA utilizado en FDM

Una vez realizada la selección del PLA como el material adecuado para este proyecto, se debe tener en cuenta que las propiedades del material una vez inyectado por capas y curado mediante FDM tiene unas características mecánicas que difieren de las indicadas para el caso del material en bruto independientemente del proceso de fabricación.

El FDM provoca que las características mecánicas del material se vean mermadas debido a que la deposición de por sí provoca que entre filamento y filamento haya espacio libre y que la adherencia entre capas no sea del 100%.

Aunque la única manera de conocer la resistencia mecánica y características de las piezas ya impresas con seguridad sería realizar los ensayos normalizados pertinentes, se pretende realizar una aproximación más cercana a la realidad mediante estudios previos sobre este tema. Se han revisado distintos artículos en los que se analiza la influencia de los distintos parámetros de fabricación sobre probetas normalizadas según la norma UNE-EN-ISO 527-2, sometidas a distintos ensayos mecánicos, y se ha recopilado información para el siguiente caso de impresión:

Tabla 27: Características de impresión [51] [52] [53]

Tipo de probeta	UNE-EN-ISO 527-2
Diámetro Nozzle	0,4 mm
Infill	100%
Dirección de impresión	0°
Espesor de capa	0,15 mm
Ancho de trama	1 mm

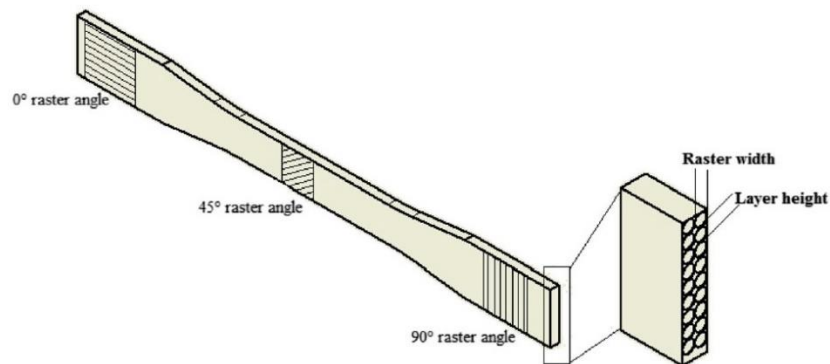


Figura 52: Representación de probeta UNE-EN-ISO 527-2 [52]

Cabe destacar el artículo de *Hodzic et al.* [56], donde se compara esta probeta para un abanico de impresoras comerciales buscando un patrón común en la reducción de las propiedades mecánicas. Para estar del lado de la seguridad se tomarán las reducciones de propiedades mayores según los datos encontrados. Estos datos serán de utilidad para aplicarlos al material en CATIA para el cálculo mediante el Método de Elementos Finitos. Por ello, se ha prestado especial atención a los parámetros que este software requiere como “inputs” para definir el material.

Como ya se ha explicado, estos datos servirán para una aproximación más cercana a la realidad que las características del material antes de su impresión.

Tabla 28: Propiedades del PLA tras su impresión 3D [51] [52] [53]

Propiedad	Valor en el PLA tras FDM
Densidad	1150 kg/m ³
Módulo de Young	2,75 GPa
Límite elástico	35 MPa
Coefficiente de Poisson	0,33

4. ANÁLISIS MECÁNICO MEDIANTE MEF

Como en cualquier otro proceso de creación de un nuevo producto mecánico, tras la fase de diseño hay que realizar un análisis de resistencia mecánica del producto.

Este tipo de análisis no puede ser realizado de forma analítica salvo en casos de geometrías muy sencillas, por lo que se realiza mediante el Método de los Elementos Finitos (MEF), que proporciona una solución aproximada al problema mediante métodos numéricos. Para ello, se hará uso de software CATIA, que contiene un módulo específico para ello.

El análisis de resistencia mecánica permite:

- Validar la resistencia mecánica de los componentes en función de las especificaciones marcadas.

- Observar y analizar las capacidades mecánicas máximas del diseño realizado para poder optimizarlo en futuras versiones en caso de que sea posible (reducción de peso, simplificación de geometrías, etc)

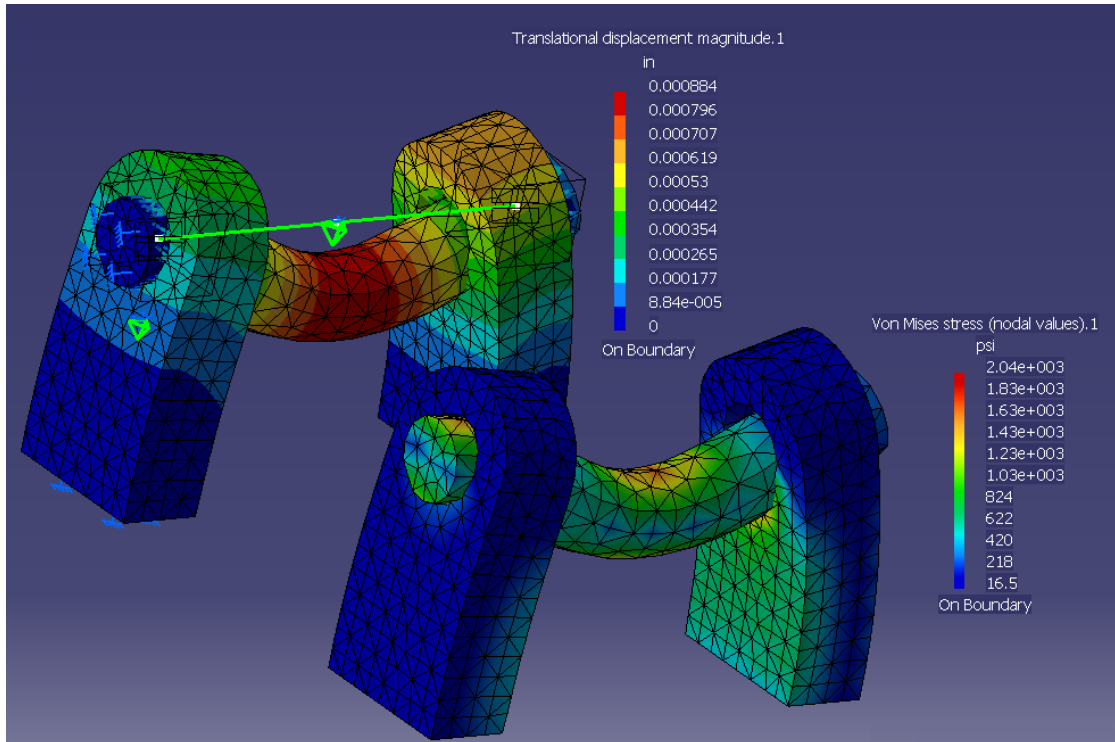


Figura 53: Ejemplo de resultados del módulo MEF de CATIA [54]

4.1. Proceso del Método de Elementos Finitos

Todos los análisis mecánicos mediante software MEF están estructurados del mismo modo siguiendo un proceso básico. Los pasos a seguir en este proceso se pueden dividir en 3 grupos o fases:

- **Preprocesado**

Fase inicial en la que se define el problema y se reproduce el diseño CAD mediante elementos finitos.

- Definición del problema y la geometría
- Definición del material del componente de estudio
- Especificación del tipo y características de elemento finito para reproducir la geometría, en función de su tamaño y geometría supondrá una mayor fidelidad respecto al modelo CAD, pero también mayor coste computacional. En general deben seguirse las siguientes consideraciones:
 - La variación de tamaño entre elementos adyacentes debe ser progresiva.
 - La densidad de elementos en algunas regiones de la malla debe ser más alta (gradientes elevados de la solución).
 - En las mallas de elementos triangulares se deben evitar los ángulos obtusos.
 - En general, los elementos deben ser suficientemente regulares y satisfacer ciertas propiedades relativas a su forma (distorsión, esbeltez, etc).

- Puede haber aspectos físicos del problema que condicionen la geometría de los elementos: anisotropía, formas de los elementos impuestas, etc.
- Creación de la malla de elementos nodales tras la selección de características de elemento seleccionadas

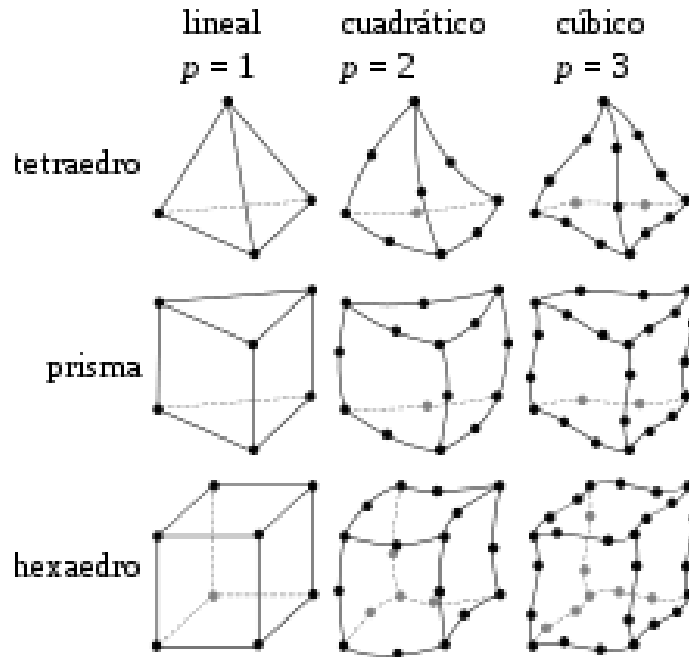


Figura 54: Tipos de elementos más comunes en geometrías 3D [55]

- **Solución del problema**
 - Aplicación de cargas
 - Aplicación de restricciones
 - Compilación de los inputs y cálculo
- **Postprocesado**
 - Visualización de los resultados del cálculo
 - Desplazamientos y tensiones nodales
 - Representación gráfica de resultados
 - Creación de animaciones

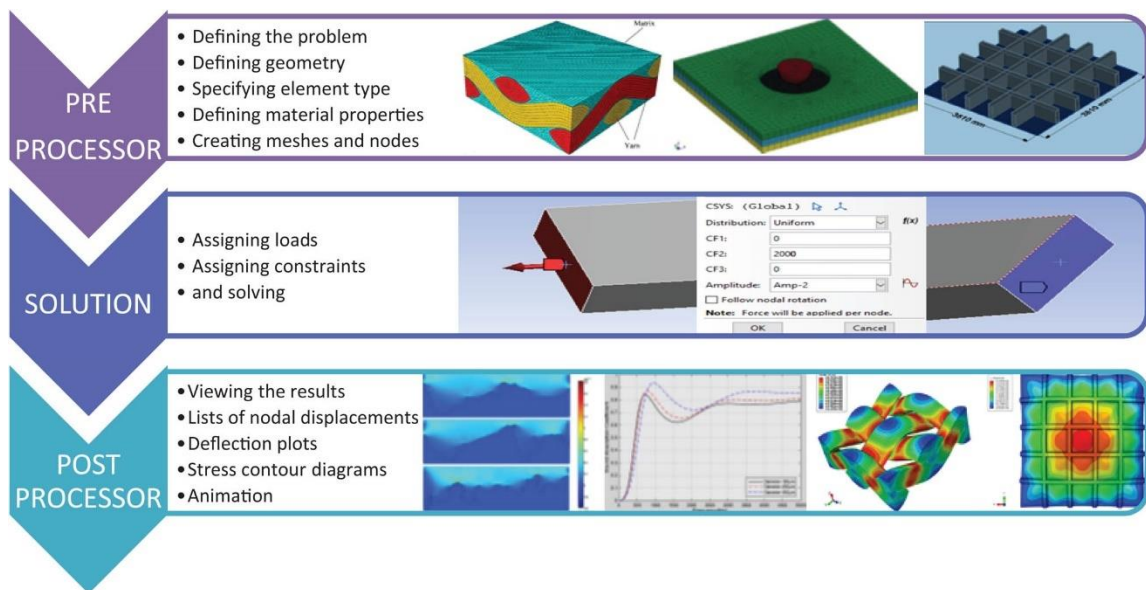


Figura 55: Proceso del software MEF para análisis de resistencia mecánica [56]

Siguiendo estos pasos del proceso se llevará a cabo el análisis de cada uno de los componentes de la prótesis FALZ-001.

Dado que los cálculos obtenidos dependerán de las opciones seleccionadas durante el proceso, se desarrollarán todos los pasos llevados a cabo para el caso de estudio de la palma FALZ-MP-001 para después mostrar las opciones seleccionadas y resultados de cada uno de los componentes restantes.

Aunque esta prótesis no tiene como especificación resistir altas solicitaciones (capacidad de agarrar objetos de hasta 0,5 Kg) y ninguna de las piezas debería tener problemas en este aspecto, es conveniente comprobar que no se produce ninguna concentración de tensiones en el diseño, que haga fallar a los componentes a bajos niveles de solicitaciones.

Además, como ya se ha comentado, este análisis permitirá estudiar posibles optimizaciones, ya sea mejorando en diseño en los puntos de mayores tensiones o realizando optimizaciones topológicas para reducir el peso de los componentes alcanzando las especificaciones fijadas.

4.2. Análisis de la Palma FALZ-MP-001

El caso de análisis de la Palma se desarrolla para poder ver todo el camino a seguir y los outputs de CATIA en cada uno de los puntos del proceso de análisis MEF. Para realizar este análisis, CATIA cuenta con un módulo específico para esta función, "Analysis and Simulation". Para cada componente se estudiará un caso en que se den condiciones de funcionamiento de la prótesis, buscando siempre la más desfavorable y que más pueda poner a prueba la resistencia de las piezas en casos de carga reales.

➤ Descripción de caso

En este primer caso se pretende simular las condiciones de agarre en gancho, descrito en la Figura 27. En este tipo de agarre la carga se aguante mediante los cuatro dedos, mientras que el pulgar no se utiliza.

➤ **Definición del material de la pieza**

A cada pieza en CATIA se ha asignado el material PLA con las características indicadas en las secciones 4.3.4.2 y 4.3.4.4, cuyo formulario de asignación de características es el que se muestra en la Figura 56 y requiere la siguiente información:

- Módulo de Young
- Coeficiente de Poisson
- Densidad
- Resistencia a fluencia
- Expansión térmica

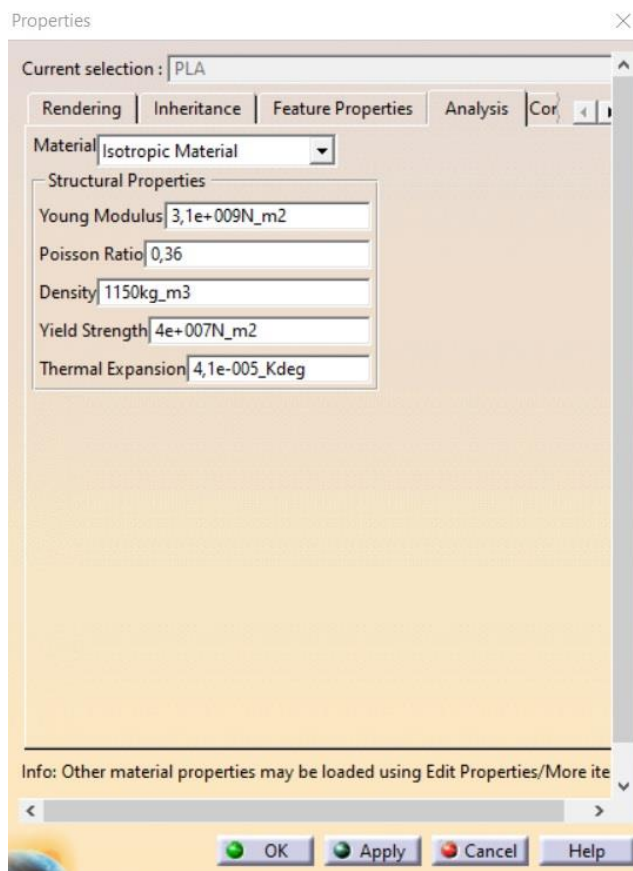


Figura 56: Formulario de definición de material (PLA) [fuente propia]

➤ **Definición de elementos finitos**

La geometría de la pieza Palma FALZ-MP-001 es compleja y combina zonas de gran tamaño donde las solicitaciones serán previsiblemente bajas con zonas cuyos radios y chaflanes tienen tamaños muy pequeños.

Dadas las limitaciones de potencia computacional al realizarse el estudio, ya que se hace uso de un ordenador portátil estándar y no una Work Station, se tiene que buscar un compromiso entre coste computacional y precisión.

En base a la definición de variables indicadas en CATIA, en software de manera automática adapta la malla al modelo CAD con el menor error posible.

Las variables a definir para generar la malla son:

- **Tipo de elementos de malla**

Acorde a las opciones mostradas en la Figura X, se debe elegir la geometría 3D del elemento y el tipo según contenga 2 nodos (lineal) o 3 nodos (parabólico). Para este caso se ha utilizado una **geometría tetraédrica de tipo lineal**.

- **Dimensiones de elemento**

Las características dimensionales principales son el tamaño de elemento a nivel global de la pieza, el “sag” absoluto y el “sag” proporcional. Además de estas variables, se pueden definir muchas más, pero no se entrará en mayor detalle. En la Figura 57, se representan estas variables. Tanto el “Absolute sag” como el “proportional sag” pueden ser utilizados a la vez y el programa de manera automática toma el más restrictivo de los dos.

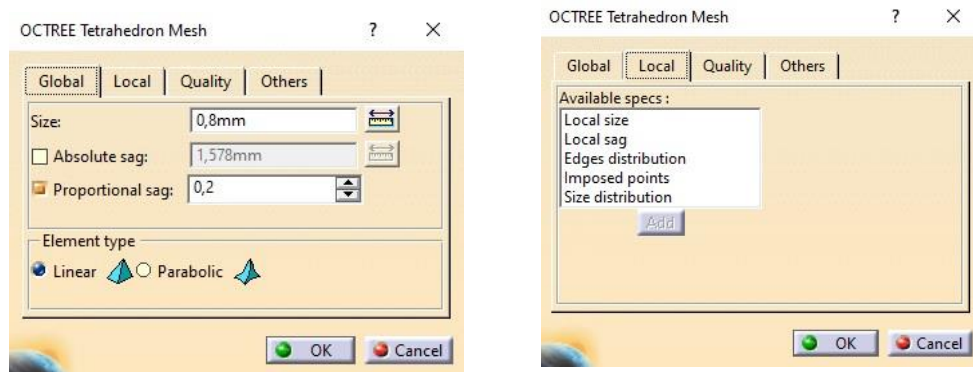


Figura 57: Ventana de opciones de mallado en CATIA [fuente propia]

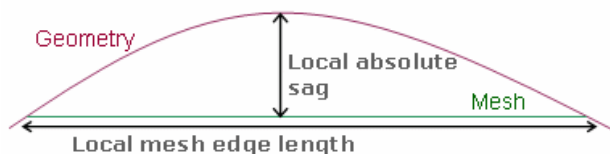


Figura 58: Variables de definición de “proportional sag” en el mallado en CATIA [57]

En el caso de esta pieza se combinan radios de valores muy distintos, con zonas en las que se debe afinar la malla para que el cálculo sea correcto, y zonas en las que no es necesario. Para que el resultado sea el adecuado sin tener un tamaño de malla global muy pequeño que suponga un alto coste computacional, se ha hecho uso de definición local del tamaño de elemento en las zonas críticas de cálculo o de radio de acuerdo de valor bajo.

Tabla 29: Dimensiones de elemento seleccionadas [fuente propia]

VARIABLE	VALOR
GLOBAL SIZE ELEMENT	0,8
ABSOLUTE SAG	NO UTILIZADO
PROPORTIONAL SAG	0,2
LOCAL SIZE ELEMENT	0,1

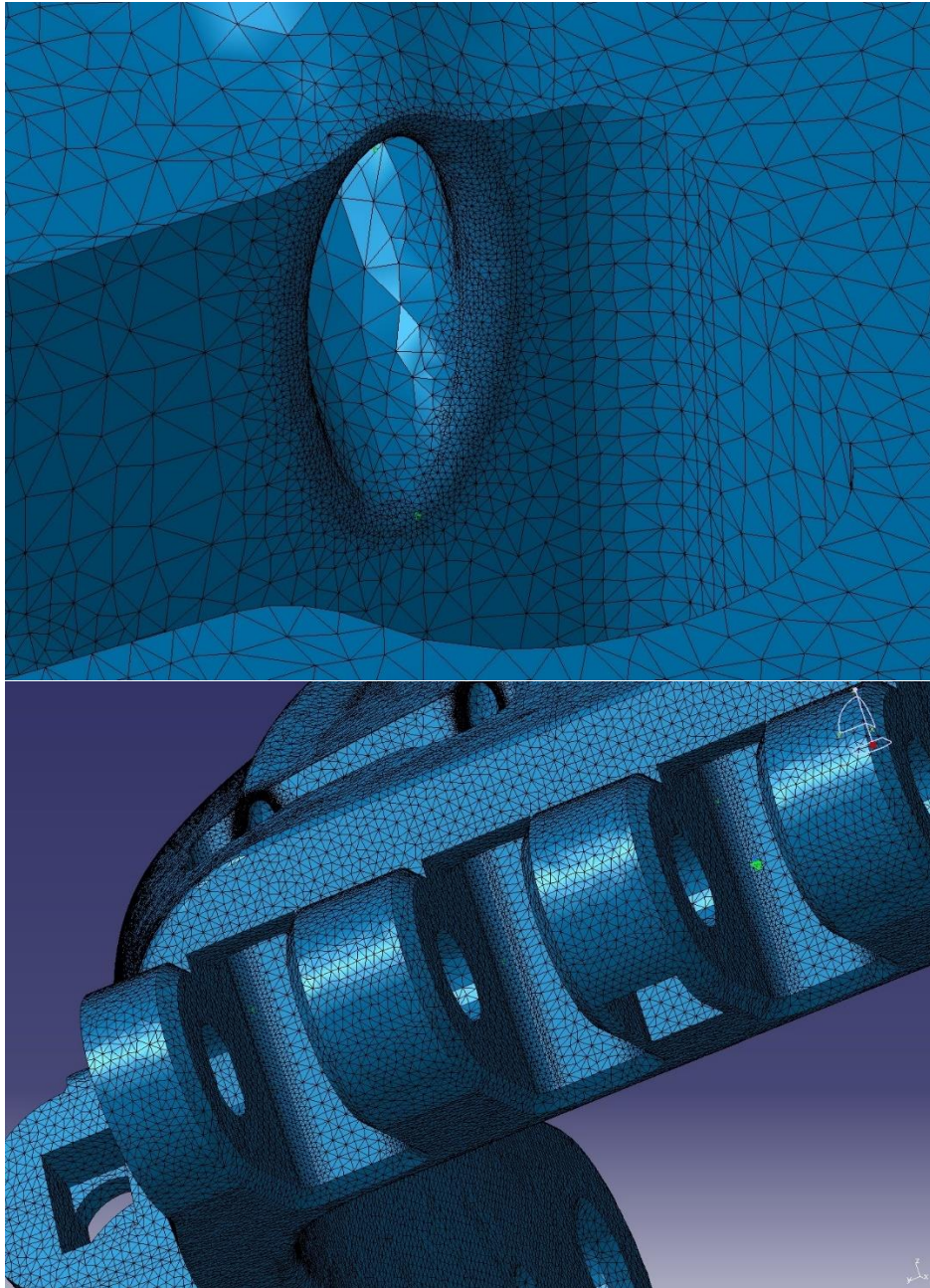


Figura 59: Zonas de aplicación del “local size element” [fuente propia]

Las cualidades del mallado obtenido se representan mediante el comando “Report”, para este caso son los siguientes (Tabla 30):

Tabla 30: Características de mallado obtenido

Nodos	Elementos	Calidad de elemento (% elementos considerados buenos)	
		Stretch	Aspect Ratio
304830	1435716	100%	100%

➤ Aplicación de restricciones

Las restricciones permitirán que la pieza se encuentre en estado estático, condición mínima imprescindible para realizar un análisis de este tipo.

Las restricciones se pueden realizar de varios modos mediante CATIA, en este caso se ha decidido utilizar el comando “User-defined Restraint”. Con este comando se selecciona un punto, curva o superficie y se restringen sus grados de libertad de traslación y rotación de manera individualizada y personalizada, como se puede observar en la Figura 60.

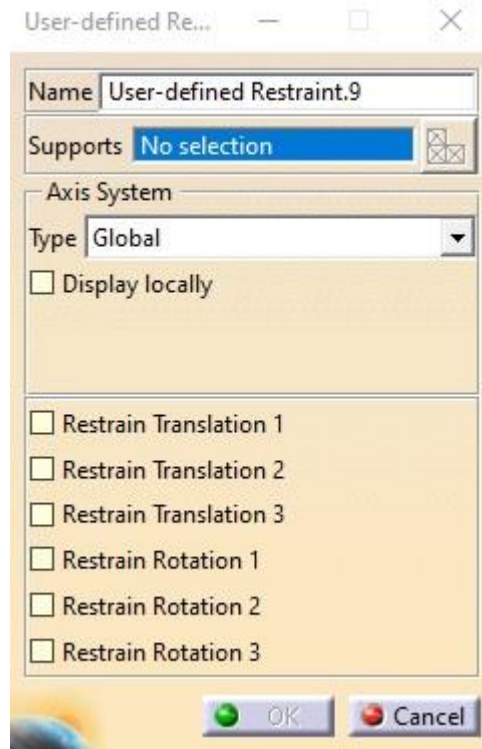


Figura 60: Ventana de definición de “User-defined Restriction” [fuente propia]

Para el caso del componente FALZ-MP-001, las fijaciones se encuentran en los orificios de fijación de la prótesis al muñón. Estos orificios conectarían mediante un tornillo-tuerca la pieza a las bandas de fijación del muñón. Las restricciones que tendrían estos orificios frente a un caso estático, sería la restricción de traslación y rotación en todos los grados de libertad, salvo el giro respecto al eje Z en coordenadas locales de cada orificio. Se han ubicado 7 orificios para este fin, por lo que los 7 deben definirse del mismo modo. En el caso de seleccionar la superficie interior de los orificios, al bloquear toda traslación es suficiente, ya que los nodos de la malla tampoco permitirán la rotación al ser un caso 3D.

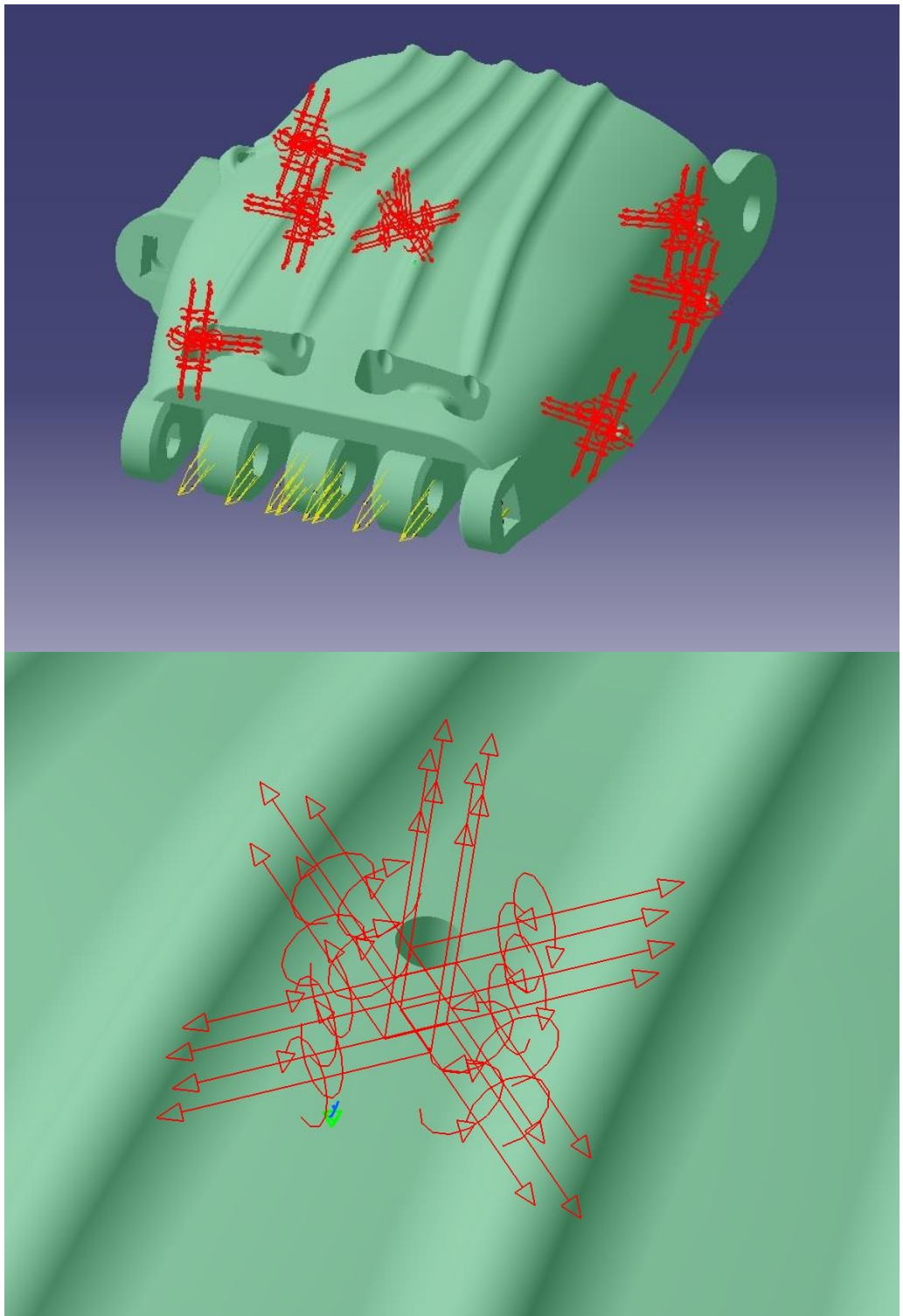


Figura 61: Aplicación de restricciones sobre la pieza FALZ-MP-001

➤ Aplicación de cargas

Para la correcta simulación de las cargas de funcionamiento en el modelo de la pieza se deben definir sus parámetros fundamentales:

- Tipo de Carga (fuerza, presión, gravedad, gradiente de temperatura...)
- Zona de aplicación (punto, curva, superficie, volumen...)
- Orientación de la carga
- Distribución de la carga en la zona de aplicación (constante, parábola...)
- Valor y unidades de la carga

El software CATIA permite la definición de estos parámetros de manera intuitiva mediante su barra de herramientas del módulo.

Para el caso que nos ocupa se supone una carga derivada del agarre de gancho de una carga. La carga que recibe el componente palma en este caso se ubica en el interior de los orificios que unen con las falanges proximales mediante los pasadores.

En las zonas de los orificios con geometría cilíndrica se aplica una carga tipo "Bearing Load" que simula la carga que produce el pasador interior sobre el orificio, como se muestra en la Figura 62. Se ha seleccionado entre sus opciones el tipo "sinusoidal" y con orientación "paralela" en todas las superficies interiores cilíndricas de los orificios.

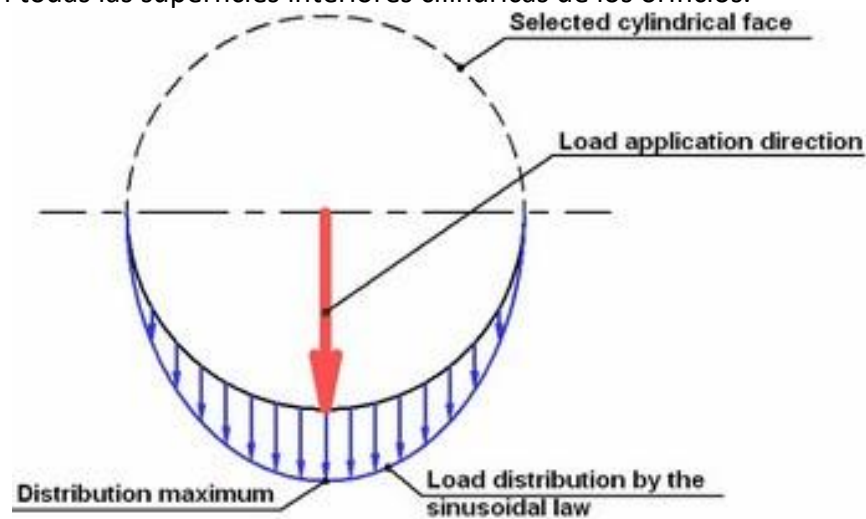


Figura 62: Carga tipo "bearing" sinusoidal y direccionada paralela [58]

En los orificios de los extremos, las caras son planas por lo que las cargas aplicadas son uniformemente repartidas sobre las mismas en dirección exterior a la pieza igual que las cargas tipo "bearing", como se observa en la Figura 63.

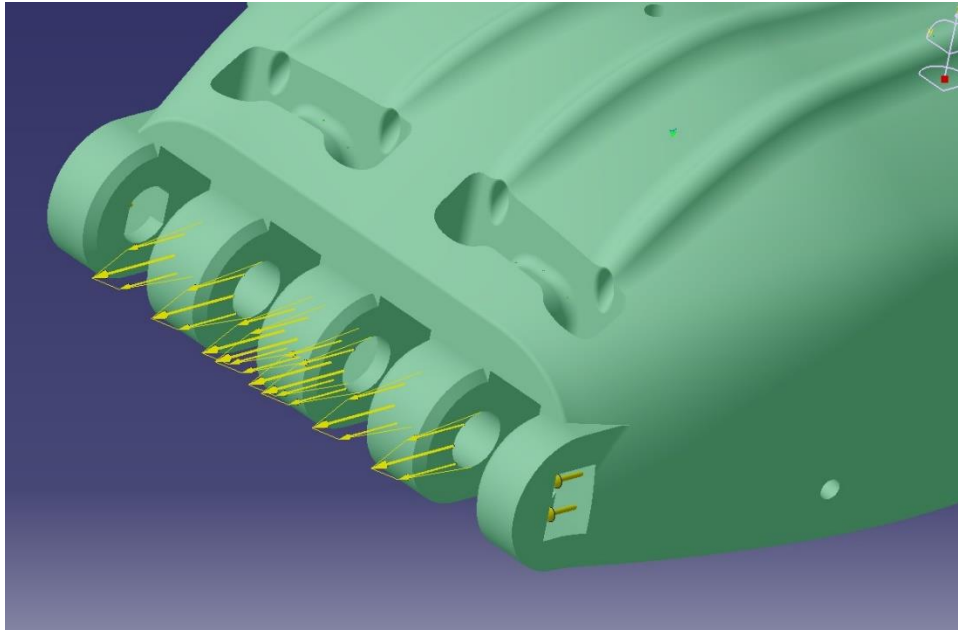


Figura 63: Representación de las cargas aplicadas en CATIA [fuente propia]

La carga total aplicada será repartida entre las cargas distribuidas en las caras planas y las cilíndricas interiores de manera equitativa. Dado que son 5 elementos de unión, se aplicará una quinta parte del total a cada una para aproximar lo que sería el caso real.

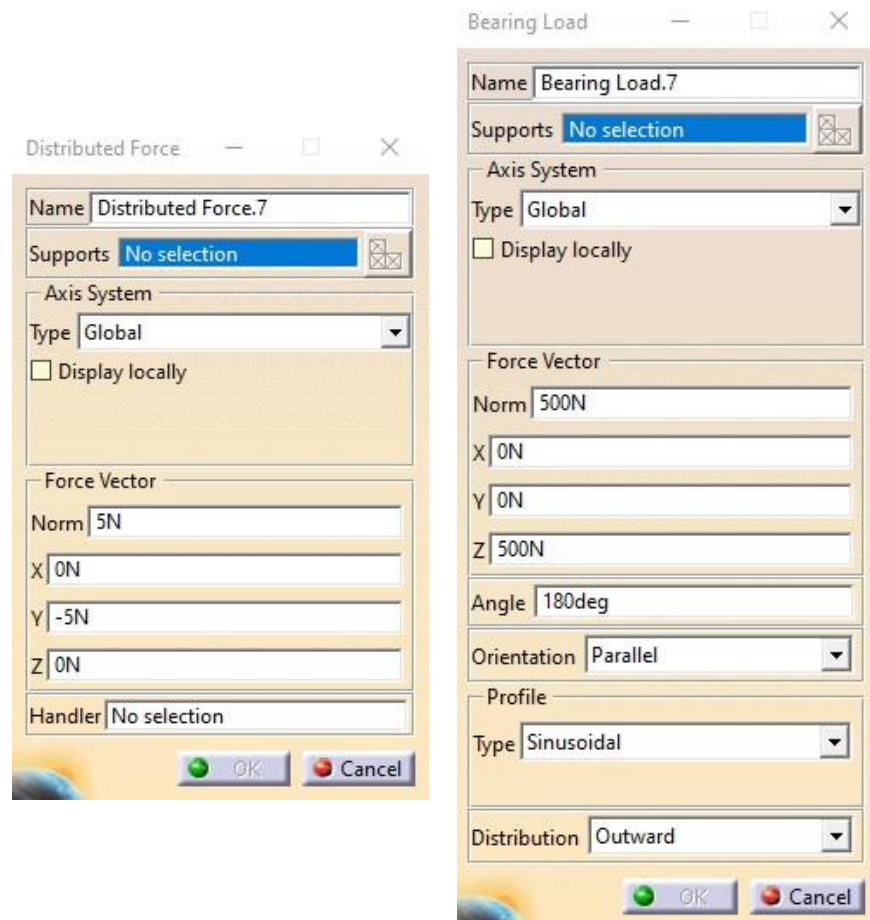


Figura 64: Ventana de definición de carga distribuida (izquierda) y de tipo "bearing" (derecha) [fuente propia]

No se ha definido una carga de servicio para el análisis de resistencia, que podría ser de alrededor de 5-10N. En su lugar se van a ejecutar y calcular una serie de casos de carga, incrementando el valor de la misma caso a caso hasta alcanzar el límite elástico de la pieza en alguno de sus puntos.

Realizando el estudio de este modo, no solo se comprueba que la pieza resiste la carga de funcionamiento especificada, sino que también se obtiene el grado de sobredimensionamiento de la pieza a nivel de resistencia mecánica.

Conociendo el nivel de sobredimensionamiento, se podrán hacer posteriores análisis para optimizar las piezas, mediante definición de densidad aparente en la impresión, la modificación del diseño o mediante optimización topológica, entre otras opciones.

En la sección de resultados se indicarán los mismos para cada carga total aplicada.

➤ Cálculo y Resultados

Una vez que se ha completado el preprocesado, se debe dar paso al cálculo de tensiones y deformaciones del caso definido. Mediante el comando “Compute” se realiza el cálculo y se puede pasar al tratamiento de los resultados o postprocesado.

CATIA permite la obtención de tensiones nodales de distintos tipos, de entre las que se ha seleccionado la tensión de Von Misses. También representa los desplazamientos nodales. Este software, al igual que otros de este tipo, realiza un mapa de calor en función del valor de tensión o desplazamiento representado, como se observa en la Figura 65.

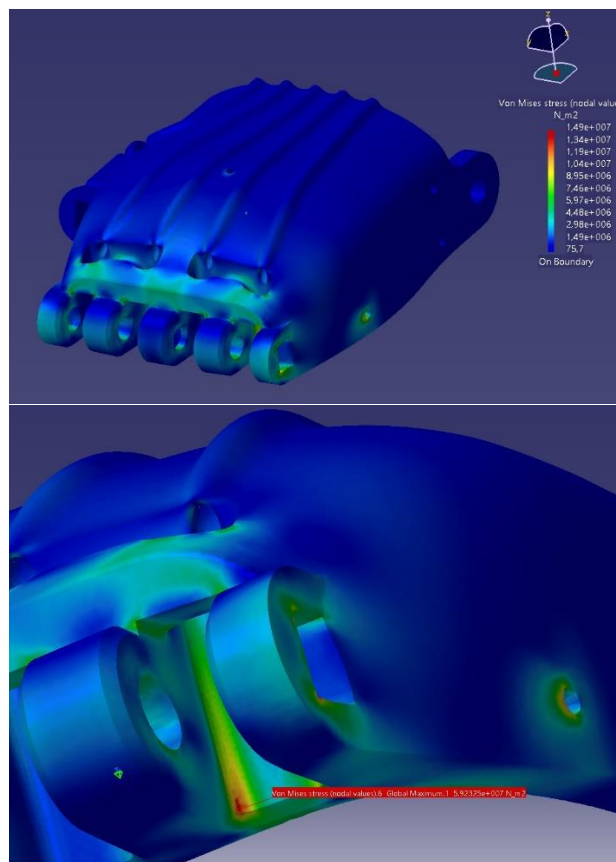


Figura 65: Representación de tensiones de Von Misses [fuente propia]

Tabla 31: Resultados de análisis MEF en CATIA para la palma [fuente propia]

CASO	CARGA TOTAL (N)	TENSIÓN MÁXIMA VON MISES	DESPLAZAMIENTO MÁXIMO (mm)
1	5	74,6 kPa	0.00136
2	25	373 kPa	0.00680
3	50	746 kPa	0,01360
4	100	1,49 MPa	0,02720
5	1000	14,9 MPa	0,27200
6	2349	35 MPa	0,63893

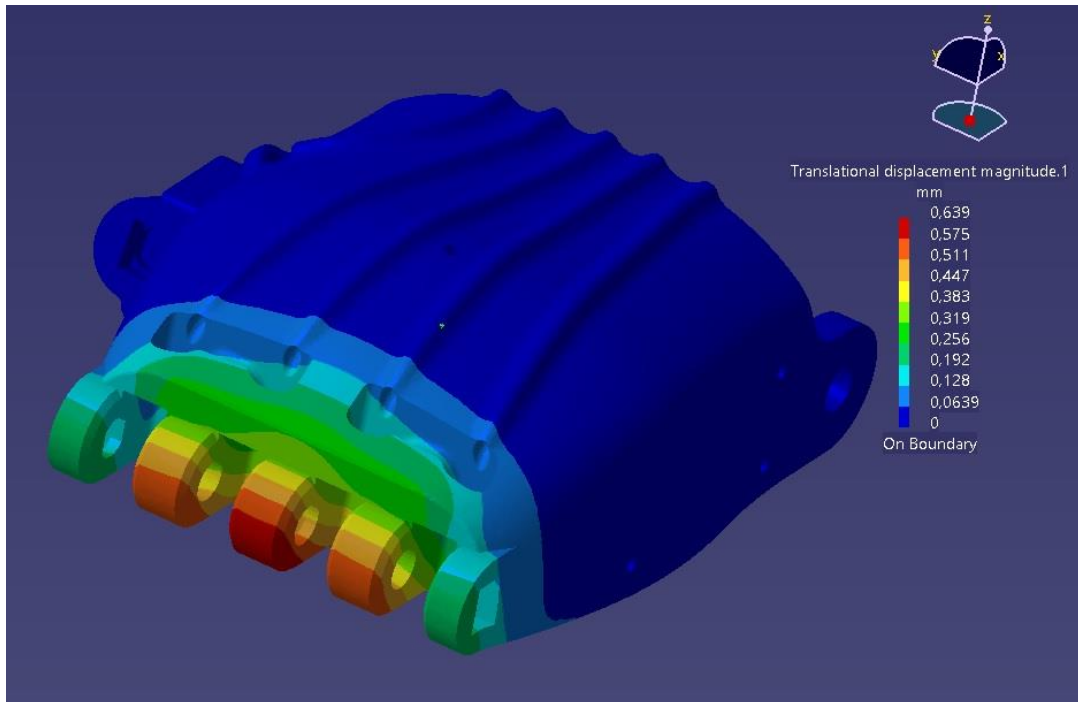


Figura 66: Representación de desplazamientos en el Caso 6 [fuente propia]

➤ **Análisis de resultados**

Antes de comenzar el análisis, cabe destacar que gracias las primeras compilaciones realizadas se ha podido afinar el diseño, ya que se han localizado concentradores de tensiones que hacían alcanzar el límite elástico con valores de carga relativamente bajos. Una vez localizados estos concentradores de tensiones se ha tenido que volver al diseño de la pieza, para modificarlo buscando eliminar esos fillos que provocaban picos de tensión. En la Figura 67 se muestra la modificación realizada que ha marcado mayor diferencia. Este proceso de optimización en bucle se podría seguir realizando hasta alcanzar una pieza mucho más optimizada sin grandes cambios de geometría o peso. En el caso que nos ocupa no ha sido necesario seguir realizando modificaciones al no tener altas especificaciones a nivel de resistencia mecánica.

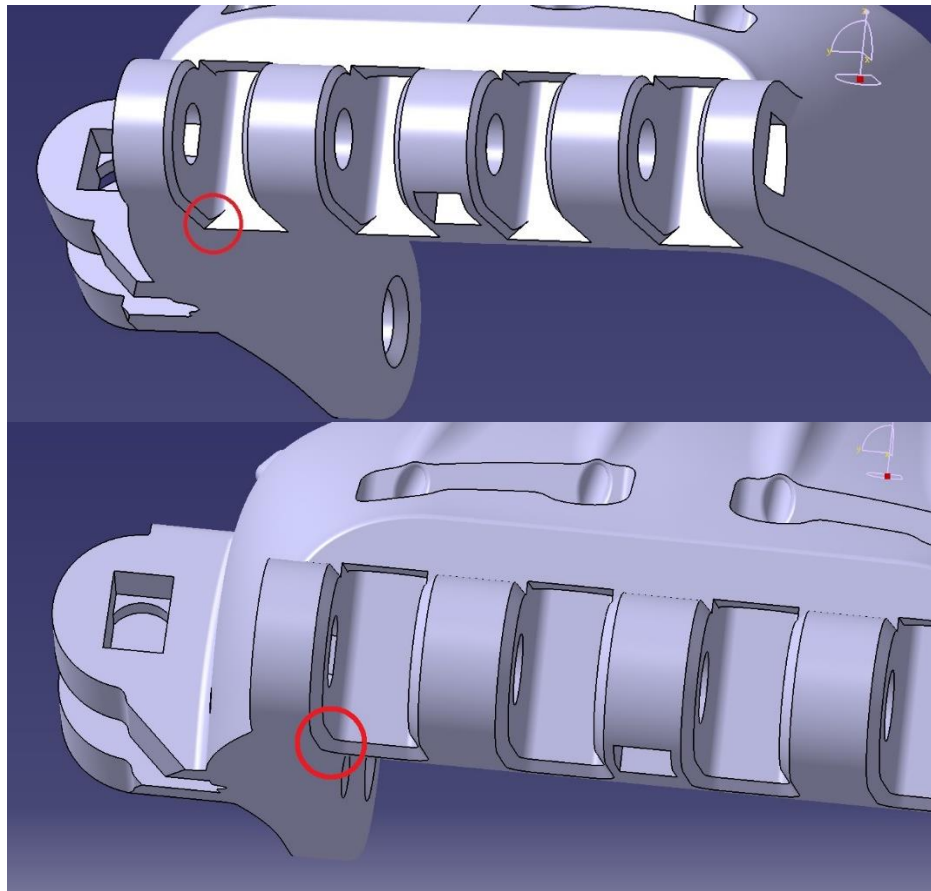


Figura 67: Rediseño tras MEF en CATIA para eliminar concentrador de tensiones [fuente propia]

Como se observa en el apartado anterior se han alcanzado los 35 MPa con una carga total de 2349 N. Esta carga es muy superior a la carga de funcionamiento que se pretende alcanzar con la prótesis, por lo que se puede validar la resistencia mecánica del diseño.

Aun habiendo supuesto las características de PLA impreso en la simulación, la pieza no resistirá la carga de 2349 N en la realidad debido a que el modelo supuesto es isótropo en CATIA. En las piezas por FDM influyen la adhesión entre capas, la temperatura correcta durante todo el proceso y otros factores que merman las características mecánicas de la misma.

Por tanto, para tener un valor real y certificado de la resistencia mecánica de la pieza, habría que realizar un ensayo de las mismas características que el creado en CATIA.

De todos modos, no se estima cargas máximas de más de 25 N en la realidad, por lo que aún con esta merma tras la fabricación, todo indica que la pieza está sobredimensionada. Este sobredimensionamiento permitiría que la pieza sea optimizada en próximas versiones mediante:

- Aplicación de densidad menor al 100% en el infill de la impresión
- Reducción de espesores en zonas con pocas solicitaciones
- Optimización topológica, aprovechando las ventajas de la fabricación aditiva

4.3. Análisis de los componentes de la prótesis FALZ-001

Una vez realizado el desglose de pasos a seguir en el análisis de resistencia mecánica con el software CATIA, se va realizar un resumen del trabajo realizado para el resto de componentes de la prótesis para así confirmar su validez mecánica para las especificaciones de funcionamiento marcadas y su posible mejora futura. Van a ser agrupados por secciones para una mayor síntesis de la información. Dado que el retén del pasador palma-guantelete y el tope del tensor no estarán sometido a esfuerzos reseñables, no se incluyen en este análisis.

4.3.1. Guantelete y falanges

Los casos de análisis seleccionados para cada componente son los siguientes:

- Guantelete (FALZ-GP-001): Guantelete amarrado al antebrazo del usuario por medio de cintas de fijación instaladas en las ranuras laterales. La carga proviene de la tensión de los cables del sistema de actuación, de la base del tensor, que se encuentra sobre su alojamiento superior.
- Falange distal (FALZ-FD-001): Carga aplicada sobre el extremo de la falange (punto de agarre) en dirección perpendicular, en el caso de dedos extendidos.
- Falange proximal (FALZ-FP-001): Carga aplicada sobre el orificio de unión con la falange distal en el caso de dedos extendidos.

Tabla 32: Inputs de análisis MEF en CATIA para guantelete y falanges [fuente propia]

PIEZA	FALZ-GP-001	FALZ-FD-001	FALZ-FP-001	
DEFINICIÓN DE MALLA	TAMAÑO DE ELEMENTO	1 mm	1 mm	0,7
	SAG	N/A	N/A	N/A
	SAG PROPORCIONAL	0,2	0,2	0,2
	TAMAÑO LOCAL	0,3	N/A	0,1
	ZONAS CON TAMAÑO LOCAL	Vease Figura X	N/A	Orificios para los cables tensores
RESTRICCIÓN 1	TIPO DE RESTRICCIÓN	User-defined Restriction	Clamp	Clamp
	ZONAS RESTRINGIDAS Y GRADOS DE LIBERTAD	Vease Figura X	Vease Figura X	Vease Figura X
RESTRICCIÓN 2	TIPO DE RESTRICCIÓN	N/A	Clamp	Clamp
	ZONAS RESTRINGIDAS Y GRADOS DE LIBERTAD	N/A	Vease Figura X	Vease Figura X
CARGA 1	TIPO DE CARGA	Distributed force	Distributed force	Bearing load
	ZONA DE APLICACIÓN	Vease Figura X	Vease Figura X	Vease Figura X
	DIRECCIÓN DE CARGA	Vease Figura X	Vease Figura X	Vease Figura X

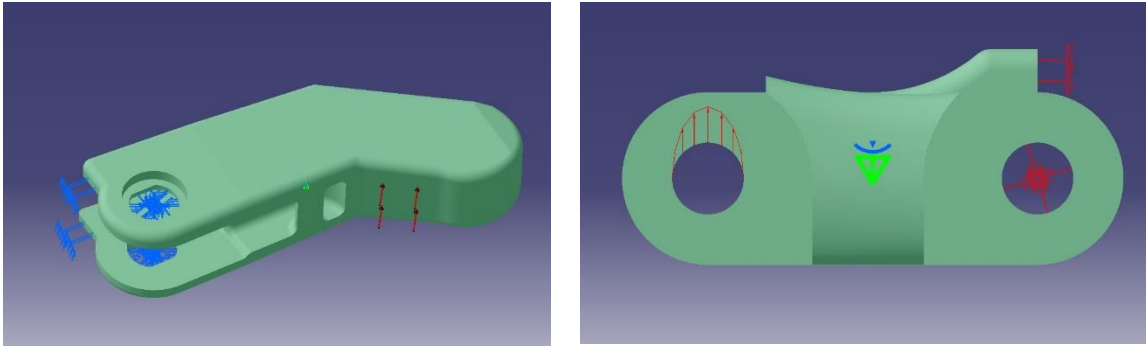


Figura 68: Restricciones y cargas aplicadas de FALZ-FD-001 (izquierda) y FALZ-FP-001 (derecha) [fuente propia]

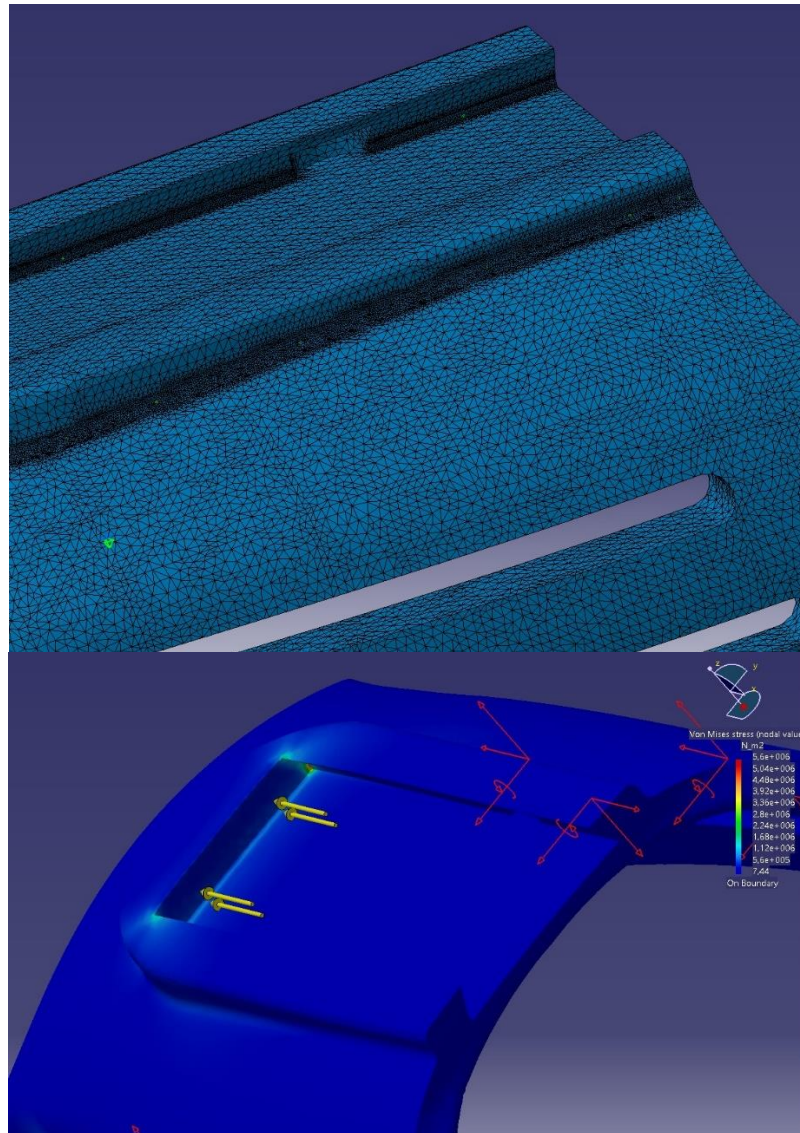


Figura 69: Representación de mallado local en radios de acuerdo (superior), y de las fuerzas aplicadas sobre el guatelete (inferior) [fuente propia]

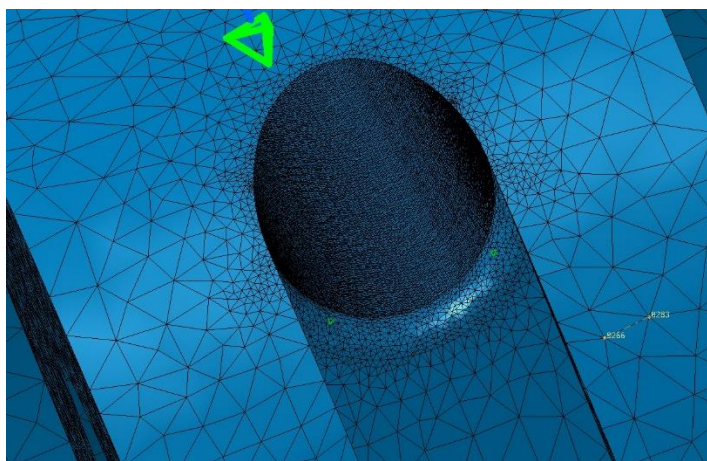


Figura 70: Representación del mallado local realizado en los orificios de la falange proximal [fuente propia]

Tabla 33: Resultados de análisis MEF en CATIA para guantelete y falanges [fuente propia]

PIEZA	Nº NODOS / Nº ELEMENTOS	CARGA TOTAL (N)	TENSIÓN MÁXIMA VON MISES	DESPLAZAMIENTO MÁXIMO
FALZ-GP-001	181485 / 848699	625	35 MPa	0,19312
FALZ-FP-001	14062 / 59815	130,11	35 Mpa	0,58420
FALZ-FD-001	471337 / 2336523	397,28	35 Mpa	0.61578

4.3.2. Sistema de actuación

Los casos de análisis seleccionados para cada componente son los siguientes:

- Base del tensor (FALZ-TB-001): La carga viene de la tensión producida por los cables de los tiradores, sujetos por tornillos a los orificios traseros. La base se encuentra restringida por la ranura del guantelete.
- Tope del tensor (FALZ-TT-001): Se supone el caso de flexión de las pestañas para su alojamiento en el guantelete. Una vez alojado en esa posición, sirve como retén para la base del tensor.
- Tirador del pulgar (FALZ-TP-001): Teniendo en cuenta el caso en el que se actúa el mecanismo y el cable ejerce tensión sobre el tirador en su extremo, y está sujeto por su orificio trasero por el tornillo de anclaje.
- Base del sistema “whipple tree” (FALZ-WF-001): Esta base se ubica sobre el rail de la base del tensor limitando su movimiento lateral y se ancla con tornillos a sus orificios traseros.
- Parte móvil del sistema “whipple tree” (FALZ-WM-001): Se supone que el elemento está situado sobre la FALZ-WF-001 y sujeto a la tensión de los cables que pasan por sus orificios cuando se actúa la prótesis.

Tabla 34: Inputs de análisis MEF en CATIA para tensores de cables de actuación [fuente propia]

PIEZA	FALZ-TB-001	FALZ-TP-001	FALZ-WF-001	FALZ-WM-001	
DEFINICIÓN DE MALLA	TAMAÑO DE ELEMENTO	1	0,2	0,6	0,6
	SAG	N/A	N/A	N/A	N/A
	SAG PROPORCIONAL	0,2	0,1	0,1	0,1
	TAMAÑO LOCAL	N/A	N/A	N/A	N/A
	ZONAS CON TAMAÑO LOCAL	N/A	N/A	N/A	N/A
RESTRICCIÓN 1	TIPO DE RESTRICCIÓN	Clamp	Clamp	Clamp	Clamp
	ZONA RESTRINGIDAS Y GRADOS DE LIBERTAD	Base	Interior del orificio trasero	Interior del orificio trasero	Zona de contacto con base del w.t.
RESTRICCIÓN 2	TIPO DE RESTRICCIÓN	Clamp	User-defined Restraint	User-defined Restraint	N/A
	ZONA RESTRINGIDAS Y GRADOS DE LIBERTAD	Caras laterales diagonales	Cara inferior bloqueo en eje Z (apoyo en base)	Cara inferior bloqueo en eje Z (apoyo en base)	N/A
CARGA 1	TIPO DE CARGA	Distributed forcé	Line force density	Line force density	Line force density
	ZONA DE APLICACIÓN	Vease Figura X	Ranura para el cable	Vease Figura X	Línea de apoyo del cable sobre la pieza
	DIRECCIÓN DE CARGA	Vease Figura X	-X	Vease Figura X	-X

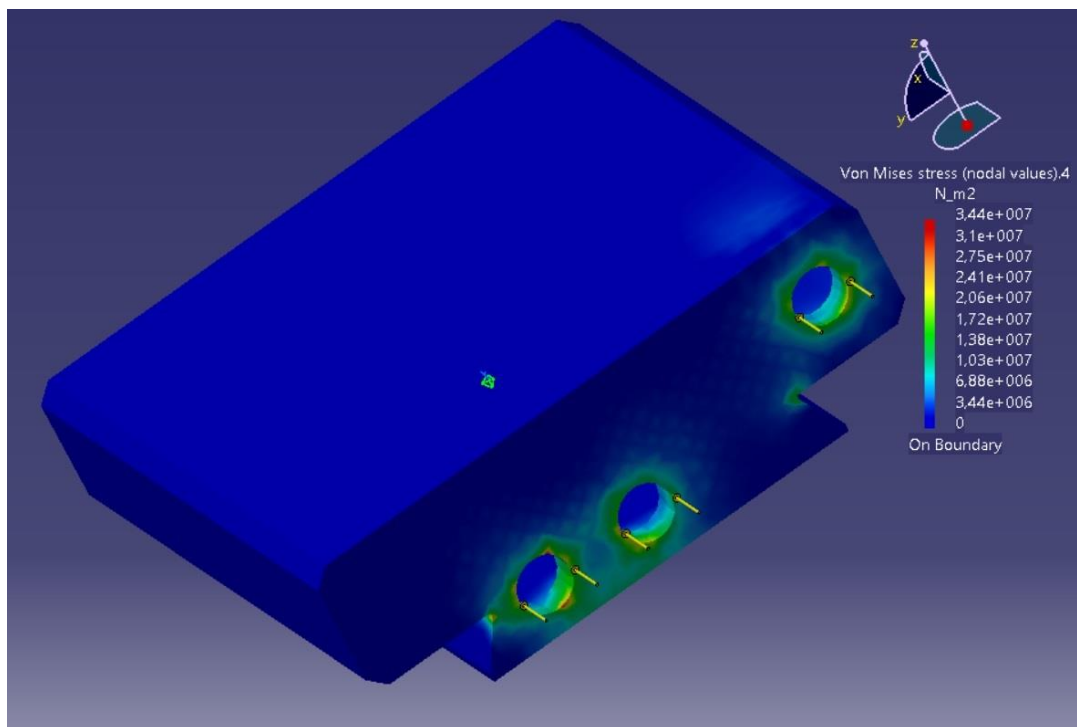


Figura 71: Representación en CATIA de cargas y tensiones de Von Misses en FALZ-TB-001 [fuente propia]

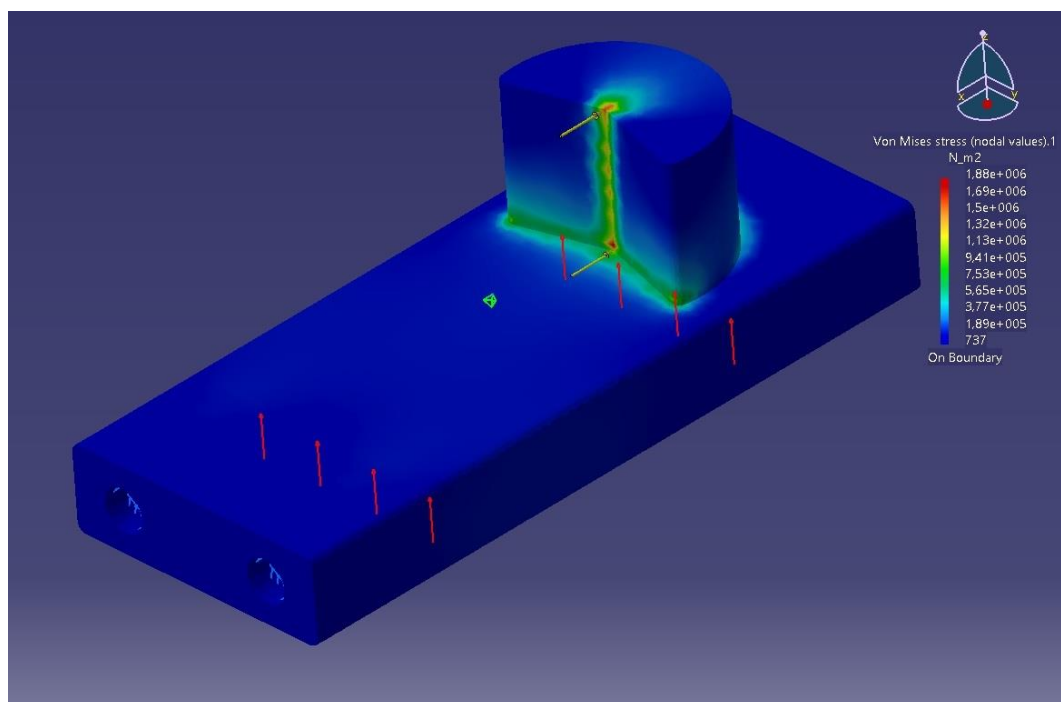


Figura 72: Representación en CATIA de cargas, restricciones y tensiones de Von Mises en FALZ-WF-001 [fuente propia]

Tabla 35: Resultados de análisis MEF en CATIA para tensores de cables de actuación [fuente propia]

PIEZA	Nº NODOS / Nº ELEMENTOS	CARGA TOTAL	TENSIÓN MÁXIMA VON MISSES	DESPLAZAMIENTO MÁXIMO
FALZ-TB-001	23271 / 88479	508,7	35 MPa	0,05087
FALZ-TP-001	107645 / 493280	68,6	35 MPa	0,03063
FALZ-WF-001	21910 / 98733	186,2	35 MPa	0,09159
FALZ-WM-001	24213 / 108933	60,8	35 MPa	0,04144

4.3.3. Pasadores y retén

Los casos de análisis seleccionados para cada componente son los siguientes:

- Pasador palma-guantelete (FALZ-PM-001): Anclaje del pasador por su cabeza y carga de compresión en sus dos caras cilíndricas del cuerpo.
- Retén palma-guantelete (FALZ-RM-001):
- Pasador falange proximal-distal (FALZ-PA-001); Anclaje del pasador por su cabeza y carga de compresión en sus dos caras cilíndricas del cuerpo.
- Pasador palma-falange proximal (FALZ-PB-001): Anclaje del pasador por su cabeza y carga de compresión en sus dos caras cilíndricas del cuerpo.
- Pasador palma-pulgar (FALZ-PP-001): Anclaje del pasador por su cabeza y carga de compresión en sus dos caras cilíndricas del cuerpo.

Tabla 36: Inputs de análisis MEF en CATIA para pasadores y retén [fuente propia]

PIEZA	FALZ-PM-001	FALZ-PA-001	FALZ-PB-001	FALZ-PP-001
DEFINICIÓN DE MALLA	TAMAÑO DE ELEMENTO	0,5	0,5	0,5
	SAG	N/A	N/A	N/A
	SAG PROPORCIONAL	0,1	0,1	0,1
	TAMAÑO LOCAL	N/A	N/A	N/A
	ZONAS CON TAMAÑO LOCAL	N/A	N/A	N/A
RESTRICCIÓN 1	TIPO DE RESTRICCIÓN	Clamp	Clamp	Clamp
	ZONA RESTRINGIDAS Y GRADOS DE LIBERTAD	Cabeza del pasador	Cabeza del pasador	Cabeza del pasador
CARGA 1	TIPO DE CARGA	Distributed force	Distributed force	Distributed force
	ZONA DE APLICACIÓN	Caras cilíndricas cuerpo	Caras cilíndricas cuerpo	Caras cilíndricas cuerpo
	DIRECCIÓN DE CARGA	Compresión eje Z	Compresión eje Z	Compresión eje Z

Tabla 37: Resultados de análisis MEF en CATIA para pasadores y retén [fuente propia]

PIEZA	Nº NODOS / Nº ELEMENTOS	CARGA TOTAL	TENSIÓN MÁXIMA VON MISSES	DESPLAZAMIENTO MÁXIMO
FALZ-PM-001	7237 / 31328	186,2	35 MPa	0,40771
FALZ-PA-001	5557 / 23571	191,3	35 MPa	0,25437
FALZ-PB-001	13449 / 60207	396,4	35 MPa	0,55096
FALZ-PP-001	8948 / 39279	192,3	35 MPa	0,45576

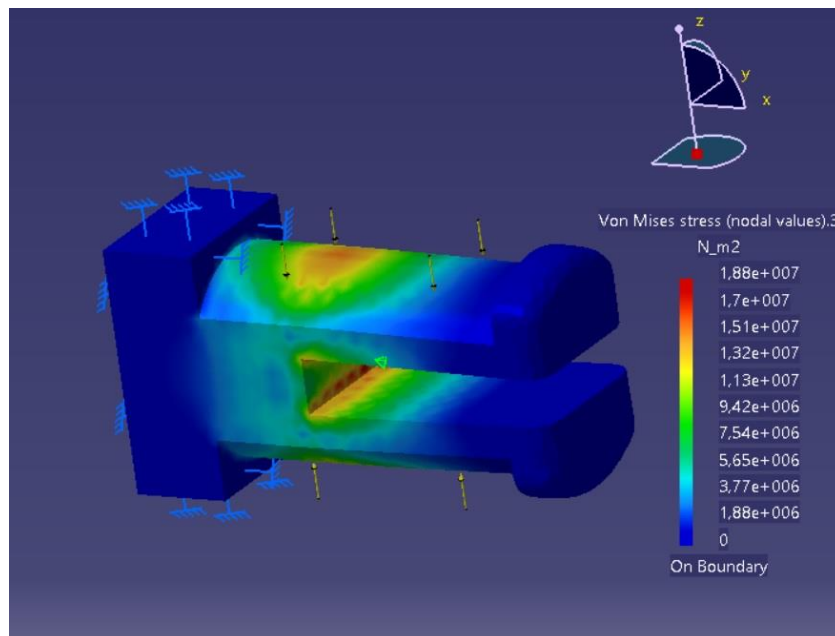


Figura 73: Representación en CATIA de las condiciones de contorno y tensiones de Von Misses de la pieza FALZ-PM-001 [fuente propia]

4.4. Conclusiones generales del análisis

Tras realizar la simulación en CATIA, utilizando el método de los elementos finitos, se han obtenido las tensiones y desplazamientos resultantes de los casos definidos para cada componente.

Se han aplicado cargas hasta alcanzar el límite elástico del material para cada pieza. Estas cargas en todos los casos han sido muy superiores a las cargas de funcionamiento especificadas. Por tanto, se puede concluir que todos los diseños son válidos a nivel de resistencia mecánica.

Como ya se ha comentado, el software supone una pieza isótropa, por lo que la resistencia real será inferior. Por tanto, este análisis debe complementarse con ensayos físicos equivalentes a los casos definidos. De este modo sí se tendrá en cuenta toda la influencia de los parámetros de fabricación en la resistencia y la diferencia respecto al cálculo por elementos finitos.

5. FABRICACIÓN DE LOS COMPONENTES

Como ya se viene indicando, todos los componentes de la prótesis se van a fabricar mediante FDM con PLA como material. Teniendo esto en cuenta se ha hecho uso de la impresora 3D “BCN3D SIGMA R19”.

5.1. Especificaciones de la impresora 3D

A continuación, se procede a resumir las características más destacadas de la impresora 3D utilizada para este proyecto en la Tabla 38 y la Tabla 39.

Tabla 38: Propiedades generales de impresora BCN3D Sigma R19 [59]

Tecnología	FDM
Arquitectura	Independent Dual Extruder (IDEX)
Volumen de impresión	210mm x 297mm x 210mm
Extrusores	2
Sistema de extrusión	Extrusor: Sistema de doble engranaje de alta tecnología de Bondtech Hotends: Optimizados y fabricados por e3D
Modos de impresión	Modo de duplicación Modo Espejo Modo de Soportes Solubles Modo Multimaterial
Electrónica	BCN3D Electronics v1.0 Drivers paso a paso independientes
Firmware	BCN3D Sigma – Marlin
Cama caliente	PCB
Pantalla	Pantalla táctil capacitiva a todo color
Archivos compatibles	Gcode
Ruido operativo	50 dB(A)
Diámetro de boquilla	0,3mm / 0,4mm (standard) / 0,5mm (Special) / 0,6mm / 0,8mm / 1,0mm
Certificaciones	CE / FCC
Conectividad	SD Card (autonomous) USB
Dimensiones generales	465mm x 440mm x 680mm
Peso	15 kg
Software de preparación de archivos	BCN3D Cura
Sistemas Operativos	Windows, Mac, Linux

Archivos compatibles	STL, OBJ, AMF
Input Eléctrico	AC 84-240V AC 3,6-1,3A 50-60 Hz
Output Eléctrico	24V DC, 13A
Consumo Eléctrico	240W

Tabla 39: Propiedades de impresión de la BCN3D [59]

Volumen de impresión	210mm x 297mm x 210mm
Extrusores	2
Diámetro de boquilla	0,3mm / 0,4mm (standard) / 0,5mm (Special) / 0,6mm / 0,8mm / 1,0mm
Altura de capa	0,05 – 0,5mm (dependiendo del diámetro de la boquilla)
Resolución de posicionamiento (X/Y/Z)	1,25µm / 1,25µm / 1µm
Temperatura de operación	15°C - 35°C
Temperatura máxima de hotend	290°C
Temperatura máxima de cama caliente	100°C
Diámetro de filamento	2,85 ± 0,05mm
Materiales compatibles	PLA, NYLON, PET-G, ABS, TPU, PVA, Composites, Otros
Sistema de filamento abierto	Sí

5.2. Proceso de impresión 3D

El proceso de impresión 3D va a ser dividido en 3 grandes fases:

- a) Teselado de modelo 3D y generación de archivo .stl
- b) Definición de parámetros de impresión
- c) Fabricación y postprocesado

5.2.1. Teselado de modelos 3D y generación de archivos .stl

El primer paso del proceso de fabricación parte del diseño de los modelos 3D de los componentes de la prótesis. En el propio software de diseño, CATIA en este caso, se realiza el teselado necesario para la posterior exportación a formato .stl, que será el input del software de impresión 3D BNC3D Cura.

En el diseño asistido por ordenador, el diseño creado está representado por un modelo topológico de los bordes, en el que las curvas y superficies 3D analíticas, limitadas a las caras, bordes y vértices, constituyen un límite del cuerpo 3D. Los cuerpos 3D arbitrarios suelen ser demasiado complicados como para analizarlos directamente. Por lo tanto, son aproximados (teselados) con una malla de piezas 3D pequeñas, con volumen y fáciles de analizar, normalmente en forma de un tetrahedro o hexahedro irregular.

En CATIA, este teselado se genera automáticamente mediante la definición de una serie de parámetros. En este caso, se ha buscado la máxima fidelidad del teselado respecto al modelo 3D, pero teniendo como limitación la capacidad de computación del ordenador utilizado.

El software genera geometrías triangulares para aproximar el teselado al modelo. Los dos parámetros que se puede definir son "STEP y "SAG".

Mediante el parámetro "SAG" se define la máxima distancia entre la geometría del modelo y la aproximación del teselado. "STEP" controla el valor de la longitud de los triángulos que forman el teselado.

Tabla 40: Definición de parámetros de teselado de cada componente [fuente propia]

P/N	DESCRIPCIÓN	STEP	SAG
FALZ-MP-001	Palma	0,5	0,01
FALZ-GP-001	Guantelete	0,5	0,01
FALZ-FP-001	Falange proximal	0,1	0,01
FALZ-FD-001	Falange distal	0,1	0,01
FALZ-TB-001	Base del tensor	0,1	0,01
FALZ-TT-001	Tope del tensor	0,1	0,01
FALZ-TP-001	Tirador pulgar	0,1	0,01
FALZ-WF-001	Base del "Whipple tree" para dedos	0,1	0,01
FALZ-WM-001	Parte móvil del "Whipple tree" para dedos	0,1	0,01
FALZ-PM-001	Pasador palma-guantelete	0,1	0,01
FALZ-RM-001	Reten de pasador palma-guantelete	0,1	0,01
FALZ-PA-001	Pasador falange proximal-falange distal	0,1	0,01
FALZ-PB-001	Pasador palma-falange proximal de dedos	0,1	0,01
FALZ-PP-001	Pasador palma-falange proximal del pulgar	0,1	0,01

Una vez compilado el teselado en CATIA este debe exportarse a formato .stl mediante el comando "STL Export".

5.2.2. Definición de parámetros de impresión y generación de archivos Gcode

El software de la impresora 3D, "BCN3D Cura", permite la definición de los parámetros de impresión de las piezas obtenidas en formato .stl.

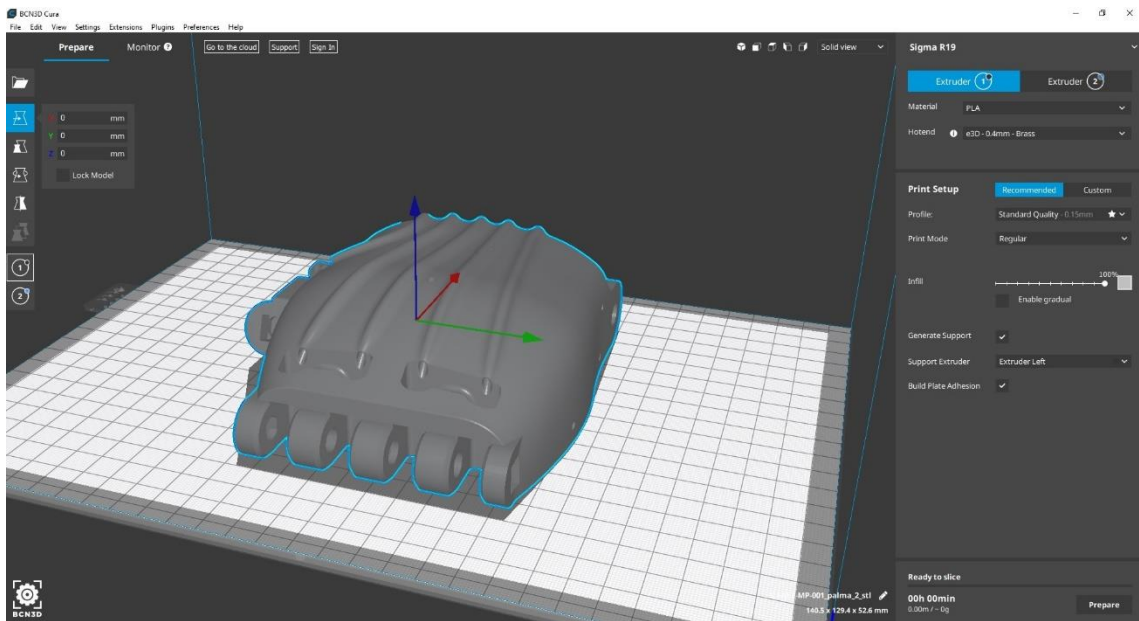


Figura 74: Interfaz del software BCN3D Cura [fuente propia]

Desde el primer momento el software permite definir una gran cantidad de parámetros para que la impresión tenga el mejor resultado posible. Engloba el tipo de definición de parámetros en 2 grupos:

- Recommended: solo permite la selección de los parámetros más generales
- Custom: permite la personalización de todos los parámetros de impresión

Los parámetros “Recommended” son definidos automáticamente en función de los input físicos de la impresora; el material y el diámetro del extrusor.

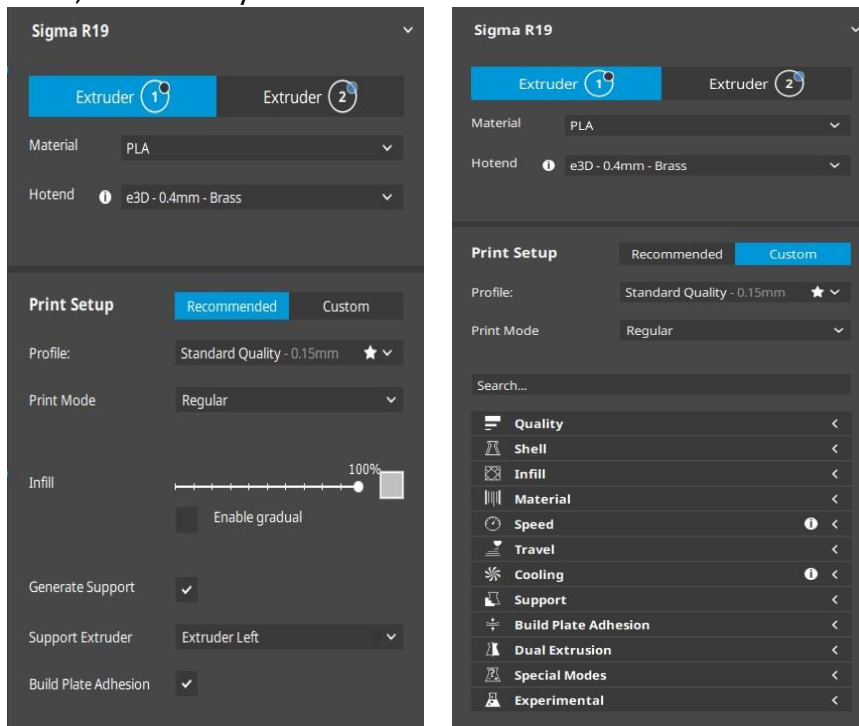


Figura 75: Ventana de opciones en la opción Recommended (izquierda) y en la opción Custom (derecha) [fuente propia]

Dado que todas las piezas serán impresas con el mismo material y se pretende que tengan los mismos niveles de calidad y acabados, en todas las piezas se van a definir los mismos parámetros de impresión, indicados en la Tabla 41.

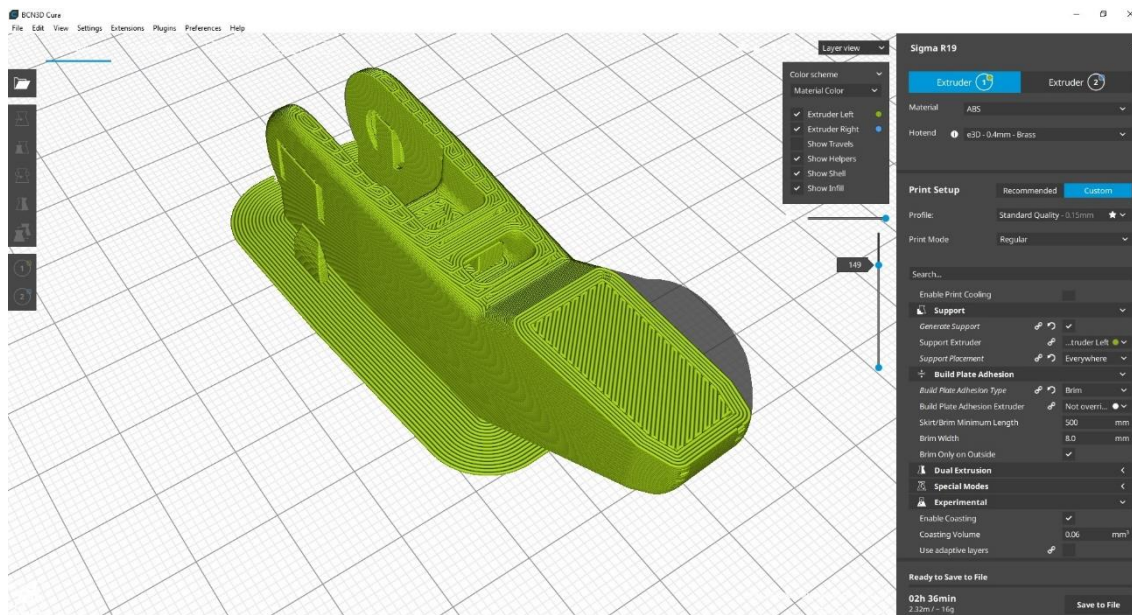


Figura 76: Simulación de capas de material de la falange distal en BCN3D Cura [fuente propia]

Tabla 41: Parámetros de impresión 3D en BCN3D Cura [fuente propia]

PARAMETRO	VALOR
Profile	Standard Quality
Print Mode	Regular
Layer Height	0,15 mm (0,2 mm)
Wall Thickness	1,6 mm
Top/Bottom Thickness	0,75 mm
Top/Bottom Pattern	Zig zag
Infill Density	100%
Infill Pattern	Grid
Print Infill Every	1 layer
Printing Temperature	190°C
Printing Temperature Intial Layer	190°C
Build Plate Temperature	60°C
Diameter	2,85 mm
Flow	100%
Print Speed	50 mm/s
Travel Speed	150 mm/s
Generate Support	Yes
Support Placement	Everywhere
Built plate adhesion	Yes
Brim Minimum Length	500 mm
Brim Width	8 mm
Brim only on outside	Yes

La posición y orientación de las piezas sobre la base de la impresora es otro factor importante para favorecer el resultado de la impresión y minimizar la cantidad de soportes para llevarla a cabo. En la Figura 77, Figura 78, Figura 79, Figura 80 y Figura 81 se muestra la posición seleccionada para cada uno de los componentes de la prótesis.

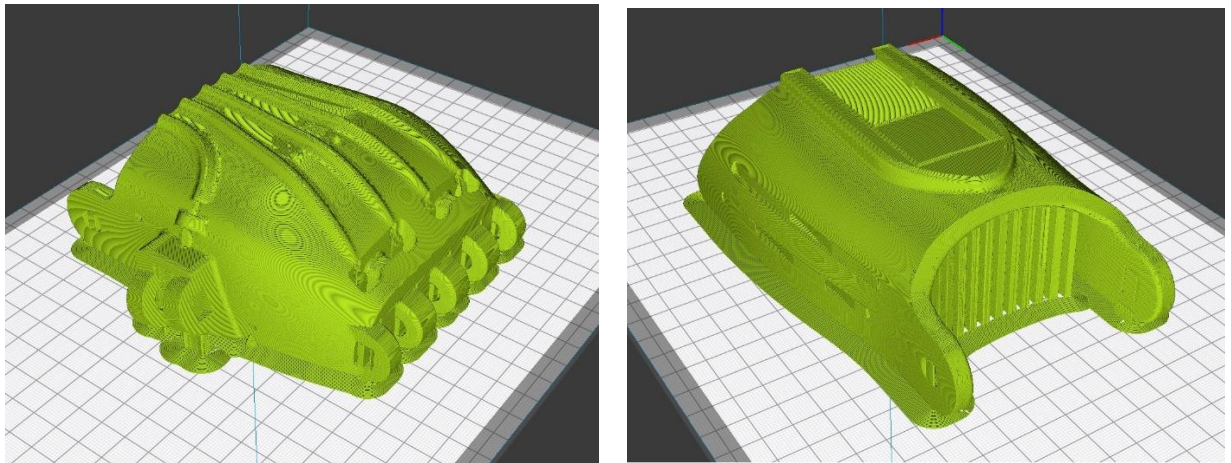


Figura 77: Representación por capas del posicionamiento de palma y guantelete impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

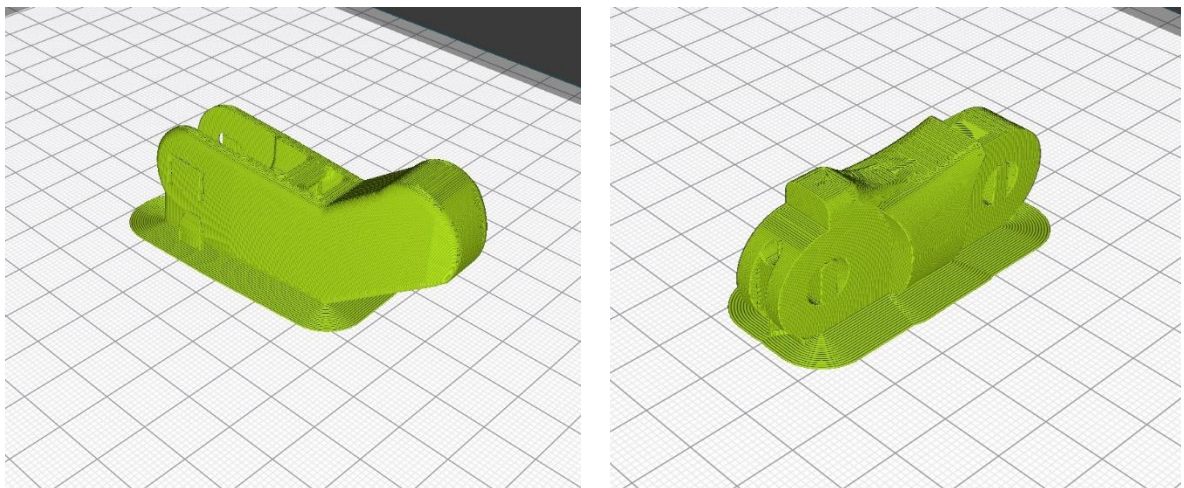


Figura 78: Representación por capas del posicionamiento de falanges impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

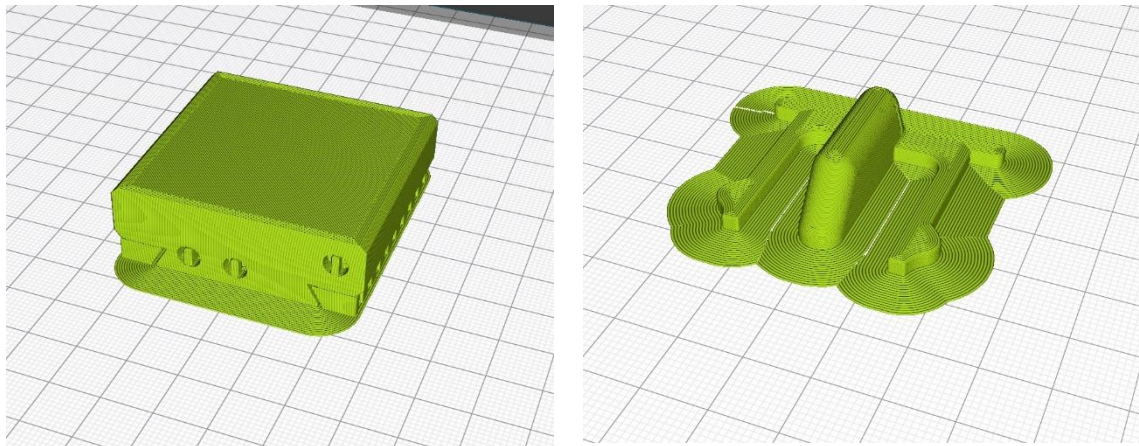


Figura 79: Representación por capas del posicionamiento de base y tope del tensor impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

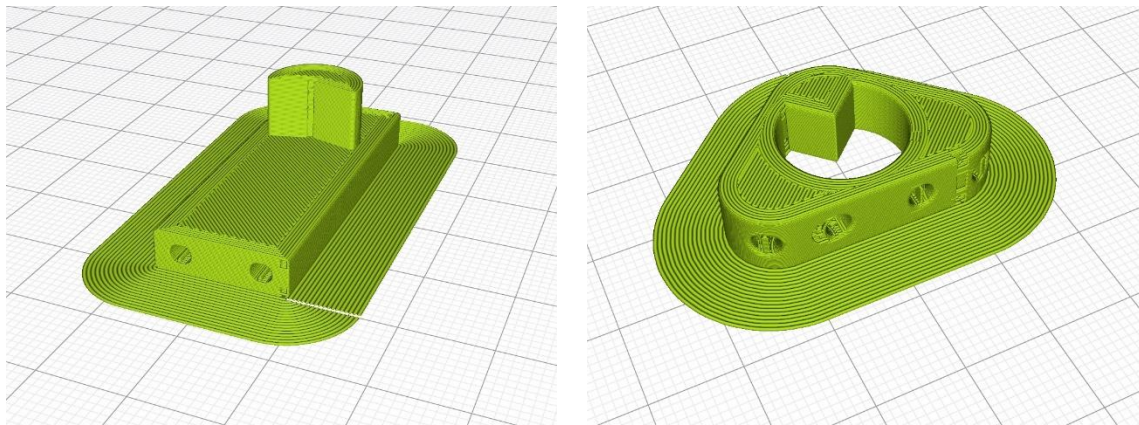


Figura 80: Representación por capas del posicionamiento de sistema “whipple tree” impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

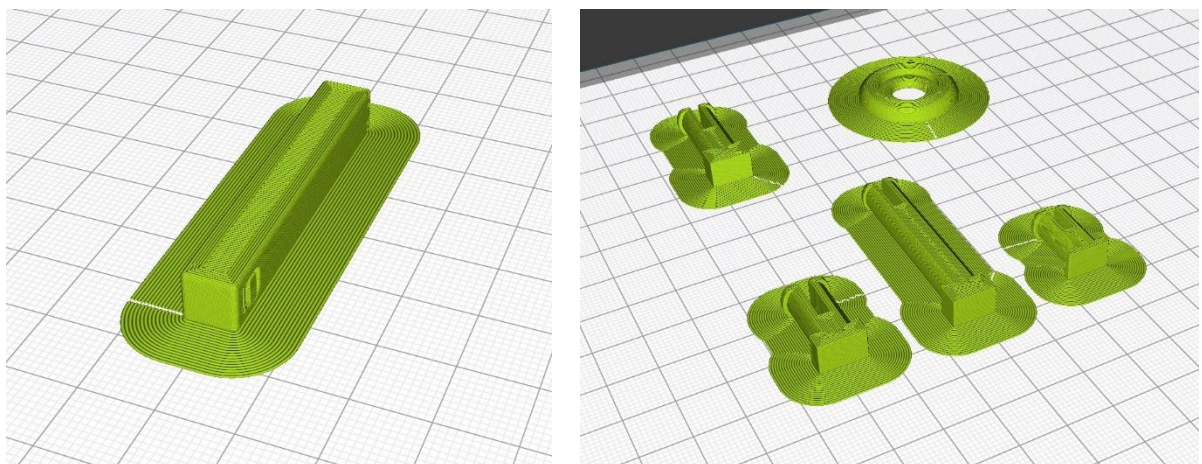


Figura 81: Representación por capas del posicionamiento de tensor del pulgar, pasadores y retén impresos en BCN3D Cura con los parámetros seleccionados [fuente propia]

Una vez seleccionados los parámetros de impresión y la ubicación y orientación del componente sobre la base de impresión, se guarda el proyecto para generar el Gcode que la impresora será capaz de interpretar para fabricar las piezas.

5.2.3. Fabricación y postprocesado

Tras todos los pasos seguidos, la impresora fabrica todos los componentes diseñados. El tiempo de fabricación y el peso resultante tras el proceso son simulados por el propio software. En la Tabla 42 se indican los tiempos de fabricación estimados y los pesos de cada uno de los componentes.

Tabla 42: Tiempos de fabricación y peso de todos los componentes fabricados [fuente propia]

P/N	DESCRIPCIÓN	TIEMPO	FILA. (m)	PESO (g)
FALZ-MP-001	Palma	32h 16min	36,69	293
FALZ-GP-001	Guantelete	21h 39min	26,37	210
FALZ-FP-001	Falange proximal	2h 30min	1,73	14
FALZ-FD-001	Falange distal	3h 8min	2,32	19
FALZ-TB-001	Base del tensor	3h 33min	2,98	24
FALZ-TT-001	Tope del tensor	50min	0,62	5
FALZ-TP-001	Tirador pulgar	39min	0,48	4
FALZ-WF-001	Base del "Whipple tree" para dedos	46min	0,62	5
FALZ-WM-001	Parte móvil del "Whipple tree" para dedos	37min	0,41	3
FALZ-PM-001	Pasador palma-guantelete	16min	0,17	1
FALZ-RM-001	Reten de pasador palma-guantelete	19min	0,24	2
FALZ-PA-001	Pasador falange proximal-falange distal	12min	0,13	1
FALZ-PB-001	Pasador palma-falange proximal de dedos	30min	0,35	3
FALZ-PP-001	Pasador palma-falange proximal del pulgar	19min	0,21	2

El peso resultante es de **728 g**. Cabe destacar que se tienen en cuenta los parámetros de impresión seleccionados y la cantidad total de cada P/N a fabricar. El valor del peso es alto y mejorable para que la prótesis sea ligera y manejable. Dado que la resistencia de los componentes es más que suficiente según el análisis de resistencia, se podría estudiar reducir en "infill" de los componentes y con ello el peso de los mismos como primera opción. Otras opciones para la reducción de peso pasan por el rediseño o la optimización topológica.

Teniendo en cuenta que un rollo de 750 g de filamento PLA de BCN3D tiene un coste de 35 €, el coste del material utilizado en la fabricación de los componentes es **33,97 €**.

Una vez realizada la fabricación de los componentes se deben realizar las operaciones de postprocesado que para el caso que nos ocupa consistirán en:

- **Eliminación de soportes**

La planificación adecuada de la eliminación del soporte de una impresión FDM 3D puede mejorar en gran medida la calidad de la superficie final. Este proceso se hace eliminando los soportes que se generan en la impresión, los mismos que pueden dejar marcas en la superficie de impresión.

Hay algunas piezas que, si se ubican correctamente en el slicer de impresión, pueden llegar a imprimirse sin soporte. Este es el escenario ideal que se ha intentado llevar a cabo para reducir al máximo los soportes.

- **Lijado**

Es el método de postproceso de impresión 3D más común. Se realiza utilizando una lija de papel de diferentes rugosidades. El proceso habitual es comenzar con un papel de lija de alta rugosidad y luego ir descendiendo, por etapas, hacia los papeles de lija más lisos.

En el caso de los orificios para pasadores y partes móviles se debe hacer especial hincapié para minimizar la fricción y facilitar la movilidad.

- **Pulido**

Se puede realizar con herramientas de pulido simples. El pulido se debe realizar solo después del lijado adecuado, ya que así se proporcionará un acabado mucho más suave, muy conveniente para las zonas ya comentadas en la parte de lijado.

6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

El diseño de esta prótesis ha podido mostrar en líneas generales todo el proceso de desarrollo de un producto desde la búsqueda de información y estado del arte de la tecnología propuesta hasta la fabricación final del primer prototipo.

Durante este proceso se han pasado por fases de recopilación de datos, diseño conceptual y de detalle, análisis del diseño y proceso de fabricación. Todos estos pasos se han enfocado en buscar una serie de especificaciones marcadas para que el producto cumpla su objetivo final.

Todas las especificaciones definidas podrían resumirse en el objetivo de buscar una prótesis de bajo coste que cumpla unas funciones básicas para las tareas cotidianas de personas con amputaciones parciales de mano y dedos que puedan accionar la prótesis con la muñeca.

Además, el diseño debía ser fácilmente escalable para que pueda adaptar a personas de distintas edades, como los niños, que durante su crecimiento necesitan ir cambiando de prótesis con cierta frecuencia sin que suponga un coste inasumible, como ocurre con las prótesis comerciales.

Otro objetivo de diseño era maximizar la utilización de material impreso en la fabricación, con el objetivo de que haya una dependencia mínima de elementos o componentes que no sean fabricados con la impresora 3D. La consecución de esta meta permitiría que la gente que cuente con una impresora pueda realizar por ella misma el mantenimiento y reparaciones de la prótesis en caso de daños.

Si todos estos factores se cumplen, esta prótesis podría ser de gran utilidad para fines humanitarios para personas con pocos recursos.

Tras la realización del proyecto se pueden alcanzar las siguientes conclusiones sobre el diseño y la consecución de objetivos:

- La tecnología de fabricación FDM seleccionada para la realización de la prótesis parece haber sido la más adecuada por la tipología del proyecto. Las impresoras 3D que utilizan esta tecnología son relativamente económicas y ofrecen unos resultados muy aceptables si no se buscan unas altas prestaciones mecánicas, como es el caso.
- El diseño obtenido cumple con las especificaciones marcadas buscando siempre la funcionalidad por encima de la estética. Es relativamente fiel a la anatomía de la mano y los movimientos que realiza tienen como referencia los que realiza la mano humana.
- La adaptación del sistema “whipple tree” para hacer que el proceso de agarre de la prótesis sea más efectivo independientemente del objeto a agarrar supone un gran punto a favor de esta prótesis. Habrá que realizar los correspondientes tests para confirmar que el sistema diseñado es realmente operativo.
- Se ha conseguido maximizar el uso de material polimérico impreso, siendo necesario únicamente como material adicional los cables de actuación y algunos tornillos y tuercas standard que son fáciles de conseguir y tienen un bajo coste.
- A nivel de acoplamiento con el cuerpo, el diseño cumple con las especificaciones básicas, ya que tras los estudios antropométricos y de otros diseños del mercado, se ha conseguido una prótesis que permite la adaptación, mediante goma-espuma y bandas elásticas, de un gran rango de

muñones y antebrazos. De todos modos, esta parte del diseño es mejorable debido a que, especialmente en los muñones de menor tamaño, será complicado transmitir los movimientos de muñeca. Habría que buscar una solución para este asunto en futuras fases de diseño.

- La utilización del método AHP para la selección del material ha permitido realizar un análisis objetivo de las necesidades del diseño y poder elegir el PLA como material óptimo para los objetivos planteados.
- El análisis de resistencia mecánica mediante MEF en CATIA determina que los componentes tienen un alto coeficiente de seguridad respecto a las condiciones de funcionamiento esperadas, por lo que están sobredimensionadas. Por tanto, se concluye que se debe actualizar el diseño en futuras versiones para aligerar las piezas. Esta consideración debe tomarse con cautela, ya que para este tipo de fabricación no es posible simular al 100% la influencia de los parámetros de fabricación sobre las características finales de la pieza. Para que se aproxime lo máximo posible a la realidad se ha investigado sobre la pérdida de resistencia en función de los parámetros de fabricación en piezas de PLA y se han aplicado estas propiedades al material en el cálculo MEF. Aún así, para poder validar con total seguridad estos cálculos deberían realizarse ensayos experimentales sobre las piezas que nos aclararán la resistencia real de cada componente.
- Dado que el peso final de la prótesis será de alrededor de 750 g, y teniendo en cuenta que a nivel de resistencia mecánica las piezas están sobredimensionadas, el peso final no es aceptable. Se deben buscar soluciones para reducir este peso a toda costa.
- Queda claro que la fabricación aditiva en ciertas aplicaciones, especialmente las médicas, tiene un gran potencial que aún debe seguir desarrollándose. Ya sea en proyectos “open source” como para soluciones personalizadas de tipo protésico o quirúrgico, esta tecnología da solución a necesidades personalizadas que de otro modo tendrían un coste muy difícil de asumir para los usuarios finales.

Teniendo en cuenta las conclusiones obtenidas del trabajo realizado, a continuación, se marcan unas líneas de trabajos futuros que permitirían mejorar y completar el proyecto llevado a cabo:

- Definición del proceso de montaje final de la prótesis con el objetivo final de realizar un manual de usuario, que sería de utilidad para que los propios usuarios sean capaces de fabricar, montar y ajustar sus prótesis sin ayuda de un experto.
- Diseño de un componente adaptado a la pieza “palma” y al usuario para facilitar el accionamiento de la prótesis independientemente del tamaño y forma de su muñón y antebrazo. Para ello sería interesante fabricar una “carcasa” que encaje con el interior de la pieza “palma” y cuyo interior se adapte al muñón de usuario mediante escaneado láser del mismo. La fijación entre ambas piezas se puede llevar a cabo mediante tornillos en los orificios originalmente destinados para instalar las cintas de fijación.
- Mejora del diseño exterior de la prótesis para mejorar su estética lo máximo posible y conseguir que se asemeje en mayor medida a la mano humana.

- Modificación del diseño con el fin de reducir el peso sin comprometer el correcto rendimiento para las especificaciones de funcionamiento. Hay 3 métodos principales para llevar a cabo esta reducción de peso:
 - Reducción de infill: No implicaría ningún cambio en el diseño CAD, si no de los parámetros de fabricación de los componentes.
 - Rediseño del modelo CAD: Mediante reducción de espesores, eliminación de material o realización de orificios en las zonas menos solicitadas según el análisis MEF.
 - Optimización topológica: Solución óptima para reducir el peso al máximo y cumplir con los requisitos de resistencia mecánica fijados. Debido que las piezas se fabrican mediante impresión 3D, esta optimización puede materializarse, lo cual sería muy complicado con cualquier otro método de fabricación, ya que las geometrías obtenidas por este método tienen una gran complejidad.

- Estudio del uso de materiales poliméricos combinados con refuerzos para mejorar la resistencia de los componentes y permitir una reducción aún mayor del peso.

- Para validar la resistencia mecánica de los componentes sería imprescindible llevar a cabo ensayos experimentales de resistencia con las mismas condiciones de contorno que las definidas en los análisis MEF, simulando situaciones de funcionamiento. Como ya se ha comentado en análisis MEF con este tipo de fabricación no es lo suficientemente fiable.

- Realización de ensayos experimentales para validar el funcionamiento de la prótesis en condiciones reales y siendo portada por un usuario. Especialmente el sistema “whipple tree”, que permitirá una mayor versatilidad en cuanto a la capacidad de agarrar piezas con distintas geometrías.

- Estudio de viabilidad para la consecución de una prótesis mioeléctrica con sistema de actuación mecatrónica. Si económica y funcionalmente es viable, los usuarios que tienen amputación de muñeca también podrían llegar a disfrutar de una prótesis de bajo coste con función de agarre, a la que también se le podrían programar otros tipos de agarre.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] “Prótesis en la antigua Roma”;
<https://elsabernotieneclasses.wordpress.com/2016/02/15/protesis-en-la-antigua-roma/>
- [2] Dorador-Gonzalez, Jesús Manuel & González, Dorador; Robótica y prótesis inteligentes; Revista Digital Universitaria; Vol. 6 Núm. 1; ISSN: 1067-6079; 2004
- [3] VCharris, “Historia de las Prótesis” Timeline, [En línea]. Available:
<https://www.timetoast.com/timelines/historia-de-las-protesis>
- [4] “Tipos de prótesis para miembro superior”;
<https://aparatosortopedicos.com/tipos-de-protesis-para-miembro-superior/>
- [5] <https://www.medicalexpo.es/prod/touch-bionics/product-80664-508908.html>
- [6] <https://www.catalogodelasalud.com/ficha-producto/Protesis-para-miembro-superior+114477>
- [7] <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/protesis-mecanicas-e-hibridas/>
- [8] <https://investigacion.pucp.edu.pe/grupos/girab/proyecto/protesis-mioelectricas-personalizadas-de-mano-con-retroalimentacion-haptica-empleando-fabricacion-digital-en-filamentos-plastico-pet/>
- [9] Páez Chingal, I. G., & Gaviria López, C. A. (2017); Prótesis subactuadas de manos humanas: una revisión - Human hands underactuated prosthetic: an review; Ingenium Revista De La Facultad De ingeniería, 18(35), 20–34; Recuperado a partir de <https://revistas.usb.edu.co/index.php/Ingenium/article/view/3166>
- [10] <http://mindtrans.narod.ru/hands/hands.htm>
- [11] <https://www.medicalexpo.es/fabricante-medical/protesis-mano-mioelectrica-52205.html>
- [12] <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/>
- [13] <https://www.medicalexpo.es/prod/fillauer/product-74954-619299.html>
- [14] <https://www.armdynamics.com/success-stories/max-okun>
- [15] <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/ortesis/>
- [16] <http://exiii-hackberry.com/>
- [17] <http://enablingthefuture.org/>
- [18] <https://www.sculpteo.com/blog/2020/03/17/two-italian-doctors-3d-printing-valves-to-face-the-coronavirus-pandemic/>
- [19] <https://www.icex.es/icex/es/Navegacion-zona-contacto/revista-el-exportador/observatorio2/REP2018802190.html>
- [20] <http://www.igape.es/es/ser-mas-competitivo/galiciaindustria4-0/estudios-e-informes/item/1529-opportunidades-industria-4-0-en-galicia>

- [21] Comité técnico CTN 116. Fabricación aditiva Principios Generales Terminología (ISO/ASTM 52900:2015), Asociación Española de Normalización (AENOR), Noviembre 2017
- [22] Sai, P.Chennakesava & Yeole, Shivraj. (2014). Fused Deposition Modeling - Insights.
- [22] Knoop, F., Kloke A., Schoeppner V. (2017). Quality improvement of FDM parts by parameter optimization. AIP Conference Proceedings 1914, 190001 (2017). <https://doi.org/10.1063/1.5016790>
- [23] Singh, Rupinder & Garg, Harish. (2016). Fused Deposition Modeling – A State of Art Review and Future Applications. 10.1016/B978-0-12-803581-8.04037-6.
- [24] Sai, P.Chennakesava & Yeole, Shivraj. (2014). Fused Deposition Modeling - Insights.
- [25] Mukhtarkhanov, M., Perveen, A., & Talamona, D. (2020). Application of Stereolithography Based 3D Printing Technology in Investment Casting. In *Micromachines* (Vol. 11, Issue 10). <https://doi.org/10.3390/mi11100946>
- [26] <https://manufactur3dmag.com/stereolithography-sla-3d-printing-works/>
- [27] Aimar, A., Palermo, A., & Innocenti, B. (2019). The Role of 3D Printing in Medical Applications: A State of the Art. *Journal of Healthcare Engineering*, 2019, 5340616. <https://doi.org/10.1155/2019/5340616>
- [28] Ferreira, D., Duarte, T., Alves, J. L., & Ferreira, I. (2018). Development of low-cost customised hand prostheses by additive manufacturing. *Plastics, Rubber & Composites*, 47(1), 25–34. <https://doi.org/10.1080/14658011.2017.1413793>
- [29] Javaid, M., & Haleem, A. (2018). Current status and challenges of Additive manufacturing in orthopaedics: An overview. *J Clin Orthop Trauma*, 10(2), 380–386. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.05.008>
- [30] Sims, T., Cranny, A., Metcalf, C., Chappell, P., & Donovan-Hall, M. (2017). PARTICIPATORY DESIGN OF PEDIATRIC UPPER LIMB PROSTHESES: QUALITATIVE METHODS AND PROTOTYPING. *Int J Technol Assess Health Care*, 33(6), 629–637. <https://doi.org/10.1017/S0266462317000836>
- [31] Xie, S., Cai, B., Rasidi, E., Yen, C.-C., Hsu, C., Chow, W. T., De Busscher, V., & Hsu, L. C. (2019). The use of a 3D-printed prosthesis in a Great Hornbill (*Buceros bicornis*) with squamous cell carcinoma of the casque. *PloS One*, 14(8), e0220922–e0220922. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220922>
- [32] <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=anatomyofthehand-85-P04195>
- [33] <https://www.educandose.com/mano/>
- [34] Velázquez-Sánchez A., Merchán-Cruz E., Hernández-Gómez L., Urriolagoitia-Calderón G. (2007); Rango de movilidad y función descriptiva del dedo

- índice; Científica Vol. 11 Núm. 4 pp.177-188; Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Zacatenco, Instituto Politécnico Nacional, México D.F.
- [35] Snyder, R.G.; Schneider, L. W.; Owings, C. L.; Reynolds, H. M.; Golomb, D. H.; Schork, M.A.; University of Michigan (UM-HSRI-77-17), Consumer Product Safety Commission, 31.05.1977
- [36] <https://amarantoterapiaocupacional.com/2015/07/22/movimientos-de-la-mano/>
- [37] Saponas, T. & Tan, Desney & Morris, Dan & Balakrishnan, Ravin & Turner, Jim & Landay, James. (2009). Enabling always-available input with muscle-computer interfaces. UIST 2009 - Proceedings of the 22nd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology. 167-176. 10.1145/1622176.1622208.
- [38] Ceres, R., Pons, J. L., Calderón, L., & Moreno, J. (2008). La robótica en la discapacidad. Desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior manus-hand. Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial, 5(2), 60–68. [https://doi.org/10.1016/S1697-7912\(08\)70145-6](https://doi.org/10.1016/S1697-7912(08)70145-6)
- [39] Adam, G. A. O., & Zimmer, D. (2015). On design for additive manufacturing: evaluating geometrical limitations. Rapid Prototyping Journal, 21(6), 662–670. <https://doi.org/10.1108/RPJ-06-2013-0060>
- [40] <https://www.crear4d.com/las-tolerancias-en-la-impresion-3d/>
- [41] https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Triple_whippletree_set.jpg
- [42] Cuellar, J., Smit, G., Zadpoor, A., & Breedveld, P. (2018). Ten guidelines for the design of non-assembly mechanisms: The case of 3D-printed prosthetic hands. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 232, 095441191879473. <https://doi.org/10.1177/0954411918794734>
- [43] Alfonso Pablos, M., & Viña Olay, J. (Noviembre 2016). Trabajo Fin de Máster: Optimización de las propiedades mecánicas de piezas Impresas con tecnología FFF mediante el estudio de la influencia de los parámetros de impresión. Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica, Universidad de Oviedo.
- [44] Ashby, M. F. (2009). Materials and the Environment: Eco-Informed Material Choice. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- [45] Arteaga Medina, L. (Julio 2015). Trabajo Fin de Grado: Fabricación y caracterización de filamentos para impresora 3D a partir de materiales reciclados. Escuela Superior de Ingeniería y Tecnología, Universidad de La Laguna.
- [46] <https://plastics.ulprospector.com/es/generics/34/c/t/acido-polilactico-pla-properties-processing>

- [47] Pacheco Carpio, G. I. (2019). Proyecto Técnico: “Análisis de tracción de probetas impresas en 3D mediante deposición de hilo fundido de PLA, ABS y PLA/MLO”. Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca.
- [48] <https://www.3dnatives.com/es/filamento-de-abs-impresion-3d-06062019/#!>
- [49] <http://www.ub.edu/cmematerials/es/content/acrilonitrilo-butadieno-estireno-abs>
- [50] Domingo Navas, R. (2020). TEMA 8. SELECCIÓN DE LA TECNOLOGÍA. Sistemas Productivos Industriales. Máster Universitario en Ingeniería Avanzada de Fabricación. Universidad Nacional de Educación a Distancia
- [51] Hodzic, D., Pandžić, A., Hajro, I., & Tasić, P. (2020). Strength Comparison of FDM 3D Printed PLA Made by Different Manufacturers. *TEM Journal*, 9, 966–970. <https://doi.org/10.18421/TEM93-18>
- [52] Rajpurohit, S. R., & Dave, H. K. (2019). Analysis of tensile strength of a fused filament fabricated PLA part using an open-source 3D printer. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 101(5), 1525–1536. <https://doi.org/10.1007/s00170-018-3047-x>
- [53] Vălean, C., Marșavina, L., Mărghitaș, M., Linul, E., Razavi, J., & Berto, F. (2020). Effect of manufacturing parameters on tensile properties of FDM printed specimens. *Procedia Structural Integrity*, 26, 313–320. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.prostr.2020.06.040>
- [54] <http://www.personal.psu.edu/users/h/x/hxk5050/>
- [55] https://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%A9todo_de_los_elementos_finitos
- [56] Alhijazi, M., Zeeshan, Q., Qin, Z., Safaei, B., & Asmael, M. (2020). Finite element analysis of natural fibers composites: A review. *Nanotechnology Reviews*, 9(1), 853–875. <https://doi.org/doi:10.1515/ntrev-2020-0069>
- [57] <https://catiahelp.azurewebsites.net/English/FemUserMap/fem-t-SurfaceMesh-SetParameter.htm>
- [58] https://autofem.com/help/idd_bload_properties.html
- [59] <https://www.bcn3d.com/wp-content/uploads/2019/10/Datasheet-Sigma-R19-ES.pdf>

CURRICULUM VITAE

EXPERIENCIA

- 2014 - 2015 **GESTIÓN EMPRESARIAL VALENCIANA 2012**
Becario en prácticas en el Diseño de un nuevo prototipo UAV VTOL para fines civiles.
- 2015 - 2016 **FUNDACIÓN SEPI**
Becario de la Fundación SEPI para Compañía Española de Sistemas Aeronáuticos (CESA)
Ingeniero de Producción para los servicios de CESA en las aeronaves A400M y C-295 de Airbus Defense and Space
- 2016 - 2018 **COMPAÑÍA ESPAÑOLA DE SISTEMAS AERONÁUTICOS S.A. (CESA)**
Responsable de Producción en servicios en FAL del A400M (Departamento de Servicios)
- Responsable de Producción para los servicios de CESA en la FAL (Final Assembly Line) de las aeronaves A400M (LV, ST15, ST25, ST60, ST65 Tablada, FTC) y C-295
 - Gestor de un equipo de 15 técnicos.
- 2018 - actualidad **HÉROUX DEVTEK SPAIN (CESA)**
Responsable de Producción en soporte al Retrofit del A400M (Departamento de Servicios)
- Responsable de Producción para los servicios de CESA en el Retrofit del A400M de Airbus Defense and Space (Mantenimiento, aplicación de Boletines de Servicio y apertura/cierre de accesos)
 - Gestor de un equipo de hasta 25 técnicos.
- 2020 - actualidad **HÉROUX DEVTEK SPAIN (CESA)**
Gestor de proyecto (Departamento de Servicios)
Proyecto de capacitación y creación de un taller MRO del equipo TEU (Tank Ejector Unit) de la aeronave Eurofighter Typhoon para una empresa saudita bajo el Proyecto Salam Support Solution

FORMACIÓN

2009 - 2015

Ingeniería Superior Aeronáutica

Especialidad en Aeronaves y Vehículos Espaciales

Universidad Politécnica de Valencia (UPV)

Curso Lean Management y Dirección de Operaciones (20h)

Universidad Politécnica de Valencia (UPV)